

Diseño de dispositivos de rehabilitación y órtesis

**Mary Vergara Paredes, Miguel Díaz Rodríguez,
Francklin Rivas Echeverría y Magda Restrepo Moná**
(Editores)

Diseño de dispositivos de rehabilitación y órtesis



UTPL
UNIVERSIDAD TÉCNICA PARTICULAR DE LOJA



Consejo de
Publicaciones



**Centro de
Publicaciones**
FONTRIFICIAL UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL ECUADOR

UNIVERSIDAD DE LOS ANDES
CONSEJO DE PUBLICACIONES

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL ECUADOR - SEDE IBARRA
UNIVERSIDAD TÉCNICA PARTICULAR DE LOJA
CENTRO DE PUBLICACIONES PONTIFICIA UNIVERSIDAD
CATÓLICA DEL ECUADOR
2017

Título de la obra: Diseño de dispositivos de rehabilitación y órtesis

Editores: **Mary Vergara Paredes, Miguel Díaz Rodríguez,**
Francklin Rivas Echeverría y Magda Restrepo Moná

Coeditado por el Centro de Publicaciones Pontificia Universidad Católica del Ecuador, Pontificia Universidad Católica Sede Ibarra, Universidad Técnica Particular de Loja y el Consejo de Publicaciones de la Universidad de Los Andes
Av. 12 de Octubre y Robles - Teléf.: +5932 - 2991700 Quito - Ecuador
<http://www.edipuce.edu.ec> / e-mail publicaciones@puce.edu.ec
Av. Aurelio Espinoza Pólit, Ibarra - Ecuador / Teléf.: +593 6-264-1786
<http://www.pucesi.edu.ec>
Av. Andrés Bello, antiguo CALA. La Parroquia - Mérida, estado Mérida. Venezuela
Telefax (+58274) 2713210, 2712034, 2711955
e-mail cpula@ula.ve - <http://www.ula.ve/cp>

Colección: Tecnología

Serie: Ingeniería

1^a edición. 2017

Reservados todos los derechos

© **Mary Vergara Paredes, Miguel Díaz Rodríguez,**
Francklin Rivas Echeverría y Magda Restrepo Moná

Corrector: Luis Paniagua / correctorcپula@gmail.com - Consejo de Publicaciones

Diagramación: Itzalex Hernández / itzalexbea@gmail.com - Consejo de Publicaciones

Diseño de portada: Itzalex Hernández / itzalexbea@gmail.com - Consejo de Publicaciones

Imagenes de portada: Anderson Paul Chagna Dueñas / David Andres Cazco
Maldonado / Vicente Mata Amela

Hecho el depósito de ley

Depósito legal ME2017000137 (Venezuela)

ISBN 978-980-11-1893-0 (Venezuela)

ISBN 978-9978-375-29-7(Pucesi Ecuador)

Impreso en Gráficas El Portatítulo

Mérida, Venezuela

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	11
1.- DISEÑO DE DISPOSITIVO ROBÓTICO PARA LA REHABILITACIÓN Y DIAGNOSIS DE EXTREMIDADES INFERIORES	15
Introducción	16
Clasificación de los dispositivos de rehabilitación y diagnosis robótica.....	17
Conclusiones	38
Referencias.....	38
2.- DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PARA AUTOREHABILITACIÓN PASIVA DE RODILLA NO SUPERVISADA.....	43
Introducción	44
Conclusiones	56
Agradecimientos	57
Referencias.....	57
3.- DISPOSITIVO CON DOS GRADOS DE LIBERTAD PARA REHABILITACIÓN DE LA MUÑECA	61
Introducción	61
Desarrollo	67
Conclusiones	74
Agradecimientos	74
Referencias.....	75
4.- DISEÑO DE UN ROBOT DE REHABILITACIÓN PARA LA ARTICULACIÓN DE LA MUÑECA DESDE EL ENFOQUE DE LA INGENIERÍA CONCURRENTE	79

Introducción	80
Desarrollo.....	83
Fase 1.Identificación de las necesidades	84
Fase 2. Especificación de los requerimientos de diseño	85
Fase 3. Diseño conceptual del equipo de rehabilitación de la muñeca	86
Fase 4. Diseño preliminar e ingeniería básica de las propuestas del equipo rehabilitador de muñeca.....	86
Fase 5. Diseño de ingeniería de detalle del equipo rehabilitador de muñeca.....	94
Conclusiones	100
Agradecimientos	101
Referencias.....	102
5.- INNOVACIÓN TECNOLÓGICA NACIONAL EN DISPOSITIVOS PROTÉSICOS Y ORTÉSICOS: METODOLOGÍA DE DISEÑO PARA APLICACIONES EN MIEMBROS INFERIORES	
Introducción	106
Marco conceptual de la metodología	108
Aplicaciones	112
Conclusiones	128
Agradecimientos	129
Referencias.....	129
6.- DISEÑO DE UNA ÓRTESIS TOBILLO-PIE CON BLOQUEO ANTIEQUINO PARA EL REPOSO Y SISTEMA DE COMPENSACIÓN DE CARGAS PARA LA MARCHA	
Introducción	134
Desarrollo.....	137
Métodos.....	137
Conclusiones	149
Referencias.....	150

7.- PROSPECTIVA PARA EL DISEÑO Y FABRICACIÓN DE UNA ÓRTESIS IMPRESA EN 3D	153
Introducción	154
Conclusiones	169
Referencias.....	170
8.- PRÓTESIS DE MANO ACOPLABLE AL MUÑÓN PARA MUTILACIONES PARCIALES DE MANO	177
Introducción	178
Desarrollo.....	182
Agradecimientos	187
Conclusiones	187
Referencias.....	188
9.- MODELADO Y SIMULACIÓN DE ROBOTS PARALELOS CON V-REP. APLICACIÓN DE TELEOPERACIÓN Y MONITORIZACIÓN DE UN ROBOT DE 3 GRADOS DE LIBERTAD.....	193
Introducción	194
Conclusiones	207
Agradecimientos	207
Referencias.....	208
10.-DISEÑO DE UN BIPEDESTADOR MODULAR PEDIÁTRICO INSPIRADO EN EL ARTE PRECOLOMBINO ECUATORIANO.....	211
Introducción	212
Proceso de diseño	214
Presentación y análisis de resultados	218
Agradecimientos	224
Conclusiones.....	224
Referencias.....	225
11.- COMPORTAMIENTO MECÁNICO DEL TEJIDO ÓSEO PARA EL DESARROLLO DE ÓRTESIS	229
Introducción.....	230
Resultados.....	246

Conclusión.....	247
Referencias	248
12.- DISEÑO ESTRUCTURAL DE UNA SILLA DE RUEDAS ELÉCTRICA PLEGABLE PARA UNA PERSONA CON PROBLEMAS DE MOVILIDAD	253
Introducción	254
Desarrollo	260
Conclusiones.....	269
Referencias	269
13.- PROPUESTA DE VESTUARIO PARA PERSONAS CON PARAPLEJIA	271
Introducción.....	272
Método.....	273
Desarrollo y propuesta.....	281
Conclusiones.....	284
Agradecimientos	285
Referencias	285
14.- USO DE TÉCNICAS DE APRENDIZAJE PARA ROBOTS DE REHABILITACIÓN	287
Introducción.....	289
Conclusiones y trabajos futuros.....	312
Agradecimientos	312
Referencias	312
15.- DISEÑO Y EVALUACIÓN DE MODELOS MECÁNICOS DE UNA MANO PROTÉSICA ANTROPOMÓRFICA PARA AMPUTACIONES DEL MIEMBRO SUPERIOR.....	321
Introducción.....	322
Conclusiones.....	336
Agradecimientos	337
Referencias	337
LISTA DE AUTORES	341

INTRODUCCIÓN

Uno de los retos más importantes y fascinantes en las instituciones universitarias es el asociado al establecimiento de la sinergia entre los grupos de investigación de cualquier área para impulsar y mejorar el impacto social de la investigación desarrollada. Es un hecho que en el medio universitario hace falta la interacción entre los investigadores, particularmente en áreas en que están involucradas la Ingeniería y la Medicina, las cuales forman una unión natural. Lo anterior trae como consecuencia un impacto negativo en la enseñanza educativa, pues los profesores no suelen hablar de las interacciones entre estas disciplinas mientras están enseñando, probablemente debido a su falta de experiencia en esos campos, lo que los lleva prudentemente a no hablar de ello y por tanto se crea un juego de doble ciego en el que cada uno por separado ignora las potencialidades de dicha interacción y, peor aún, de su unión.

Las universidades de países hispanos han entendido la necesidad de generar esa sinergia y están enfrentando este reto, caminando hoy en día por un sendero común, que se muestra alentador, en el cual la Ingeniería y la Medicina forman parte de un todo. Este libro muestra en quince capítulos resultados de diseño de dispositivos en el campo de la rehabilitación y la ótesis. A lo largo del libro se muestra en este trabajo cómo ambas ramas del saber forman un vínculo inevitable que sirve de base para proponer soluciones a problemas de la sociedad, en las cuales la interdisciplinariedad y la alianza son factores clave de los adelantos tecnológicos del nuevo siglo y la innovación se presenta a través de mejores resultados que los obtenidos con alternativas conocidas.

Los primeros cuatro capítulos tratan sobre el diseño de dispositivos de rehabilitación. Los dos primeros se enfocan en la rehabilitación de la extremidad inferior, bien sea en el diseño de un dispositivo para

rehabilitación pasiva, como en el capítulo I, o para autorrehabilitación de la rodilla, como en el capítulo 2. Los capítulos 3 y 4 se enfocan en el diseño de dispositivos para la rehabilitación de la muñeca. El siguiente grupo de capítulos (5 al 7) trata sobre el diseño de órtesis. Así, en el capítulo 5 se presenta una metodología para el diseño de aplicaciones en miembros inferiores, la cual es descrita y su aplicación se muestra a través de varios casos de dispositivos desarrollados. El capítulo 6 presenta el diseño de una órtesis para el tobillo pie con la ventaja de que el dispositivo presenta un antibloqueo equino y un sistema de compensación de cargas para la marcha. Seguidamente, el capítulo 7 presenta una perspectiva general del mecanizado 3D para el diseño y fabricación de órtesis. El capítulo 8 desarrolla una prótesis de mano con mutilaciones parciales para ser acoplada al muñón.

Los últimos capítulos tratan de forma independiente aspectos relevantes para el diseño de dispositivos de rehabilitación y órtesis. Por ejemplo, en el capítulo 9 se describe el proceso de modelado de un robot para rehabilitación mediante el software V-REP y su integración a otros programas con objeto de desarrollar telerrehabilitación. El capítulo 10 desarrolla un dispositivo para asistir la bipedestación en los niños, cuyo diseño de la forma está inspirado en el arte precolombino. Un aspecto del diseño de dispositivos es el material empleado en la fabricación. En este sentido, el capítulo 11 contiene un estudio del comportamiento del tejido óseo y su aplicación en el diseño de órtesis. En el campo médico, un aspecto importante es el desarrollo de dispositivos de asistencia al paciente; en esta línea, el capítulo 12 presenta el diseño particular de una silla de ruedas plegable. Asimismo, el capítulo 13 presenta una propuesta de vestuario para facilitar la asistencia a personas parapléjicas. El capítulo 14 presenta un tema de actualidad en el que se introducen técnicas de aprendizaje a fin de desarrollar sistemas de control para interacción humano-robot que permiten aprender la fuerza requerida para asistir al paciente en la ejecución de la terapia de rehabilitación. Finaliza el libro con el capítulo 15, que desarrolla una mano protésica antropomórfica para suplir amputaciones del miembro superior.

Finalmente, queremos destacar que los capítulos incluidos en este libro fueron sometidos a un proceso de evaluación por expertos del campo de

los autores y bajo la modalidad doble ciego. Cada capítulo fue revisado por al menos dos revisores juntos con los comentarios de los editores. Los capítulos incluidos recogen el trabajo de un total de 45 autores de distintas universidades, como la Universidad de los Andes (Venezuela), la universidad Carlos III de Madrid (España), la Pontificia Universidad Católica del Ecuador, sedes Ibarra y Ambato (Ecuador), la Universidad Politécnica Salesiana (Ecuador), la Universidad Politécnica de Valencia (España), la Universidad Simón Bolívar (Venezuela), la Universidad Experimental del Táchira (Venezuela), la Universidad Experimental Francisco de Miranda (Venezuela) y la Universidad Técnica Particular de Loja, Ecuador. Queremos agradecer a sus autores por haber participado en la elaboración de este proyecto, pues sin sus contribuciones no hubiese sido posible obtener un libro de contenido tan enriquecedor que sirva de referencia a otros autores en el campo de la rehabilitación y la órtesis.

El reto planteado fue asumido con gran responsabilidad por la Pontificia Universidad Católica del Ecuador, la Universidad Técnica Particular de Loja, la Universidad de Los Andes y la Pontificia Universidad Católica del Ecuador, sede Ibarra, las cuales han hecho este esfuerzo editorial conjunto que será de gran valor a las investigaciones en las diversas áreas temáticas tratadas y servirá de insumo tanto a los ambientes académicos como hospitalarios, empresariales y organizacionales.

Los editores queremos agradecer profundamente el trabajo voluntario de los 27 revisores, cada uno experto en el campo de estudio de cada capítulo. El libro ha contado con la participación de evaluadores que actualmente trabajan en universidades o institutos de investigación en Canadá, Colombia, Ecuador, España, Estados Unidos, México, Reino Unido y Venezuela. Hemos de destacar que los revisores fueron externos, es decir, que no participan como autores de algún capítulo del libro. Sin el trabajo y dedicación de estos revisores no hubiese sido posible manejar de forma eficiente el proceso de revisión y cumplir con los estándares fijados en la edición del libro.

1 DISEÑO DE DISPOSITIVO ROBÓTICO PARA LA REHABILITACIÓN Y DIAGNOSIS DE EXTREMIDADES INFERIORES

Pedro Araujo Gómez¹, Miguel Díaz Rodríguez², Vicente Mata Amela³

En la actualidad, la rehabilitación robótica para extremidades inferiores se encuentra ampliamente desarrollada; sin embargo, los dispositivos utilizados hasta ahora parecieran no tener criterios uniformes para su diseño, pues, por el contrario, cada mecanismo desarrollado suele presentarse como si no tomara en cuenta los criterios empleados en diseños anteriores. Por otra parte, la diagnosis de extremidades inferiores a partir de dispositivos robóticos ha sido poco estudiada. Este capítulo presenta una guía para el diseño de dispositivos robóticos en la rehabilitación y diagnosis de extremidades inferiores, tomando en cuenta la movilidad de la pierna humana y las técnicas utilizadas por los fisioterapeutas en la ejecución de ejercicios de rehabilitación y pruebas de diagnosis, así como las recomendaciones dadas por diversos autores, entre otros aspectos.

La guía propuesta se exemplifica mediante un caso de estudio basado en un robot paralelo RPU+3UPS capaz de hacer movimientos que se aplican durante los procesos de rehabilitación y diagnosis. La propuesta presenta ventajas con respecto a algunos dispositivos existentes, como su capacidad

¹ Departamento de Ciencias Aplicadas y Humanísticas, Facultad de Ingeniería, Universidad de Los Andes, Mérida, Venezuela. {pfaraudo@ula.ve}

² Laboratorio de Mecatrónica y Robótica, Facultad de Ingeniería, Universidad de Los Andes, Mérida, Venezuela. {dmiguel@ula.ve}

³ Centro de Investigación en Ingeniería Mecánica, Universitat Politècnica de València, Valencia, España. {vmata@mcm.upv.es}

de carga que puede soportar, y también permite restringir el movimiento en las direcciones exigidas por la rehabilitación y la diagnosis.

Palabras clave: Rehabilitación, diagnosis robótica, extremidades inferiores, robot paralelo.

INTRODUCCIÓN

La robótica ha tenido un desarrollo significativo en las últimas décadas, entre otros aspectos debido a la evolución que han tenido diversas áreas vinculadas a la robótica como, por ejemplo, la informática. Este desarrollo ha incidido tanto en la mejora de los dispositivos robóticos como en la creación de nuevos campos de aplicación, y principalmente se ha extendido a campos relacionados con los servicios y necesidades humanas como agricultura, sistemas de seguridad y aplicaciones médicas.

La rehabilitación robótica se presenta como uno de los campos de mayor interés en la actualidad, sirviendo de asistencia al trabajo arduo de los fisioterapeutas, además de que logra una mejor coordinación para los ejercicios de rehabilitación y mayor precisión en el diagnóstico de lesiones y la medición de la evolución de los pacientes. La rehabilitación y diagnosis de las extremidades inferiores es muy frecuente debido a la gran cantidad de accidentes a los que están expuestas estas extremidades, de hecho, en el campo de los deportes suelen presentarse muy a menudo.

El propósito de este capítulo es presentar una guía para el diseño de dispositivos en la rehabilitación y diagnosis de extremidades inferiores. Se toma como referencia la movilidad de las piernas, el movimiento de la extremidad durante una sesión de rehabilitación y en una prueba diagnóstica, así como también las recomendaciones de diferentes autores.

En la primera parte de este capítulo se encuentra una clasificación de estos mecanismos según ciertos criterios y luego se presenta la revisión de dispositivos existentes tanto para la rehabilitación como para la diagnosis. Seguidamente se muestra una guía para el diseño de dispositivos de rehabilitación y diagnosis de extremidades inferiores; en esta parte se ofrecen recomendaciones de los autores para conseguir un diseño adecuado, así como otras recomendaciones que otros autores han reseñado.

Finalmente se presenta una propuesta de un dispositivo en particular seguido de las conclusiones obtenidas de esta investigación.

CLASIFICACIÓN DE LOS DISPOSITIVOS DE REHABILITACIÓN Y DIAGNOSIS ROBÓTICA

El campo de la rehabilitación robótica está generalmente dividido en las categorías de robots de terapia y robots de asistencia (van der Loos y Reinkensmeyer, 2008), siendo los robots de terapia los utilizados para las personas que requieren recuperar la movilidad y fuerza de una extremidad lesionada. Ese será, pues, el tema de estudio en este capítulo. Los robots de asistencia cumplen con apoyar a las personas para hacer tareas diarias que no son capaces de llevar a cabo debido a alguna discapacidad presente.

En la actualidad hay gran cantidad de dispositivos para la rehabilitación de extremidades inferiores, las cuales se diferencian entre sí por la fase del tratamiento a la que este destinada (Díaz, Gil y Sánchez, 2011) y que presentan una clasificación de los dispositivos según el principio de rehabilitación al que estén destinados; así, definen 5 grupos, caminadoras en cinta, caminadoras en base para el pie, caminadoras en superficie, caminadoras estacionarias y entrenador para tobillo, y órtesis activas para el pie (*treadmill gait trainers, foot-plate-based gait trainers, overground gaittrainers, stationary gait and ankle trainers, y active foot orthoses*). Alcocer y col., 2012, describen una clasificación de dispositivos de rehabilitación basada en la complejidad de su mecanismo, encontrándose tres grupos, dispositivos de baja complejidad, de complejidad intermedia y de alta complejidad.

Por otro lado, considerando las fases de tratamiento de rehabilitación habrá dispositivos para la fase inicial del tratamiento en la cual la persona lesionada tiene muy poca o nula capacidad de movimiento. Luego están los dispositivos de fase de rehabilitación, en los que el paciente comienza a recuperar la fuerza y movilidad de la extremidad. Por último, vemos dispositivos para la fase funcional que buscan completar la movilidad de la extremidad. Este capítulo está enmarcado en el desarrollo de un dispositivo destinado para la fase intermedia de la rehabilitación, por la que se recupera la fuerza y la movilidad de la extremidad. Sin

embargo, este dispositivo puede aplicarse a varias fases del tratamiento de rehabilitación.

Los dispositivos de diagnosis suelen clasificarse con base en la prueba a la que estén destinados, entre las que destaca el test de Lachman y el test de desplazamiento de pivote. A continuación hacemos una revisión de los principales dispositivos desarrollados para la rehabilitación y para la diagnosis.

Dispositivos actuales para la rehabilitación

Existe una gran variedad de dispositivos para la rehabilitación de extremidades inferiores, algunos de ellos comerciales y otros en fase de investigación. A pesar de que diversos autores han desarrollado criterios para clasificarlos, en ocasiones, algunos de ellos pueden estar comprendidos en varios grupos.

Los dispositivos comerciales más desarrollados son los que principalmente asisten el proceso de marcha, así como también los de tipo estacionario, y por lo general presentan costos elevados y principalmente enfocados hacia su implementación en centros de salud. Entre los más conocidos se encuentra el Lokomat, desarrollado por Hocoma AG, Volketswil, Suiza, el cual consiste de una ótesis robótica para asistir la marcha, tal como se observa en la figura 1. Es este un sistema avanzado para el soporte del cuerpo combinado con una cinta caminadora (Díaz, Gil y Sánchez, 2011). Similares al Lokomat son el MotionMaker TM, el Walk Trainer, POGO, AutoAmbulator (HealthSouth Coopertion), LokoHelp (LokoHelp Group).



Figura 1. Lokomat de Hocoma AG (Díaz, Gil y Sánchez, 2011)

El MotionMaker TM es un dispositivo estacionario para pacientes discapacitados y hemipléjicos; consta de un sistema de electroestimulación para activar la movilización de las extremidades inferiores en tiempo real (Schmitt y Métrailler, 2004) y fue desarrollado por la Escuela Politécnica Federal de Lausana. Este dispositivo contribuye tanto a la diagnosis como a la recuperación de las funciones durante el proceso de rehabilitación.

El WalkTrainer está también destinado a pacientes con parálisis, y a diferencia del MotionMaker, el paciente se encuentra en posición de pie. El WalkTrainer asemeja el movimiento natural de la extremidad inferior, y esto incide en la motivación del paciente. El dispositivo está compuesto de distintos elementos, entre los que se encuentra un marco para el caminado, una ótesis pélvica, un sistema para el soporte del cuerpo, dos ótesis para las piernas y un sistema para la electroestimulación (Stauffer y col., 2009).

La italiana Easytech, S.R.L. ha desarrollado dos mecanismos: el Genu 3 y el Primadoc. Ambos fueron diseñados para el uso diario y permiten al músculo ejercitarse a una velocidad constante a lo largo del rango de movimiento de la articulación, generando una fuerza de resistencia que es función de la fuerza resistiva generada por el paciente. Esto permite que el músculo siempre desarrolle altas tensiones, lo que incide en una máxima estimulación de las fibras (www.easytechitalia.com). En la figura 2 se puede observar el Genu 3.



Figura 2. Genu 3 de la Easytech, S.R.L. (www.easytechitalia.com)

Yaskawa Electric produjo un dispositivo para la rehabilitación de extremidades inferiores, el TEM LX2, que comenzó a desarrollarse desde hace más de 15 años. Se trata de un dispositivo que permite hacer ejercicios de movimiento pasivo continuo (CPM) y otros que usualmente se aplican por terapeutas. El dispositivo es de tipo serial y sobre él se fija la pierna del paciente a la que se hace el tratamiento de rehabilitación (Sakaki, 1999). Luego de comercializado en el año 2004, no se reportan cambios importantes y en la actualidad no se observa que el dispositivo se ofrezca por parte de la empresa.

En cuanto a dispositivos que aún se encuentran en fase de investigación, algunos con gran desarrollo y otros básicamente en una fase inicial, hay una gran diversidad de dispositivos en cuanto a la fase de rehabilitación a la que están destinados.

Destaca un dispositivo estacionario para la rehabilitación de rodillas desarrollado por Akdogan y Adli (2011). Este trabaja en distintos modos, uno definido como modo de enseñanza, en el que el terapeuta manipula el dispositivo asemejando ciertos ejercicios de rehabilitación y de esta manera el dispositivo recoge la información de fuerzas y posiciones de la terapia. Luego, en el modo terapia, el robot es capaz de controlar al paciente tomando en cuenta las fuerzas de reacción que este pudiera generar. Además, considera los límites que debe tener el movimiento ejecutado durante el proceso de terapia (Fig. 3).



Figura 3. Physiotherabot (Akdogan y Adli 2011)

LOPES es un dispositivo que combina un segmento que permite la traslación de la pelvis libremente con un segmento exoesquelético con tres actuadores rotacionales. Este tiene dos modos de ejecución, definidos como paciente en carga y robot en carga, que permiten tanto que el dispositivo sea controlado por el paciente o que el robot guíe al paciente (Veneman y col., 2007). Este mecanismo se encuentra en la categoría de los *walktrainer*, pero también es de tipo exoesquelético, que se entiende como otra categoría de mecanismos de rehabilitación y es un formato que ha sido utilizado frecuentemente para el desarrollo de mecanismos.

El LAMBDA, desarrollado por Bouri, Le Gall, y Clavel (2009) se puede observar en la Fig. 4, y consiste en un sistema de dos articulaciones traslacionales y una rotacional permitiendo la movilización de la extremidad inferior en el plano sagital, lo que limita en cierta medida la gama de ejercicios del paciente, aunque presenta la ventaja de que también puede ser empleado como equipo de entrenamiento para actividades deportivas. Además, sus autores prevén incluir escenarios de simulación de ejercicios, así como también sensores de fuerza y movimiento para el monitoreo de paciente.

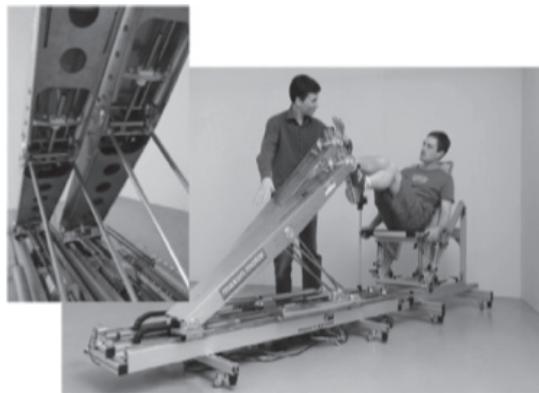


Figura 4. LAMBDA (Bouri, Le Gall, & Clavel, 2009)

Similar al Lambda es el NeXOS (Bradley y col., 2009.), que trabaja en el plano sagital y solo tiene 2 GDL pero se plantea aumentarlo a 4 GDL; además, este proyecto propone que el dispositivo pueda ser teleoperado para su utilización en casa.

Todos los dispositivos descritos hasta ahora coinciden en el hecho de tener una configuración bastante robusta, tanto los comerciales como los que están en fase de investigación. El NeXOS es el más compacto de los dispositivos estacionarios que se han descrito.

Los dispositivos de tipo exoesquelético suelen ser más compactos, como es el caso del SKAFO (Font-Llagunes, Arroyo, Alonso y Vinagre, 2010) (ver Fig. 5), destinado para asistir a la persona durante la fase de balanceo, tanto en la flexión como en la extensión. Además de poseer un sistema antiequino, consta de dos grados de libertad (GDL), y a partir de una serie de sensores, determina en qué fase del caminado se encuentra la persona. El AKROD (Weinberg y col., 2007), diseñado para pacientes con apoplejía, ayuda a corregir la hiperextensión durante la fase de estancia en el caminado y también la poca flexión durante el balanceo. Este dispositivo se basa en un fluido electrorreológico para aplicar un sistema de freno, y no tiene motores que provoquen la actuación del dispositivo. Estos dispositivos (SKAFO, AKROD) solo asisten en cierta medida durante el proceso de caminado del paciente.

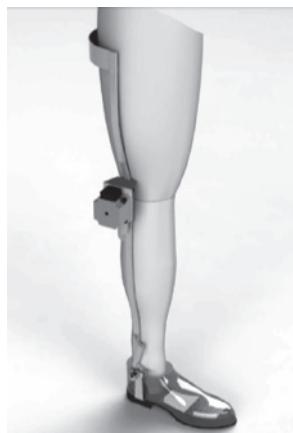


Figura 5. SKAFO (Font-Llagunes y col., 2010)

Finalmente, entre otros dispositivos que se encuentran en fase de investigación se pueden destacar el LEG-100 (Michnik y col, 2012), que resulta ser menos robusto que algunos de los descritos anteriormente.

Valdivia y col. (2013) proponen un dispositivo de cinco GDL que incluye la movilidad de la cadera y de la rodilla y es capaz de planificar trayectorias para simular ejercicios de rehabilitación tanto bidimensional como tridimensional, es decir, que no se limita al plano sagital. Wang y col. (2014) presentan un mecanismo que solo se mueve en el plano sagital, pero que tiene la particularidad de que genera movimientos rotacionales a partir de pares prismáticos.

Una vez observados los dispositivos que en la actualidad existen o que han sido propuestos, se puede aseverar que no existe uniformidad de criterios en el diseño de los dispositivos de rehabilitación para rodillas, pues cada autor presenta ventajas del dispositivo que propone. En general, los mecanismos se encuentran en una fase de investigación medianamente avanzada.

DISPOSITIVOS ACTUALES PARA LA DIAGNOSIS

El diagnóstico de lesiones de rodillas se fundamenta básicamente en observar el estado en el que se encuentran los ligamentos cruzados anteriores (LCA). Al lesionarse los LCA, dejan de limitar los movimientos de translación y rotación de la tibia respecto al fémur y, en consecuencia, la inestabilidad en la rodilla es un indicador aceptado de daño en los LCA, así como para determinar la evolución del paciente tras una operación de reconstrucción del ligamento.

Se han desarrollado test específicos para diagnóstico, los dos más reconocidos son el test de Lachman y el test de desplazamiento del pivote (Pivot Shift Test). El de Lachman es el más difundido y se emplea fundamentalmente para estimar la laxitud de los LCA después de una intervención. Este test es estático y diagnostica con base en los desplazamientos relativos entre la tibia y el fémur en el plano sagital, mientras que el test de desplazamiento del pivote pretende reproducir la inestabilidad translacional y rotacional en la rodilla, aplica una torsión a la tibia y mide esencialmente la rotación. Sin embargo, la rotación de la tibia es difícil de medir de un modo preciso y repetible, y al parecer se ve muy afectada después de la reconstrucción de los LCA. Hay que tener en cuenta que lo que se intenta medir es un movimiento combinado de rotación y translación.

Entre los dispositivos que se basan en el test de Lachman, uno de los más antiguos es el KT-1000 para medir la laxitud anterior posterior en la rodilla y data de 1985 (ver Fig. 6). Está orientado específicamente a reproducir y cuantificar el test de Lachman, por lo que solo trabaja en el plano sagital. Es el más referenciado y comentado, aunque no siempre de un modo positivo (Van Thiel y Bach, 2010).

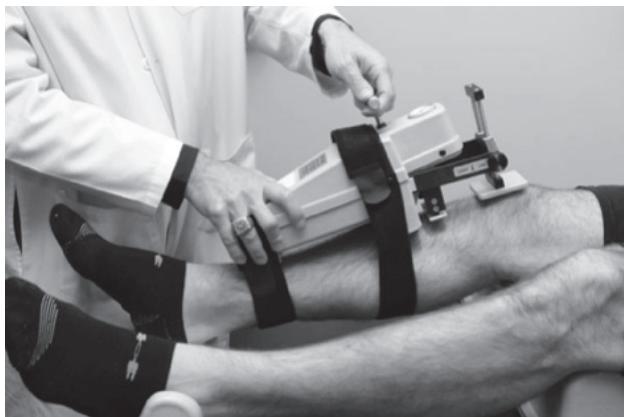


Figura 6. KT-1000.(<http://drrobertlaprademd.com/kt-1000-testing-for-acl-tear/>)

A diferencia del KT-1000, el Acufex Knee Signature System (KSS) permite medir la laxitud en diferentes planos. Consiste en un electrogoniómetro con cuatro GDL para la medida de la translación tibiofemoral (ver Fig. 7). Una vez amarrado a la pierna del sujeto se puede someter la pierna a fuerzas en varias direcciones y el aparato efectúa mediciones de translaciones anteroposteriores, rotaciones varus-valgus y flexión. Una ventaja del aparato es que el sujeto lo puede llevar puesto durante su actividad más o menos normal. El Acufex KSS ha sido descontinuado y el CA-4000 Electrogoniometer (OS Inc, Hayward CA) es el producto actual con tecnología similar (van Thiel y Banch, 2010).

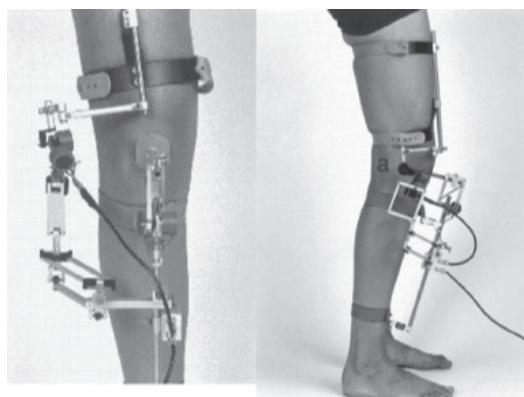


Figura 7. CA-4000 Electrogoniometer (Van Thiel y Banch, 2010)

En cuanto a la medición del grado de rotación de la rodilla, la laxitud rotacional se ha medido con imágenes de resonancia magnética empleando un aparato especial que aplica una par de rotación a la rodilla (el Porto-Knee Testing Device).

En los últimos años se ha desarrollado una serie de dispositivos mecánicos como, por ejemplo, el Robotic Knee Testing KSSTA, que consiste en unos servos y unas sujetaciones en cadera y tobillo que permiten aislar la rotación del fémur con respecto a la tibia, se aplica un par al pie y un sensor electromagnético aplicado a la tibia mide la rotación.

Otros dispositivos mecánicos desarrollados por diversos autores son referidos por Colombe y col. (2012) destacando que presentan posibles movimientos entre el aparato y la pierna que afectan la medición del test.

La naturaleza estática de las restricciones al movimiento y, por tanto, del ensayo, además de la dificultad en la determinación de la posición de rotación neutra y también que hay que hacer gran cantidad de ensayos para abarcar todo el rango de movimiento, han provocado que los dispositivos para diagnosis tengan un desempeño deficiente.

Se concluye que a diferencia de los dispositivos de rehabilitación para terapia, los utilizados para el diagnóstico de lesiones se encuentran en una fase de menor desarrollo, pues en principio son muy pocos los desarrollos existentes y además, estos son evaluados negativamente por otros autores.

GUÍA PARA EL DISEÑO DE DISPOSITIVOS PARA LA REHABILITACIÓN ROBÓTICA

Una constante en los artículos descritos hasta ahora es la escasa comparación con los proyectos previos y la información tan diversa en cuanto a los parámetros tomados en cuenta para diseñar cada dispositivo. En esta sección se pretende hacer una guía para el diseño de dispositivos de rehabilitación y diagnosis de extremidades inferiores basada en las consideraciones sobre otros artículos y en las recomendaciones propias de los autores.

Esta guía para el diseño de dispositivos de rehabilitación y diagnosis de extremidades inferiores está estructurada como una serie de pasos a seguir en la que en cada uno de ellas se presentan datos y recomendaciones.

ANÁLISIS DE LA MOVILIDAD DE LA ARTICULACIÓN

Lo primero que se debe tomar en cuenta en el diseño de un dispositivo de rehabilitación y/o diagnosis de extremidades inferiores es el análisis de la movilidad de la articulación o las articulaciones que se desean estudiar.

En este caso, la articulación de la rodilla no es un simple sistema de rotación de un grado de libertad, como pareciera ser a simple vista. Existen movimientos ampliamente estudiados que ocurren cuando la rodilla se flexiona durante la caminata, entre otros, hay una rotación de la pierna alrededor del eje longitudinal que puede ocurrir normalmente en personas sanas cuando están caminando.

De hecho, se afirma que la articulación de la rodilla constituye uno de los elementos más complejos del cuerpo humano debido a su diseño (García y col., 2003). Según estos autores, la articulación tiene un solo grado de libertad, la flexión-extensión, pero de manera accesoria posee una segunda rotación sobre el eje longitudinal de la pierna, la cual solo aparece cuando la rodilla está flexionada.

Además de conocer la movilidad de la articulación, es necesario tomar en cuenta algunas consideraciones relacionadas con la articulación, por ejemplo, si el centro de rotación del efecto final de cualquier mecanismo se superpone sobre el centro de rotación de la articulación, ese dispositivo

es capaz de permitir un correcto uso de las articulaciones y músculos (Malosio et al., 2012).

Finalmente, es importante aclarar que los modelos actuales que simulan la articulación de la rodilla no son exactos, sino que se aproximan al movimiento real de la articulación (Sanjuán y col., 2005), son conocidos al menos seis modelos que simulan la articulación de la rodilla. De hecho, la articulación de la rodilla y, en general, la mayor parte de las articulaciones humanas, tienen una configuración muy complicada.

DEFINICIÓN DE LA ETAPA DE REHABILITACIÓN

Al tiempo que se estudia la articulación a rehabilitar o diagnosticar se puede definir en qué etapa de la rehabilitación se va a ubicar el mecanismo, mientras que para la diagnosis se trata de definir qué tipo de prueba que se quiere para el mecanismo.

Por lo general, la terapia postoperatoria consta de tres fases fundamentales, la primera busca devolver el movimiento natural e indoloro de la articulación, la segunda recupera la estabilidad y fuerza natural en la articulación, y la tercera recupera la función propioceptiva de la articulación. Normalmente, se aplican tratamientos termofísicos junto con la rehabilitación mecánica (López y col., 2013). Por su parte, la mayoría de los sistemas robóticos terapéuticos desarrollados ejecutan solo un tipo de ejercicios, bien sea pasivo, asistivo o resistivo (Akdogan y Adli, 2011).

Durante la primera fase de la rehabilitación se hacen ejercicios isométricos y pasivos, un proceso de apenas una semana de duración. Luego, comienzan los ejercicios activos que mejoran el rango de movimiento, y alrededor de la cuarta semana se logra una extensión completa y una flexión a 90°, comenzando también la recuperación de la propiocepción. Luego de un mes agregando los ejercicios para lograr la potenciación muscular, se alcanza la hiperextensión y flexión completa. También se comienza con los ejercicios de cadena cinemática cerrada y de cadena cinemática abierta. Ya en este momento, aproximadamente luego del segundo mes de la rehabilitación, los ejercicios comienzan a tomar un mayor nivel de exigencia y, en consecuencia, mayor independencia por parte del paciente, y se siguen haciendo ejercicios de propiocepción.

Posteriormente, el paciente hace ejercicios como carreras o natación, entre otros (Ramos y col., 2008).

Se reporta también la pertinencia de los ejercicios de cadena cinemática cerrada por ser más seguros, pues aumentan la estabilidad de la articulación y protegen a la articulación de fuerzas transversales/cortantes de desplazamiento anterior, además de que reproducen mejor la biomecánica normal estimulando así la propiocepción y la funcionalidad (Ramos et al, 2008). Otros estudios afirman que se ha observado que hay más actividad muscular con movimientos combinados, lo cual acelera los tiempos de recuperación en la terapia (Valdivia y col., 2013).

Se deduce entonces de lo anterior que durante una gran parte del tratamiento se efectúan ejercicios del tipo activo, mientras que los ejercicios pasivos se hacen en un tiempo mucho menor. Los ejercicios de propiocepción se ejecutan durante la mayor parte del tratamiento y finalmente, para la fase final del tratamiento, los ejercicios son implementados sin la necesidad de mecanismo, pues son ejecutados principalmente en espacios abiertos, tales como caminatas, carreras y natación, entre otros.

En lo relativo a los tratamientos para la diagnosis de lesiones es destacable el hecho de que gran parte de las lesiones ocurridas en las rodillas son del ligamento cruzado anterior, lo que hace que sea muy buena opción las pruebas que evalúen el daño en este ligamento. De todos los tratamientos para diagnosis de lesiones en la rodilla, el test de Lachman es quizá el más popular de todos porque tiene una sensibilidad del 87 al 98%, considerándose la prueba clínica de elección para el diagnóstico. Con menor sensibilidad diagnóstica disponemos de las maniobras del cajón anterior y del pivote (Ramos y col., 2008).

MOVILIDAD DEL MECANISMO

A pesar de que la articulación tenga una cantidad específica de movimientos, es fundamental definir cuántos de ellos van a ser necesarios dependiendo del tipo de ejercicios o tratamientos que requiera la rehabilitación y diagnosis adoptada.

Algunos autores han definido esta fase del diseño como una de las más importantes. Afirman Saglia y col. (2010) que los protocolos de

rehabilitación son considerados la base para el diseño de las estrategias de control. El mecanismo debe tratar de acoplarse adecuadamente a los movimientos de las articulaciones para evitar problemas de propiocepción en el paciente (Araujo-Gómez et al., 2016).

De esta manera, puede que su articulación presente una variedad específica de movimientos; sin embargo, la movilidad que presente el mecanismo quedará definida por el tipo de ejercicios que sea capaz de hacer. También se reporta que para que el cerebro pueda cambiar un patrón motor es necesaria la aplicación de cientos de repeticiones (Cioi y col., 2011), lo cual resulta ser siempre muy fácil de lograr con cualquier mecanismo que se diseñe.

En definitiva, es realmente importante definir qué movimientos cumplirá el mecanismo en concordancia con los protocolos de rehabilitación a los que se oriente.

DISEÑO DEL MECANISMO

Esta etapa es obviamente la más importante, sin embargo tenemos ya cierto número de aspectos definidos que van a limitar el diseño, pues ya se debe saber entre otras cosas el tipo de ejercicios que debe cumplir el mecanismo.

Desde el punto de vista mecánico, la movilidad del mecanismo es la parte más importante del diseño, pero hay una serie de elementos que se deben considerar para mejorar su efectividad, desde unos tan relevantes como la ergonomía hasta otros que en principio no parecen ser tan obvios, como la confianza o la fe del paciente en el dispositivo. Se ha afirmado incluso que el diseño conceptual está relacionado con requerimientos del paciente, ya que las demandas del usuario resultan dominantes en el diseño conceptual (Yang, Zhu y Yao, 2009).

Entre los aspectos más importantes, muchos autores coinciden en que hay que considerar las exigencias de los pacientes para diseñar el mecanismo, y que la existencia de videojuegos o de ambientes virtuales que apoyen el funcionamiento del este son relevantes, especialmente cuando los pacientes son niños (Araujo-Gómez y col., 2016). Cioi y col. (2011) aseveran que los juegos de videos acoplados al proceso de rehabilitación motivan a los niños hasta tal punto que hacen repeticiones bajo cargas para superar con éxito el juego.

Por otra parte, una tendencia actual en muchos campos que involucran la interacción con humanos está en permitir que las actividades que estos llevan a cabo puedan ser llevadas a sus casas en virtud de generar ahorros principalmente relacionados con el transporte, por cuya razón es importante que los dispositivos sean lo más compactos posibles para que puedan ser transportados hasta distintos sitios. Adicionalmente, esto exigiría la posibilidad de que el terapeuta pueda monitorear la ejecución de los ejercicios a distancia (Girone y col., 2000).

Otro aspecto destacable se relaciona con la comodidad del paciente, lo que incide también en la aceleración del proceso de recuperación al sentirse a gusto el paciente ejecutando los ejercicios en el dispositivo. Girone y col. (2000) proponen mejoras en las correas de fijación del pie, una silla ajustable y un amortiguador para estabilizar la rodilla con el fin de mejorar su dispositivo.

También son importantes aspectos como la versatilidad del dispositivo para hacer una amplia variedad de ejercicios, así como su adaptabilidad a distintos pacientes en cuanto a tamaño y peso se refiere (Alcocer y col., 2012).

En la economía y simplicidad del mecanismo hay un consenso global entre todas las investigaciones en el área, y muy frecuentemente se valora la necesidad de que los dispositivos puedan presentar la mayor cantidad de data sobre la evolución del paciente en el proceso de rehabilitación. Algunos estudios también se enfocan en la integración de información electromiográfica para el control del dispositivo (Saglia y col., 2010).

En cuanto a su funcionamiento mecánico, una de las consideraciones que poco se han tomado en cuenta en el diseño del mecanismo es la resistencia que ofrece la pierna durante la ejecución del ejercicio, más importante aún en mecanismos diseñados para hacer ejercicios activos durante los cuales el paciente hace uso de fuerzas importantes durante un ejercicio. Se considera que para mecanismos que puedan ser ajustados por manipulación del terapeuta, es decir, cuando este pueda planificar una trayectoria, el mecanismo debería ofrecer la oposición que genera la pierna humana cuando el terapeuta aplica el tratamiento. En definitiva, resulta conveniente considerar la extremidad humana como un elemento más del mecanismo, lo cual puede equivaler a una cadena cinemática adicional.

En mecanismos de rehabilitación de extremidades inferiores es preferible utilizar los paralelos en busca de mejorar la capacidad de carga debido a la aplicación de fuerzas que, generalmente, son grandes (Satici y col. 2009), y se aumenta la capacidad de carga aún más si los actuadores son ubicados en la base de cada brazo (Pond y Carretero, 2004). También, la existencia de un brazo central en un mecanismo paralelo permite la reducción de las fuerzas de los motores comparado con mecanismos paralelos que no poseen el brazo central (Patanè y Cappa, 2011).

Una de las desventajas que presentan los dispositivos de rehabilitación para extremidades inferiores es que, generalmente, el centro instantáneo de rotación se encuentra por debajo de la pierna del paciente, lo que puede provocar que este experimente una propiocepción psicológica no natural (Malosio y col., 2012).

Jamwal y col. (2009) manifiestan que cuando se utilizan mecanismos paralelos para rehabilitación de extremidades inferiores, la existencia de plataformas en los dispositivos produce traslaciones y rotaciones que causan cambios en las piernas del paciente, por lo que el modelo dinámico debe incluir la inercia de la pierna. Además, en el momento en que el pie y la plataforma comienzan a moverse se genera cierta inseguridad en la posición del pie que conlleva a dificultades en el sistema de control.

También en esta sección se considera lo referido a los pares que se utilizarán en el dispositivo. Se ha reportado que el uso de pares prismáticos en los dispositivos de rehabilitación presenta el problema de que no responden muy bien a movimientos reversibles, mientras que los pares de revolución tienen una mejor respuesta (Liu y col., 2006; Alcocer y col, 2012), aunque, también, si queremos mejorar la ejecución de movimientos en reversa, reducir la fricción y la inercia al mínimo es una muy buena opción (Wheeler, Krebs y Hogan, 2004).

Adicionalmente, la posición de los actuadores, especialmente en dispositivos exoesqueléticos, produce fuerzas internas en las articulaciones que no se corresponden con los movimientos naturales de las extremidades y podrían producir un efecto errático en la coordinación motora del paciente (Malosio y col., 2012).

EVALUACIÓN DEL MECANISMO

Definido ya el diseño del mecanismo se procede a evaluar algunos aspectos cinemáticos como el espacio de trabajo, la versatilidad para hacer los ejercicios, la capacidad de repetirlos o de retornar rápidamente una posición, así como la maniobrabilidad o destreza, para estudiar si el mecanismo diseñado es capaz de cumplir los ejercicios de rehabilitación y diagnosis, así como también para redimensionar el mecanismo inicial.

Existen parámetros muy importantes para evaluar el mecanismo, entre otros, el número de condición. Según Jamwal y col. (2009) para obtener una mejor la controlabilidad del robot, el número de condición debe estar cerca de la unidad y, por tanto, requiere ser minimizado.

Por su parte, el espacio de trabajo es otro de los parámetros que se deberían evaluar siempre, en principio para determinar si el mecanismo es capaz de cumplir las tareas que se proponen y también porque ayuda a redefinir las dimensiones iniciales del mecanismo e incluso la selección de los pares y actuadores. En cuanto a las juntas utilizadas se afirma que las fuerzas aplicadas a los actuadores deben ser minimizadas para mejorar el funcionamiento del robot (Jamwal y col., 2009).

En la literatura se encuentran distintos parámetros de cada mecanismo que son evaluados, tales como capacidad de carga del mecanismo, repetitividad, costos del dispositivo y singularidades presentes. De todos estos se considerará que la singularidad es uno de los aspectos clave en la evaluación del mecanismo, pues la presencia de puntos de singularidad en él puede afectar seriamente la ejecución de los ejercicios por parte del paciente.

COMPARACIÓN CON OTROS MECANISMOS

Cada autor da sustento a su investigación, pero rara vez presenta una comparación con mecanismos desarrollados por otros autores o por sí mismo. En la actualidad hay muchos modelos de rehabilitación de extremidades inferiores, por lo cual sería interesante hacer una comparación entre algunos de ellos, así como ver la semejanza que hay entre los ejercicios cumplidos por el dispositivo y los ejecutados por un terapeuta.

Con este último paso se concluye la guía propuesta para el diseño del dispositivo de rehabilitación. Así pues, en la siguiente sección se presenta el diseño de un dispositivo en particular y las consideraciones tomadas en cuenta para cada una de los pasos que se han definido.

CASO DE ESTUDIO: ROBOT PARALELO RPU+3UPS

En esta sección se presenta el diseño conceptual de un mecanismo para la rehabilitación de extremidades inferiores que sigue los pasos definidos en el apartado anterior.

ANÁLISIS DE LA MOVILIDAD DE LA ARTICULACIÓN

Los movimientos relevantes en una rodilla son dos traslaciones y dos rotaciones. Las rotaciones ocurren en el eje transversal (eje laterolateral) con la flexión y extensión, que es el movimiento más importante de la rodilla, y la otra rotación se produce sobre el eje longitudinal de la pierna (eje craneocaudal), que es de menor grado, generando una rotación interna y externa de la rodilla. Aunque la tercera rotación existe, se puede considerar irrelevante, pues se produce en un ángulo muy pequeño y normalmente no es considerada para la aplicación de ejercicios de rehabilitación ni de diagnosis.

Las traslaciones de la articulación de la rodilla son bastante pequeñas, de hecho, las dos traslaciones en la dirección del eje vertical y en la dirección del eje anteroposterior se limitan a algunos centímetros. Sin embargo, el movimiento del pie durante la caminata presenta desplazamientos importantes en estas dos direcciones, que es donde se situará el enlace entre la pierna y el mecanismo. El desplazamiento en el eje transversal se considera insignificante en muchos tratamientos de diagnosis y de rehabilitación.

En consecuencia, vemos que los movimientos relevantes de la articulación de la rodilla son dos traslaciones y dos rotaciones, y de esta manera se limita la búsqueda de dispositivos del tipo 2T2R (dos traslaciones y dos rotaciones) con un eje común para una rotación y una traslación.

Se puede definir el modelo de articulación de la rodilla que se va a utilizar, sin embargo, este ha sido un tema ampliamente estudiado y se encuentra ampliamente documentado. En este texto se obviará la definición del modelo de la articulación de la rodilla.

DEFINICIÓN DE LA ETAPA DE REHABILITACIÓN

El mecanismo a diseñar se orientará a la fase intermedia de la rehabilitación debido a que en ella se exige mayor movilidad que en la parte inicial y además la articulación está comenzando a tomar fuerza, por lo que los ejercicios que debe hacer el paciente son de tipo pasivo y activo. Es esta la fase que requiere mayor esfuerzo por parte del fisioterapeuta.

En la primera fase de rehabilitación, en la cual se aplican ejercicios en su mayoría pasivos, se han desarrollado dispositivos que reproducen un movimiento continuo pasivo (CPM). Hay algunos estudios que demuestran que los sistemas de movilidad pasiva continua garantizan un mayor beneficio, sin embargo, el elevado costo de estos no justifica su utilización (Ramos y col., 2008).

En lo que a la diagnosis se refiere, el test de Lachman y el desplazamiento de pivot son dos de los más reconocidos y aplicados en la actualidad, principalmente cuando existen lesiones de ligamento cruzado anterior, se considera apropiado que el dispositivo sea capaz de cumplir estas pruebas.

MOVILIDAD DEL MECANISMO

La articulación de la rodilla puede rotar alrededor de los tres ejes ortogonales, aunque en términos de requerimientos de rehabilitación, en la rodilla es importante la rotación alrededor del eje transversal y del eje vertical. Además, gran cantidad de ejercicios de rehabilitación ocurren con el desplazamiento de la rodilla en el plano sagital (Araujo-Gómez y col., 2016).

Ejercicios para rehabilitación como, por ejemplo, simular el movimiento de la caminata, exigen a la rodilla el trasladarse en el plano sagital y rotar alrededor del eje transversal.

El test de Lachman se efectúa con desplazamientos en el plano sagital, mientras que de desplazamiento del pivot exige a la articulación que

rota en el eje vertical. En conclusión, los ejercicios de rehabilitación y diagnosis que el dispositivo cumplirá ocurrirán con los desplazamientos y rotaciones indicadas, por lo que un robot con 4 GDL, 2T2R cubriría los ejercicios propuestos.

DISEÑO DEL MECANISMO

En primer lugar, debido a la aplicación de este mecanismo se entiende que el dispositivo debe soportar fuerzas importantes, pues sobre la rodilla, y más aún sobre el pie, puede aplicarse un porcentaje importante del peso total del cuerpo humano. De esta manera se decide implementar un mecanismo paralelo de 4 GDL por la alta capacidad de carga que tienen estos mecanismos, además de considerar conveniente que uno de los brazos del mecanismo se ubique justo en su centro, lo que aportaría estabilidad y capacidad de carga al mecanismo.

Otro parámetro que delimita el diseño del mecanismo está relacionado con su movimiento. En este sentido, según lo observado hasta el momento, el mecanismo no debe moverse en una dirección específica (definida como y), por lo que el desplazamiento se mantiene limitado en un plano (plano xz). Adicionalmente, en uno de los ejes que quedan contenidos en este plano (se selecciona x) no debe existir rotación.

También resulta conveniente que el mecanismo pueda cumplir ejercicios de cadena cinemática cerrada, lo que implica en líneas generales que el pie debe estar ajustado firmemente a él.

Se deben considerar parámetros para el mecanismo que mejoren su funcionalidad, entre otros, un aspecto agradable para el paciente y capacidad de almacenar datos sobre la evolución del paciente.

Volviendo al análisis de la movilidad requerida por el mecanismo, este movimiento requerido se puede lograr de distintas maneras. Una posibilidad es que el brazo central se mueva en un mismo plano a partir de un par de revolución y un par prismático, así, el brazo central, desde el punto en donde se conecta a la plataforma fija hasta el punto en donde se conecta a la plataforma móvil, permanece siempre en un mismo plano.

Por otro lado, según Merlet (2012), para que un mecanismo paralelo de 4 GDL pueda tener el movimiento propuesto, es imposible que los

cuatro brazos de que dispone el mecanismo sean idénticos, por lo que se analiza la posibilidad de que los tres brazos adicionales al brazo central sean similares entre sí pero distintos al central.

Para el brazo central ya se definió que debe tener un par de revolución y un par prismático. Para completar los 4 GDL se puede agregar una junta universal, los cual implica que el brazo central es de configuración RPS o semejante. Los brazos laterales deben sumar 6 GDL a partir de tres juntas, y una posible solución es UPS o algo semejante.

Entre las posibles configuraciones se han analizado las siguientes: una primera configuración del tipo RPU+3UPS y otra del tipo PRU+3PUS (ver Fig. 8).



Figura 8. Propuesta RPS+3UPS y PRS+3PUS

EVALUACIÓN DEL MECANISMO

Entre las distintas alternativas para evaluar la factibilidad del mecanismo está el verificar si el mecanismo es capaz de desplazarse cuando el paciente

esté haciendo un ejercicio que simule el movimiento de la caminata, de esta manera se debe hacer un análisis cinemático en el que se determine el espacio de trabajo del mecanismo y verificar si dentro de ese espacio se puede ubicar el movimiento de la pierna durante la caminata.

Para definir el espacio de trabajo se parte de resolver el problema cinemático inverso, por lo cual se determina el tamaño de los pares prismáticos necesarios para definir una posición específica del mecanismo. El diseño mecatrónico, incluyendo la cinemática del mecanismo, puede ser consultada en Araujo y col., (2017).

COMPARACIÓN CON OTROS MECANISMOS

Al igual que en la fase anterior, nos limitaremos a evaluar solamente un aspecto de la cinemática del mecanismo. En este caso se comparan los espacios de trabajo que tienen ambos mecanismos propuestos en este capítulo para evaluar la conveniencia de la elección efectuada.

La figura 9 muestra el espacio de trabajo que cubre cada mecanismo propuesto. Se representa el desplazamiento de los dos modelos en el plano xz cuando las rotaciones alrededor de los ejes y y z son nulas.

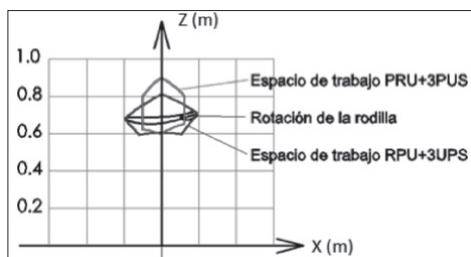


Figura 9. Comparación de los espacios de trabajo de los dos modelos (PRU+3PUS, RPU+3UPS)

Aunque es un solo aspecto el que se está evaluando, se pueden extraer algunas conclusiones como, por ejemplo, el hecho de que el modelo PRU+3PUS tiene mayor movilidad en una dirección vertical mientras que el RPU+3UPS presenta mayor movilidad en una dirección horizontal, lo que lo hace más adecuado para el ejercicio de la caminata.

CONCLUSIONES

Este capítulo contempla una guía para el diseño de mecanismo de rehabilitación de extremidades inferiores, aunque más que una serie de pasos a seguir, lo que busca es recopilar muchas recomendaciones que se encuentran en la literatura existente en el área, además de las recomendaciones del autor durante el diseño y construcción de este tipo de dispositivos. Adicionalmente se pretende que esta guía sirva de referencia para el diseño de dispositivos de rehabilitación en otras partes del cuerpo humano.

En la parte final del capítulo se presenta un caso de estudio en el que la guía propuesta es empleada para el desarrollo de un robot paralelo de 4-GdL para la rehabilitación de extremidad inferior. El caso de estudio finaliza con una comparación entre dos dispositivos propuestos por los autores. Futuros trabajos se recomiendan comparar distintos dispositivos presentados en la literatura. De hecho, sería muy valioso hacer un estudio que compare los dispositivos más conocidos y recomendados en la actualidad.

REFERENCIAS

- AKDOĞAN, E., Y ADLI, M. A. (2011) *The design and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation*: Physiotherabot. Mechatronics, 21(3), 509-522.
- ALCOCER, W.; VELA, L.; BLANCO, A.; GONZÁLEZ, J.; OLIVER, M. (2012) *Major trends in the development of ankle rehabilitation devices*. Dyna, 79(176), 45-55.
- ARAUJO-GÓMEZ, P.; Díaz-Rodríguez, M.; MATA, V.; VALERA, A.; PAGE, A. (2016) Design of a 3-UPS-RPU Parallel Robot for Knee Diagnosis and Rehabilitation. In: *ROMANSY 21-Robot Design, Dynamics and Control* (pp. 303-310). Springer International Publishing.
- ARAUJO-GÓMEZ, P.; MATA, V.; Díaz-Rodríguez, M.; VALERA, A.; PAGE, A. (2017) *Design and Kinematic Analysis of a Novel 3UPS/RPU Parallel Kinematic Mechanism with 2T2R Motion for Knee Diagnosis and Rehabilitation Tasks*. Journal of Mechanisms and Robotics. Manuscrito aceptado para publicación, 9(6), 061004.

- BOURI, M.; LE GALL, B.; CLAVEL, R. (2009) A new concept of parallel robot for rehabilitation and fitness: The Lambda. In: *Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, 2009 IEEE International Conference on (pp. 2503-2508). IEEE.
- BRADLEY, D.; ACOSTA-MÁRQUEZ, C.; HAWLEY, M.; BROWNSELL, S.; ENDERBY, P.; MAWSON, S. (2009) *NeXOS—The design, development and evaluation of a rehabilitation system for the lower limbs*. Mechatronics, 19(2), 247-257.
- CIOI, D.; KALE, A.; BURDEA, G.; ENGSBERG, J.; JANES, W.; ROSS, S. (2011) Ankle control and strength training for children with cerebral palsy using the Rutgers Ankle CP. In: *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics* (pp. 1-6). IEEE.
- COLOMBET, P.; JENNY, J. Y.; MENETREY, J.; PLAWESKI, S.; ZAFFAGNINI, S. (2012) *Current concept in rotational laxity control and evaluation in ACL reconstruction*. Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research, 98(8), S201-S210.
- DÍAZ, I.; GIL, J. J.; SÁNCHEZ, E. (2011) *Lower-limb robotic rehabilitation: literature review and challenges*. Journal of Robotics, 2011. Easytechs.r.l. Descargado de: <http://www.easytechitalia.com>
- FONT-LLAGUNES, J. M.; ARROYO, G.; ALONSO, F. J.; VINAGRE, B. M. (2010) *Diseño de una ótesis activa para ayuda a la marcha de lesionados medulares*. Enviado al XVIII Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica, Ciudad Real.
- GARCÍA, L.H.G.; GARCÍA, C.M.R.; FUENTES, I.G.; VICTORIA, N.P. (2003) *Articulación de la rodilla y su mecánica articular*. MEDISAN, 7(2), 100-109.
- GIRONE, M.; BURDEA, G.; BOUZIT, M.; POPESCU, V.; DEUTSCH, J. E. (2000) *Orthopedic rehabilitation using the “Rutgers ankle” interface*. Studies in health technology and informatics, 89-95.
- JAMWAL, P.; Aw, K.; XIE, S.; TSOI, Y. (2009) *Multi-criteria optimal design of cable driven ankle rehabilitation robot*. INTECH Open Access Publisher.

- LIU, G.; GAO, J.; YUE, H.; ZHANG, X.; LU, G. (2006) Design and kinematics analysis of parallel robots for ankle rehabilitation. In: *2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems* (pp. 253-258). IEEE.
- LÓPEZ, U.E.; MARTÍNEZ, S.V.; OSORIO, A.G.; CARMONA, A.A.; BORJA, V. (2013) *Desarrollo de un equipo auxiliar para rehabilitación de pacientes con lesiones en las rodillas de bajo costo*. XIX Congreso Internacional Anual de la SOMIM, Pachuca, Hidalgo, México.
- MALOSIO, M.; NEGRI, S.P.; PEDROCCHI, N.; VICENTINI, F.; CAIMMI, M.; TOSATTI, L.M. (2012) A spherical parallel three degrees-of-freedom robot for ankle-foot neuro-rehabilitation. In: *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (pp. 3356-3359). IEEE.
- MICHNIK, A.; BRANDT, J.; SZCZUREK, Z.; BACHORZ, M.; PASZENDA, Z.; MICHNIK, R.; JURKOJĆ, J. (2012) Control system of the lower limb rehabilitation robot. In: *Information Technologies in Biomedicine* (pp. 478-488). Springer Berlin Heidelberg.
- PATANÈ, F.; CAPPA, P. (2011) *A 3-DOF parallel robot with spherical motion for the rehabilitation and evaluation of balance performance*. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 19(2), 157-166.
- POND, G.; CARRETERO, J. A. (2004) Kinematic analysis and workspace determination of the inclined PRS parallel manipulator. In: *Proc. of 15th CISM-IFTOMM Symposium on Robot Design, Dynamics, and Control*.
- RAMOS, J.; LÓPEZ-SILVARREY, F.; SEGOVIA, J.; MARTÍNEZ, H.; LEGIDO, J. (2008) Rehabilitación del paciente con lesión del ligamento cruzado anterior de la rodilla (LCA) Revisión. En: *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte* vol. 8 (29) pp. 62-92.
- SAGLIA, J.; TSAGARAKIS, N.; DAI, J.; CALDWELL, D. (2010) Control strategies for ankle rehabilitation using a high performance ankle exerciser. In: *Robotics and Automation (ICRA), 2010 IEEE International Conference on*, pages 2221-2227. IEEE.

- SAKAKI, T. (1999) *TEM: therapeutic exercise machine for recovering walking functions of stroke patients.* *Industrial Robot: An International Journal*, 26(6), 446-450.
- SANJUÁN CERVERÓ, R.; JIMÉNEZ HONRADÓ, P.J.; GIL MONZÓ, E.R.; SÁNCHEZ RODRÍGUEZ, R.J.; FENOLLOSA GÓMEZ, J. (2005) *Biomecánica de las prótesis de rodilla. Patología del aparato locomotor*, 3(4), 242-259.
- SCHMITT, C.; MÉTRAILLER, P. (2004) The Motion MakerTM: a rehabilitation system combining an orthosis with closed-loop electrical muscle stimulation. In: *8th Vienna International Workshop on Functional Electrical Stimulation* (No. LSRO2-CONF-2006-011, pp. 117-120).
- STAUFFER, Y.; ALLEMAND, Y.; BOURI, M.; FOURNIER, J.; CLAVEL, R.; METRAILLER, P.; REYNARD, F. (2009) *The WalkTrainer. A new generation of walking reeducation device combining orthoses and muscle stimulation.* IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering, 17(1), 38-45.
- VALDIVIA, C.H.G.; ORTEGA, A.B.; SALAZAR, M.A.O.; ESCOBEDO, J.L.C. (2013) Análisis cinemático de un robot terapéutico para la rehabilitación de miembros inferiores. En: *Revista de la Ingeniería Industrial*, 7(1), 21-30.
- VAN DER LOOS, H.M.; REINKENSMAYER, D.J. (2008) Rehabilitation and health care robotics. In: *Springer Handbook of Robotics* (pp. 1223-1251). Springer Berlin Heidelberg.
- VAN THIEL, G.S.; BACH, B.R. (2010) *Arthrometric Evaluation of the Failed ACL, Normal ACL, Injured ACL, Reconstructed ACL, and the Failed ACL, ACL Surgery: How to Get it Right the First Time and What to do if it Fails.* (pp. 191-202).
- VENEMAN, J.F.; KRUIDHOF, R.; HEKMAN, E.E.; EKKELENKAMP, R.; VAN ASSELDONK, E.H.; VAN DER KOOIJ, H. (2007) *Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation.* IEEE. Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 15(3), 379-386.

- WANG, W.; HOU, Z.G.; TONG, L.; ZHANG, F.; CHEN, Y.; TAN, M. (2014) *A novel leg orthosis for lower limb rehabilitation robots of the sitting/lying type.* Mechanism and Machine Theory, 74, 337-353.
- WEINBERG, B.; NIKITCZUK, J.; PATEL, S.; PATRITTI, B.; MAVROIDIS, C.; BONATO, P.; CANAVAN, P. (2007) Design, control and human testing of an active knee rehabilitation orthotic device. In: *Proceedings 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation* (pp. 4126-4133). IEEE.
- YANG, Y.; ZHU, Z.; YAO, L. (2009) Design modeling and system implementation for integral product conceptual design. In: *Computer-Aided Industrial Design & Conceptual Design, 2009. CAID & CD 2009.* IEEE 10th International Conference on (pp. 1291-1295). IEEE.

DISEÑO DE UN DISPOSITIVO PARA AUTOREHABILITACIÓN PASIVA DE RODILLA NO SUPERVISADA

*Mary J. Vergara⁴, José M. Segnini⁵, Sebastián Provenzano⁶,
Anderson P. Chagna⁷, Jesús E. Diez y Riega⁸*

Las rodillas son unas articulaciones importantes del cuerpo humano, las cuales soportan más del 60% del peso del cuerpo distribuido entre ambas y por sus funciones permiten ejecutar movimientos de flexión y extensión. Así, la mayoría de las actividades de la vida cotidiana que implican desplazamiento utilizan dichas articulaciones. Cuando la articulación de la rodilla sufre daños, eso implica un decremento de la calidad de vida y para su rehabilitación se requiere de un terapeuta o dispositivo que la movilice sin ningún esfuerzo por parte del paciente y según un tratamiento específico de recuperación. En este capítulo se presenta el diseño de un dispositivo de movimiento pasivo continuo para la autorrehabilitación de la rodilla. El movimiento es actuado manualmente por el paciente de tal manera que la limitante de dolor pueda ser controlada directamente por él haciendo un movimiento de extensión y flexión de rodilla voluntario. El dispositivo contiene un

⁴ Grupo de Diseño Sustentable DIGISUS, Escuela de Diseño de Productos y Control de Procesos, Pontificia Universidad Católica de Ecuador, Ibarra, Ecuador. {mjvergarara@pucesi.edu.ec; jmsegnini@pucesi.edu.ec}

Grupo de Diseño y Modelado de Máquinas DIMMA, Escuela de Ingeniería Mecánica Universidad de Los Andes, Mérida, Venezuela. {prse@ula.ve}

⁵ Grupo de Diseño Sustentable DIGISUS, Escuela de Diseño de Productos y Control de Procesos, Pontificia Universidad Católica de Ecuador, Ibarra, Ecuador. {mjvergarara@pucesi.edu.ec; jmsegnini@pucesi.edu.ec}

⁶ Grupo de Diseño y Modelado de Máquinas DIMMA, Escuela de Ingeniería Mecánica Universidad de Los Andes, Mérida, Venezuela.

⁷ Grupo de Diseño Sustentable DIGISUS, Escuela de Diseño de Productos y Control de Procesos, Pontificia Universidad Católica de Ecuador, Ibarra, Ecuador. {mjvergarara@pucesi.edu.ec; jmsegnini@pucesi.edu.ec}

⁸ Escuela de Medicina. Facultad de Medicina Universidad de Los Andes, Mérida, Venezuela

mecanismo de manivela, biela, corredera que transforma la entrada motriz de desplazamiento angular en lineal que se ajusta a diferentes etapas de rehabilitación especificadas de acuerdo con fisioterapeutas consultados y que varía desde 170° hasta 90° medidos entre el muslo y la pierna. Los movimientos introducidos al rehabilitador tienen una relación angular, de tal manera que en la fase inicial por cada grado que introduzca el usuario, la rodilla flexiona un grado, mientras que en la última fase de recuperación, por cada grado introducido por el usuario, la rodilla flexiona dos grados. El mecanismo, además, posee un sistema de bloqueo que sirve de indicador para verificar cada una de las fases de avance en los movimientos ejecutados para la rehabilitación y, por su simetría, puede ser utilizado en ambas rodillas incluso en casos en los que existe inmovilización permanente de los miembros inferiores. Los resultados obtenidos utilizando programas CAD-CAE muestran que la absorción de carga sobre la posición crítica del mecanismo estudiado presenta una deformación máxima menor a 0.03%, un esfuerzo máximo de 17.7 MPa, con desplazamientos menores a 0.17 mm y, por tanto, no existe peligro de fallo. Así se puede materializar el diseño propuesto con un mecanismo cuyas barras en tubo de aluminio con uniones y articulaciones del mismo material y con un peso máximo de 3.5 Kg.

Palabras clave: dispositivo, autorehabilitación, rodilla, movimiento pasivo.

INTRODUCCIÓN

La pérdida de la amplitud de movimiento de la rodilla se trata comúnmente con movimientos de extensión y flexión. Las variables que contribuyen a la pérdida de estos movimientos incluyen traumas en la articulación de la rodilla, tejido blando circundante o cirugía. Una vez detectada la anomalía se formulan tratamientos para recuperar dichos movimientos mediante rehabilitaciones, las cuales deben ser efectuadas de manera correcta, ya que los procedimientos de recuperación pueden verse socavados por una mala aplicación de la rehabilitación. Una propuesta de interés para esta recuperación apunta a una rehabilitación domiciliaria

prescrita sin supervisión. Sin embargo, no existe una validación robusta de la eficacia de dicho proceso. Así, por ejemplo, un estudio piloto presentado en Sindhu y col. (2013) muestra que la rehabilitación supervisada después de la artroplastia total de rodilla tiene mejor pronóstico que el programa de rehabilitación sin supervisión domiciliaria sobre la amplitud de movimiento, la capacidad funcional y el dolor, mientras que Bollen y col. (2014), hacen una revisión sistemática del tema y concluyen que la mejor estrategia para implementar la autorrehabilitación no supervisada es llevar a efecto una combinación de medidas de control que incluyan un autorreporte del paciente. En esta misma dirección, un estudio de rehabilitación presentado por English (2013) expresa que cuando los especialistas trabajan en equipo, el resultado final es más exitoso, considerando además que la rehabilitación es un proceso que debe ser agradable, posible y accesible para el paciente e implica la creatividad mediante la ciencia y el arte, cuyo resultado final es el retorno del paciente a una vida normal. De lo anterior se puede desprender que es posible obtener excelentes resultados si se combina la autorrehabilitación por parte del paciente con evidencias de progreso dadas al especialista. Estos actores son considerados para el diseño de muchos dispositivos, así, para un rehabilitador de rodilla, presentado por Luna y col. (2013), se utiliza un método de gestión de calidad (*Quality Function Deployment*) que considera las demandas del usuario y del especialista en la calidad del diseño para proponer un equipo que interprete adecuadamente los parámetros cualitativos y los traduzca en cuantitativos.

Para cubrir la demanda de estos dispositivos, en el mercado hay una cantidad importante de ellos, y los más populares se utilizan para hacer rehabilitación asistida. La mayoría de ellos se agrupa en dispositivos con control de posición y dinámicos que pueden utilizar neumática, resortes lineales, hidráulica y barras torsionales para controlar la articulación de la rodilla, como se muestra en Wilkening y col. (2012), Tian (2015) y Umchid y Taraphongphan (2016), en donde se especifica además que hay necesidad de hacer investigaciones en las que los dispositivos diseñados permitan llevar a cabo la función normal de la rodilla durante todo el ciclo de caminar. En esta misma dirección, MotionMakerTM presenta un sistema de entrenamiento programable para los miembros inferiores desarrollado por Schmitt y col. (2004) que tiene tres grados de libertad (ver también

Guzmán y col., 2014) y está compuesto por dos órtesis además de motores, sensores y una unidad de control que gestiona la simulación eléctrica con regulaciones en tiempo real. En Chávez (2010) se plantea un diseño de una máquina para terapia de movimiento pasivo continuo en la rodilla capaz de variar su velocidad, su ángulo de operación y que pueda ser utilizada por pacientes de distintas edades, mientras que Castiglioni y col. (2016) y Pachano y col. (2014) describen un aparato muy similar de rehabilitador de rodilla que permite que una pierna de un paciente se desplace flexionando la rodilla en un rango de 90° sin requerir esfuerzo alguno en ella.

Así, en los últimos años se han presentado varias patentes que muestran la evolución de dichos dispositivos, las cuales consideran varias formas y configuraciones geométricas (ver, por ejemplo, Xiaoning y col. (2010), Ding y col. (2016) y Branch y col. (2016), o el desarrollado por Guido (2016), que presenta un rehabilitador de seis grados de libertad equilibrados según un sistema robótico en serie-paralelo híbrido para la rehabilitación de las extremidades superiores e inferiores. Además, considerando que los movimientos de rehabilitación pueden ser ejecutados por el paciente, se han patentado dispositivos con entradas dadas por el usuario (ver, por ejemplo, Hall (2017) o Publicover y Burns (2015), que están dirigidos a órtesis considerando cadera, rodilla y tobillo).

En las siguientes secciones se presenta el desarrollo de un mecanismo que considera cada fase de recuperación de la rodilla en forma discreta, lo que contribuye a evaluar el avance en cada fase de la rehabilitación por el usuario, impulsado y controlado por él mismo y apoyado por su propio peso, lo que lo hace más versátil; de hecho, puede ser utilizado en casos extremos en que existe inmovilidad permanente de los miembros. En la primera sección se presenta el procedimiento de diseño seguido de la presentación y análisis de resultados. En esta se utilizan programas CAD-CAE para hacer una selección de alternativas de diferentes tipos de mecanismos utilizando un análisis jerárquico configurado en Expert Choice®; luego, se hace un análisis cinemático del mecanismo seleccionado utilizando Working Model®, en el cual se definen las dimensiones de los eslabones para obtener el movimiento requerido y se ubica la fase cinemática crítica, en la cual se efectúa un análisis estructural estático con simulaciones numéricas validadas en

Ansys® con un error menor del 0.03%. Los resultados obtenidos en esta sección sirven de base para concluir que el diseño del rehabilitador de rodilla propuesto con un mecanismo de manivela, biela corredera con un grado de libertad y compuesto por tubos de aluminio, es capaz de soportar las cargas máximas dadas por el paciente sin sufrir deflexiones ni deformaciones permanentes.

PROCEDIMIENTO DE DISEÑO

Para desarrollar el diseño del rehabilitador de rodilla se definen los requerimientos iniciales, los cuales están asociados a información aportada por expertos en el área de rehabilitación, en donde se despliegan los datos necesarios y suficientes para la conceptualización y proceso de diseño, el cual se lleva a cabo en varias etapas. La primera etapa corresponde a la presentación de la problemática del entorno, la cual considera que la población en estudio son los adultos de Ecuador, en donde se encuentran registradas 408.021 personas con discapacidad, de las cuales 193.520 son personas con discapacidad física, lo que representa aproximadamente un 47,43% de los inscritos por el Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades (CONADIS, 2016). De ellos, 9.895 padecen daños patológicos en la rodilla considerando los datos extraídos del Instituto Nacional de Estadística y Censos (INEC, 2016). Esta es la población de interés que puede necesitar este tipo de dispositivos. Debe mencionarse que estos equipos comúnmente son importados, lo que suele representar un alto costo en su adquisición. Hay por tanto una necesidad que cubrir, la cual, aunada a la posibilidad de llevar a cabo la autorrehabilitación no supervisada, constituye la base para proponer un dispositivo de geometría sencilla construido con materiales disponibles y con el menor costo posible. La segunda etapa considera una parte del proceso creativo para definir tres propuestas de mecanismos acotadas por los antecedentes de dispositivos y por la tecnología disponible para su construcción. En esta etapa se efectúa además un proceso de selección de alternativa utilizando el programa Expert Choice® y que da como resultado el mecanismo que se desarrolla. Una tercera etapa acopla la ergonomía y las medidas antropométricas para el ciudadano ecuatoriano

considerando la información contenida en Freire (2014) y la contemplada en la revista de investigación E-life y la Organización Mundial de la Salud (OMS), (Nutrición y Multinivel, 2015), ya que no se tienen tablas antropométricas para el ciudadano ecuatoriano.

La cuarta etapa corresponde al uso de programas CAD-CAE, con los cuales se pretende que el diseño cumpla con los requerimientos de rehabilitación. Haciendo por medio de estos programas el análisis estructural y de función se propone la geometría y los materiales pertinentes que soportan las fuerzas introducidas por el paciente al dispositivo. Finalmente, se plantea un diseño digital de un rehabilitador de rodilla que cumple con los requerimientos planteados y que está en proceso de ser patentado como modelo de utilidad, tal como se detalla en Vergara y col. (2017).

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Para la selección del mecanismo a desarrollar se sigue un análisis jerárquico con el programa Expert Choice® con un esquema propuesto según la figura 1.

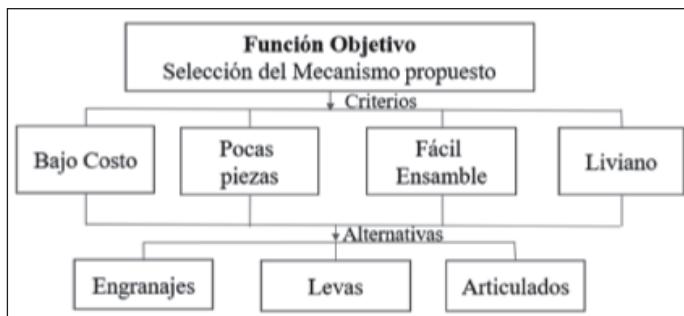


Figura 1. Función jerárquica para la selección del mecanismo

Análisis jerárquico para selección de alternativas

La alternativa del mecanismo con barras articuladas resulta la opción más viable para el diseño según su bajo costo, cantidad de piezas a considerar, facilidad de ensamblaje y peso asociado al conjunto (ver

Fig. 2). Una vez evaluados los criterios y alternativas se sintetizan los datos para obtener un nivel general con respecto a la función objetivo de inconsistencia, menor que el permitido de 0.1, por lo que los resultados son aceptables, como se observa en la Fig. 3.

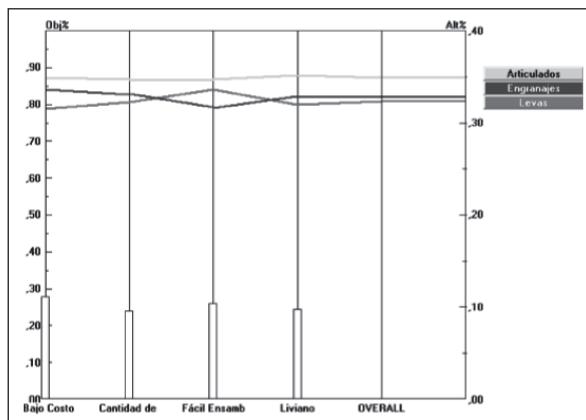


Figura 2. Evaluación de las alternativas de los mecanismos

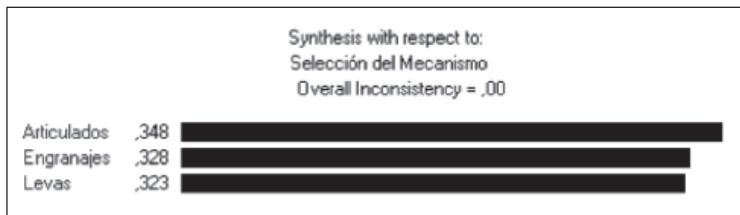


Figura 3. Resultados para síntesis de tipo de mecanismo

Análisis cinemático del mecanismo

A través de la síntesis cinemática del mecanismo se establecen las dimensiones de los eslabones que lo conforman, así como también la trayectoria que estos describen. Eso permite desarrollar una propuesta que cumple con los movimientos de flexión y extensión propuestos para cada etapa de rehabilitación. Así, los eslabones del mecanismo y las fuerzas que deben vencer están asociados a las dimensiones del muslo,

la pantorrilla y el peso del usuario, como se observa en la Tabla 1 y se describe con detalle en Romero (2012), lo cual asegura que la posición de la rodilla del paciente coincide de forma análoga con los eslabones que transmiten el movimiento.

Tabla 1. Dimensiones y pesos considerados en el mecanismo

	Muslo	Pierna	Pie
Longitud (cm)	40	43	25
Masa (kgf)	12	6	2

El mecanismo presentado en la figura 4 y simulado en Working Model® se presenta en la fase cinemática crítica, la cual corresponde a 165° medidos entre las barras que apoyan el muslo y la pantorrilla. El mecanismo posee un sistema de barras que se mueven por medio de una fuerza aplicada por el usuario, la cual genera un desplazamiento que permite variar el ángulo de las barras donde se apoya la rodilla. Las fuerzas en cada uno de los eslabones producen reacciones en los pinos que son utilizadas en el análisis estructural. Todo el mecanismo está apoyado sobre una superficie que, además de servir de bancada, en la geometría final corresponde a un accesorio del rehabilitador

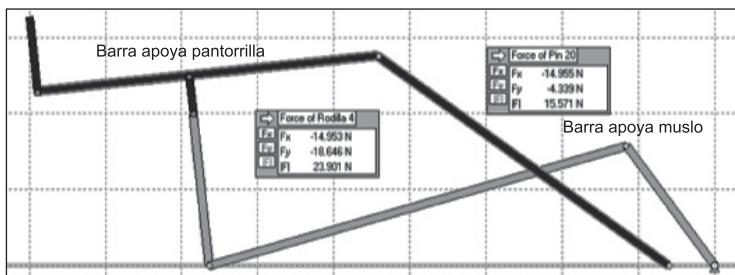


Figura 4. Posición crítica del mecanismo simulado en Working Model®

Generación de la geometría. Propuesta con Autodesk Inventor®

La figura 5 muestra el resultado de la generación de la geometría efectuada en el programa Autodesk Inventor®.



Figura 5. Propuesta final de diseño

Los elementos del dispositivo se detallan en la tabla 2. El dispositivo proporciona un movimiento de flexión y extensión en la rodilla voluntario de acuerdo con cuatro fases de autorrehabilitación (ver figura 6.b, elemento 15) que varía para los ángulos: 170°, 145°, 125° y 105°, medidos entre las barras apoya muslo y pantorrilla, las que corresponden al elemento 11. La entrada de movimiento angular la proporciona el mango (elemento 2 de la figura 6.a), el cual posee una variación en ángulo de 145°, 105°, 79° y 45°, con relación a las posiciones tomadas por las barras apoyamuslo y pantorrilla. Estos ángulos de la entrada condicionan el movimiento del mecanismo dado por: la manivela (elemento 12), que está fija al mango por una unión (elemento 4), la biela (elemento 13) convierte el movimiento angular en lineal al acoplarse con la corredera (elemento 9) y su base (elemento 10) a través de dos articulaciones (elemento 3). Estos movimientos se desarrollan según la posición de los soportes del muslo (elemento 5) y la pantorrilla (elemento 6), tal y como se aprecia en la figura 6.a; ambos están conectados según las barras del elemento 11 y con un apoyapié (elemento 7) que permite posicionar todo el miembro inferior completo y se encuentra acoplado al resto del sistema mediante uniones por medio del elemento 4. El sistema se encuentra anclado mediante el elemento 1, el cual corresponde al anclaje del rehabilitador de rodilla y cuya forma es ergonómica y depende de las medidas del usuario, en concordancia con el elemento 14, que corresponde al espaldar.

En este último también se consideran las dimensiones de la pantorrilla, que pueden ser variables y se ajustan según el elemento 8.

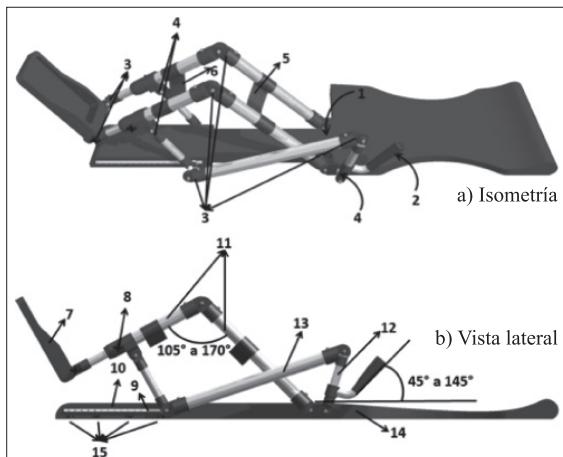


Figura 6. Geometría propuesta a) Isometría b) Vista lateral

Tabla 2. Descripción de los elementos del rehabilitador de rodilla

Descripción	Elemento	Cantidad
Anclaje del RR	1	1
Mango	2	1
Articulación	3	10
Uniones	4	3
Soporte muslo	5	1
Soporte pantorrilla	6	1
Apoyo de pie	7	1
Ajuste de longitud pantorrilla	8	2
Corredera	9	2
Base de corredera	10	1
Barras apoya muslo y pantorrilla	11	4
Manivela	12	1
Biel	13	1
Espaldar	14	1
Cuatro fases de rehabilitación	15	1

Análisis estructural

El prototipo del rehabilitador de rodilla se puede construir empleando tubo de aluminio de 38.1 mm de diámetro exterior y 2 mm de espesor, el cual se encuentra disponible en el mercado. Este tubo presenta propiedades mecánicas que cumplen con las solicitudes de carga requeridas para que el mecanismo cumpla su función. La tabla 3 muestra las propiedades mecánicas necesarias para desarrollar la simulación numérica.

Tabla 3. Propiedades mecánicas del aluminio

Módulo de Poisson	Esfuerzo de fluencia (MPa)	Esfuerzo último de tensión (MPa)	Módulo de Young (GPa)
0,33	280	310	71

Condiciones de frontera para la simulación numérica

Para el estudio del rehabilitador se considera la posición de los eslabones en la fase cinemática crítica, con fuerzas de 60 y 30 N colocadas en las barras que sostienen al muslo y la pantorrilla respectivamente. Las direcciones de estas se definen según el peso y sentido hacia adentro del dispositivo, tal y como se observa en la figura 7. También se integra un soporte fijo en el mango y las siguientes conexiones: 18 contactos de tipo “no separación”, ocho articulaciones, seis de tipo *revolute*, una fija y una traslacional (ver figura 7).

Para la simulación estructural estática se utiliza el programa Ansys®, con el cual se generan mallas refinadas de topologías combinadas con tetraedros y hexaedros que convergen hacia la solución con un error estructural menor al 1%.

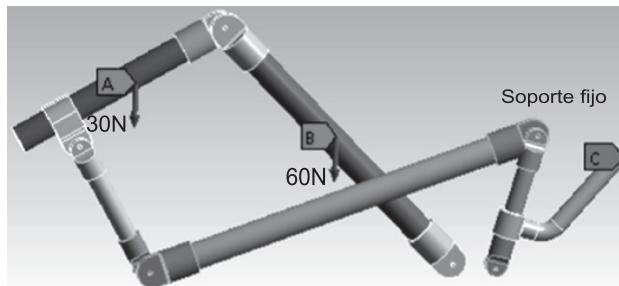


Figura 7. Fuerzas en el rehabilitador

Refinamiento de malla para el análisis estático

Se hace un mallado con refinamiento adaptativo semiautomático, cuya última malla, con el mejor refinamiento obtenido en la simulación del comportamiento del rehabilitador, se muestra en la figura 8.

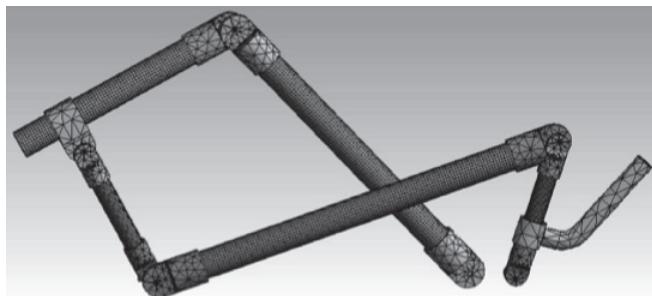


Figura 8. Última malla refinada

La zona de estudio, en la que se presenta el esfuerzo máximo para cada refinamiento, corresponde a la articulación de la barra que transmite la fuerza (unida a la biela) para mover el muslo y la pantorrilla en cada fase de rehabilitación de la rodilla. En la figura 9 se muestra el esfuerzo equivalente de Von Misses en el último refinamiento de malla. En esta puede además observarse que el esfuerzo producido por las cargas del muslo y de la pantorrilla son menores que el esfuerzo de fluencia del material, ya que este no sobrepasa los 17.7 MPa, lo que significa que el dispositivo soportará ese estado de carga.



Figura 9. Distribución de los esfuerzos de Von Misses

En la figura 10 se observa que los desplazamientos no superan los 0.17 milímetros, mientras que la Fig. 11 muestra que la deformación producida para las cargas máximas establecidas no sobrepasa el 0.03%. Por lo anterior se deduce que con estas magnitudes de cargas de operación, el rehabilitador no fallará por deflexión ni deformación.

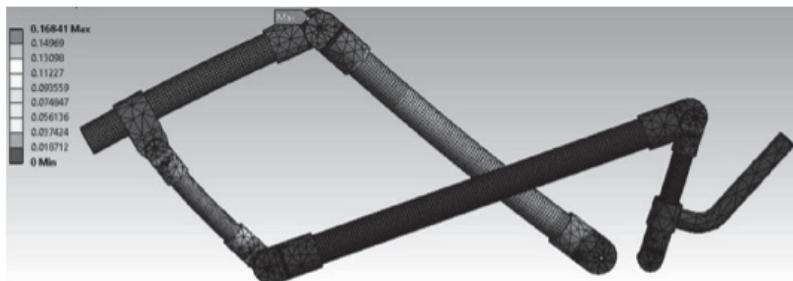


Figura 10. Distribución de los desplazamientos en mm

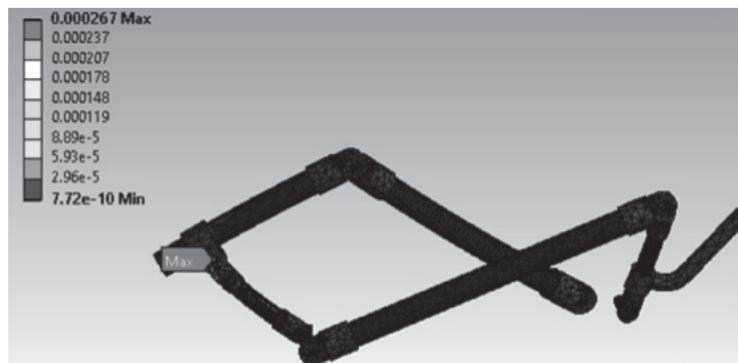


Figura 11. Distribución de las deformaciones

Verificación numérica del dispositivo. Convergencia

Para la verificación de la simulación efectuada se deben analizar dos características de interés, la primera de está representada por la curva de convergencia de esfuerzos de Von-Mises hacia la solución, y la segunda está asociada al error estructural cometido en la representación de la geometría con la malla de elementos finitos. En la figura 12 se muestra

que se hicieron cuatro refinamientos, de los cuales, a partir del tercero converge hacia el esfuerzo máximo de 17.7 MPa, lo que define el valor esperado con un error de $1.4\text{e-}5$ J, tal como se muestra en la figura 13.

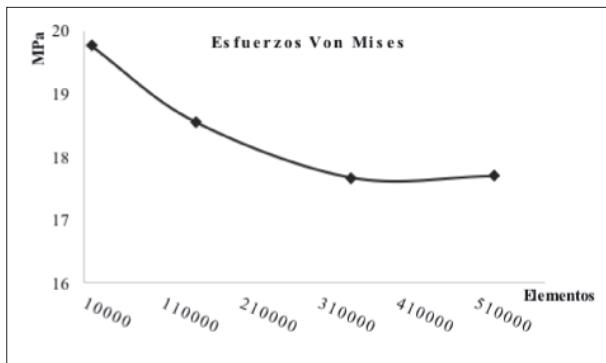


Figura 12. Convergencia de los esfuerzos máximos

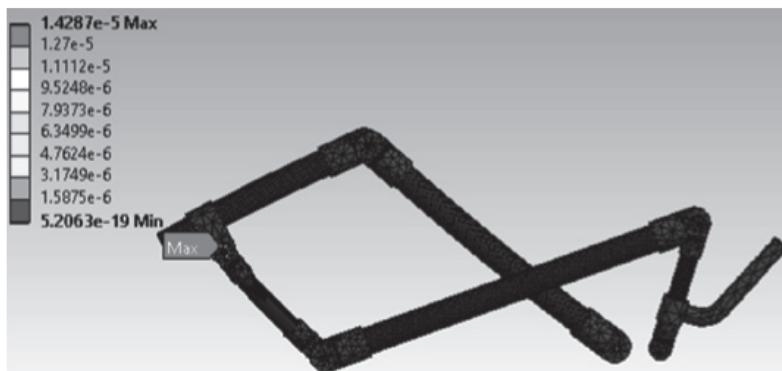


Figura 13. Error estructural

CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos muestran que se puede materializar un diseño de un dispositivo para autorrehabilitación no supervisada. Adicionalmente, este diseño permite hacer una medida de control utilizando la escala incorporada en la corredera, mediante la cual, el usuario puede generar un reporte de avance.

El mecanismo diseñado permite bloquear cualquier posición en la flexión y extensión de la rodilla, por lo que su uso puede expandirse a personas con inmovilización permanente de rodilla.

El análisis cinemático y estructural estático, efectuado utilizando programas CAD-CAE, sirve para definir totalmente la geometría y material del dispositivo con base en un mecanismo de cuatro barras de aluminio con uniones y articulaciones del mismo material. Los resultados obtenidos en la simulación muestran que los desplazamientos del sistema son menores a 0.17 mm, con deformaciones menores al 0.03% y un esfuerzo máximo de Von-Mises de 17.7 MPa, lo que implica un factor de seguridad mayor a 15, conveniente para equipos utilizados en el sector salud. En este estudio no se considera la fatiga, ya que el rehabilitador no se someterá a altos ciclos en su uso.

AGRADECIMIENTOS

Los autores de este capítulo agradecen al Centro de Investigaciones de la Pontificia Universidad Católica del Ecuador, sede Ibarra, por su contribución a su desarrollo.

REFERENCIAS

- BOLLEN, J. C.; DEAN, S.G.; SIEGERT, R.J.; HOWE, T.E.; GOODWIN, V.A. (2014) *A systematic review of measures of self-reported adherence to unsupervised home-based rehabilitation exercise programmes, and their psychometric properties*. BMJ open, 4(6), e005044.
- BRANCH THOMAS, P; CUNNINGHAM, THOMAS; DITTMAR, EDWARD; JACOBS, Cale (2016) *Robotic Knee Testing Device, Subjective Patient Input Device and Method for using same*. United States. US2016338649 (A1). Patente Internacional.
- CASTIGLIONI MENDOZA, JULIO CÉSAR; HORNA CUSI, MAVERIK; VELA SAAVEDRA, EMIR AUGUSTO; VINDROLA MUÑOZ, ANGELLO ANTONIO (2016) *Aparato rehabilitador de rodilla*. Universidad de Ingeniería y Tecnología, Internacional: PE00552016 (z)-2016-01-29, a61h3/00, número de solicitud: pe20150000047u 20150116, número(s) de prioridad: pe20150000047u 20150116.

- CHÁVEZ ARREOLA, A. (2010) *Diseño mecánico de una máquina para terapia de movimiento pasivo continuo en la rodilla*. Instituto Politécnico Nacional, México, D.F., México.
- CONADIS (2016) Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades. *Informe Estadístico de personas con discapacidad*. Quito, Ecuador: Ministerio de Salud Pública de Ecuador. Consultado el 25 de marzo del 2017 de <http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/>
- DING, XIANGLONG; YANG, TAO; QIAN, FENG; DING, JITANG; ZHAO, ZHEN (2016). *Knee joint flexion function rehabilitation exercise device*. China. CN20161308652. Patente Internacional.
- ENGLISH, B. (2013) *Phases of Rehabilitation*. Foot and ankle clinics, 18(2), 357-367.
- FREIRE, W.; RAMÍREZ, M.; BELMONT, P.; MENDIETA, M.; SILVA, K.; ROMERO, N.; MONGE, R. (2014) *Encuesta Nacional de Salud y Nutrición*. ENSANUT-ECU 2012. Consultado el 25 de febrero del 2017 de: http://www.ecuadorencifras.gob.ec/documentos/web-inec/Estadisticas_Sociales/ENSANUT/MSP_ENSANUT-ECU_06-10-2014.pdf
- GUIDO, DANIELI (2016) *Calabrian High Tech Srl, Six degrees of freedom self balanced hybrid serial-parallel robotic system for rehabilitation of upper and lower limbs, left and right*. Internacional: PCT/IB2016/050217, A61H 1/02 (2006.01). WO/2016/113715
- GUZMÁN VALDIVIA, C.H.; BLANCO ORTEGA, A.; OLIVER SALAZAR, M.A.; AZCARAY RIVERA, H.R. (2014) *Modelado y simulación de un robot terapéutico para la rehabilitación de miembros inferiores*. Revista Ingeniería Biomédica, 7(14), 42-50.
- HALL JACOB, RANDY (2017) *Knee Rehabilitation Device*. United States. US2017027799 (A1). Patente Internacional.
- INEC (2016) Instituto Nacional de Estadísticas y Censos. *Anuario de estadísticas hospitalarias: egresos y camas*. Quito, Ecuador: Dirección de estadísticas sociodemográficas. Consultado el 25 de marzo del 2017 de: <http://www.ecuadorencifras.gob.ec/camas-y-egresos-hospitalarios/>

- LUNA-AVILÉS, L.; HERNÁNDEZ-GÓMEZ, L.; BELTRÁN-FERNÁNDEZ, J.; URRIOLAGOITIA-CALDERÓN, G.; Gómez-Michel, D.; MARTÍNEZ-ESPINOZA D.; VILLEGRAS-ACOSTA, E.; URRIOLAGOITIA-SOSA, G. (2013) Using quality function deployment methodology to translate qualitative to quantitative requirements in the design a of a knee re-trainer. In: *Characterization and Development of Biosystems and Biomaterials* (pp. 99-107). Springer Berlin Heidelberg.
- NUTRICIÓN Y MULTINIVEL (2015) *Tablas de valores de la Organización Mundial de la Salud* (OMS), junio 2015 [Tabla]. Consultado el febrero 23, 2017, de: <http://nutricion ymultinivel.blogspot.com/p/tablas-de-valores-de-la-organizacion.html>
- PACHANO, L. (2014) *Diseño de dispositivo para rehabilitación de rodilla a través de movimientos de flexión y extensión en pacientes adultos.* (Tesis de pregrado). Universidad de los Andes, Mérida, Venezuela.
- PUBLICOVER, MARK; BURNS, JEBODIAH (2015) *Knee And Joint Rehabilitation Exercise Device.* United States. US201461944488P. Patente Internacional.
- ROMERO, M. (2012) *Diseño y construcción de una ótesis de rodilla destinada a la rehabilitación automatizada de la extremidad inferior* (Tesis de pregrado). Universidad Politécnica Salesiana. Cuenca, Ecuador.
- SCHMITT, C.; Métrailler, P. (2004) The Motion Maker™: a rehabilitation system combining an orthosis with closed-loop electrical muscle stimulation. In: *8th Vienna International Workshop on FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION*, VIENA, AUSTRIA.
- SINDHU, B.; SHARMA, M.; BIRAYNIA, R. (2013) *Comparison of Supervised Rehabilitation vs. Home Based Unsupervised Rehabilitation Programs after Total Knee Arthroplasty: A Pilot Study.* Indian Journal Of Physiotherapy & Occupational Therapy-An International Journal, 7(3), 50-53. Retrieved from <http://www.i-scholar.in/index.php/ijpot/article/view/42598>.
- TIAN, F.; HEFZY, M.S.; ELAHINIA, M. (2015) *State of the Art Review of Knee–Ankle–Foot Orthoses.* Annals of biomedical engineering, 43(2), 427-441.

- UMCHID, S.; TARAPHONGPHAN, P. (2016) Design and development of a smart continuous passive motion device for knee rehabilitation. In: *Biomedical Engineering International Conference* (BMEiCON), 9th, 1-5. IEEE.
- VERGARA, M.; SEGNINI, J.; CARVAJAL, E.; MORALES, E.; CAZCO, D.; OROZCO, CHAGNA, A. (2017) *Dispositivo para autorrehabilitación pasiva de rodilla no supervisada*. Ecuador. IEPI-2017-53507. Patente Modelo de Utilidad. En prenta
- Wilkening, A.; Baiden, D.; Ivlev, O. (2012) *Assistive acting movement therapy devices with pneumatic rotary-type soft actuators*. Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering, 57(6), 445-456.
- XIAONING, LI; JIAPING, LU; ZHONGSHENG, SUN; YAN, TENG; GANG, YANG. (2010) *Flexible active and passive knee-joint rehabilitation training device*. China. CN 201010146319. Univ. Nanjing Science & Tech. Patente Internacional.

DISPOSITIVO CON DOS GRADOS DE LIBERTAD PARA REHABILITACIÓN DE LA MUÑECA

*John Calle Sigüencia⁹, Pablo Ávila Cárdenas¹⁰,
Luis Benavides Paredes¹¹, Micaela Villa Rosero¹².*

El siguiente capítulo presenta el diseño de un dispositivo que tiene la capacidad de rehabilitar los movimientos de abducción, aducción, flexión y extensión de la muñeca de una persona con diagnóstico de angioedema hereditario conocido como AEH. El producto permite su uso diario, doméstico, confortable y menos costoso que una terapia en un lugar especializado debido al cuadro clínico del paciente. El dispositivo, con dos grados de libertad (GDL), es comandado mediante programación y servomotores, mientras que para la parte constructiva se hace uso de materiales como acero, bronce, aluminio, polímero y madera.

Palabras clave: AEH, GDL, muñeca, rehabilitación, terapia física.

INTRODUCCIÓN

El uso de dispositivos mecánicos en el área médica es cada vez más común hoy en día. Estos pueden ser manuales, automáticos o una mezcla

⁹ Ingeniería Mecánica, Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, Ecuador. {jcalle@ups.edu.ec, pavilac1@est.ups.edu.ec, lbenavidesp1@est.ups.edu.ec, mvillar@est.ups.edu.ec}

¹⁰ Ingeniería Mecánica, Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, Ecuador. {jcalle@ups.edu.ec, pavilac1@est.ups.edu.ec, lbenavidesp1@est.ups.edu.ec, mvillar@est.ups.edu.ec}

¹¹ Ingeniería Mecánica, Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, Ecuador. {jcalle@ups.edu.ec, pavilac1@est.ups.edu.ec, lbenavidesp1@est.ups.edu.ec, mvillar@est.ups.edu.ec}

¹² Ingeniería Mecánica, Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, Ecuador. {jcalle@ups.edu.ec, pavilac1@est.ups.edu.ec, lbenavidesp1@est.ups.edu.ec, mvillar@est.ups.edu.ec}

de ambos. La finalidad de estos dispositivos ha sido crear confort y una mejora para una o varias partes del cuerpo de un paciente.

La mano es una de las áreas de mayor interés en el desarrollo de dispositivos de rehabilitación robótica, ya que es un órgano de prensión y como tal es símbolo de la fuerza y del poder, así como un instrumento de trabajo (Ballina y Rodríguez, 1999) de obligado uso en la vida diaria, así que cualquier discapacidad que presente producirá una disminución en la capacidad de movimiento (Geznin, Chang y Akhan, 2016).

La biomecánica de la muñeca, analizada desde las articulaciones, es una de las más complejas del cuerpo humano debido a las siguientes características: gran movilidad, alta resistencia a cargas de compresión, cizallamiento y torsión sin desestabilizarse (Voegeli, 2001).

La funcionalidad de la muñeca se puede ver afectada por enfermedad, lesiones por deporte u otro tipo provocadas por movimientos fuera de los límites de la muñeca o por la sujeción de cargas superiores a las admisibles para un determinado individuo. Los diagnósticos de estas lesiones suelen ser difíciles y con esto no se alcanza siempre el tratamiento apropiado de inmediato (Thomas y Zanin, 2016).

El angioedema (AE) es un tipo de edema que se ubica en el tejido subcutáneo y/o submucoso. El AE se puede asociar o no a urticaria y puede ser clasificado en hereditario y adquirido. Las formas hereditarias están relacionadas con una alteración del complemento sérico al mostrarse una disminución o pérdida completa de la fracción de C1 de complemento (inhibidor C1 [C1-Inh]) (Caballero, y col., 2015). El déficit de C1-Inh provoca un aumento de la calicreína y la producción de la bradicinina; como consecuencia de esto se produce un aumento en la permeabilidad vascular y así aparece el AE. Si la enfermedad es hereditaria (AEH), este se transmite de forma autosómica dominante, aun así, el 25% de los casos se debe a mutaciones de novo o mutaciones que aparecen por primera vez en una familia. La incidencia de la enfermedad se estima en 1/50.000 personas y más de 200 mutaciones distintas, teniendo cada familia una propia. Cuando hay tienen antecedentes familiares, los síntomas pueden presentarse antes de los 15 años de vida e incluso después. La enfermedad puede afectar la cara, los miembros superiores, el aparato digestivo o las vías respiratorias. Estas afecciones se conocen como

crisis, y las causas de ellas pueden ser traumatismos, infecciones y uso de fármacos. El tratamiento que se aplica se basa en medidas terapéuticas específicas como el uso de danazol, un esteroide anabolizante y de ácido tranexámico que actúa como antifibrinolítico. El uso de un tratamiento adecuado ha logrado reducir de manera considerable la frecuencia de las crisis y actualmente se dispone de un inhibidor de C1 purificado a partir del plasma humano, que es normalmente utilizado en pacientes con crisis que comprometen un pronóstico vital (Laurent, y col., 2007)

Las consecuencias del AEH pueden involucrar cirugía, sobre todo dental o faríngea, maniobras endoscópicas o la inmovilización de algún miembro del cuerpo humano (Laurent, 2007). En el caso que tratamos en esta investigación se presenta un paciente con diagnóstico de AEH y una lesión de la extremidad izquierda que impide un correcto funcionamiento de la muñeca para ejecutar actividades de uso diario por las que se requieran movimientos con la mano en los diferentes grados de libertad y la presencia de AEH ha causado que no pueda tener una correcta recuperación. El efecto positivo que puedan causar las terapias o rehabilitación dadas específicamente para la parte afectada se ve disminuido por las crisis del AEH. Es así como este trabajo trata del desarrollo de un producto que permita rehabilitar los movimientos de la muñeca y que además sea de uso diario, haciendo de esta manera que una terapia física compense o contrarreste los efectos de la enfermedad causados en la extremidad izquierda, además de producir una mejoría en sus movimientos. El producto se basa en el mecanismo Ojo Ágil o mecanismo paralelo simplificado de dos ejes, el cual permitirá simular los movimientos de una muñeca con otros generados por servomotores.

La rehabilitación asistida por robot ofrece varias ventajas potenciales en comparación con la terapia convencional, entre ellas, alta repetibilidad, control preciso a la asistencia robótica o niveles de resistencia y medición objetiva del rendimiento cinemático y dinámico de los pacientes (Marini y col., 2017). Además, se debe considerar que la asistencia de rehabilitación se enfoca en el desarrollo de sistemas que apoyan a las personas con discapacidad para encontrar una forma de rehabilitación autónoma que permita recuperar las funciones perdidas en un tiempo aceptable. El funcionamiento eficaz del sistema requiere el asesoramiento apropiado

de los terapeutas relacionados a las condiciones de los pacientes y dependiendo de cada caso (Mouri y col., 2009).

Un dispositivo háptico se basa en el sentido del tacto. La sensación táctil combina las sensaciones táctiles y kinestésicas (O'Malley y Gupta, 2008). El método de accionamiento más común para los dispositivos hápticos son los motores eléctricos, cuyas ventajas son: bajo costo y precisión de velocidad, además de control en su actuación (Senkal y Gurocak, 2011).

Un mecanismo o manipulador mecánico está constituido por varios eslabones conectados por juntas. El número de grados de libertad depende del número de enlaces y articulaciones y los tipos de articulaciones utilizadas para las construcciones del mecanismo (Tsai, 1999). Los manipuladores paralelos tienen las ventajas de que ofrecen alta velocidad y alta precisión en la teoría de los mecanismos, sin embargo, aún resulta difícil hacer uso de manipuladores paralelos en aplicaciones reales. Una de las limitaciones radica en el diseño del controlador de los manipuladores paralelos. Debido a las limitaciones de bucle cerrado inherentes, las juntas de los manipuladores paralelos están estrechamente acopladas y las características dinámicas son siempre altamente no lineales (Zhang y col., 2007).

En 1996 se presenta un diseño llamado Ojo Ágil, un mecanismo de alto rendimiento capaz de orientar una cámara dentro de un espacio de trabajo más grande que el de un ojo humano y con velocidad y aceleraciones mayores que las de este último. Los eslabones móviles del mecanismo están hechos de aluminio. La masa móvil total es de 356 g. Además, el centro de masa del efecto final está muy próximo al de rotación del mecanismo que minimiza las fuerzas. El mecanismo permite ajustar la cámara de imagen para que se sitúe exactamente en su centro de rotación, lo que descarta completamente los efectos de traslación de la imagen (Gosselin, Pierre, Gagne, 1996).

En 1999 se patenta la versión simplificada del manipulador, ahora con 2 grados de libertad (2 GDL). La invención hace referencia a un dispositivo de orientación esférica simple de dos grados de libertad y que puede ser utilizado para cargas puntuales como cámaras, espejos láseres, antenas y similares. El funcionamiento se basaba en un mecanismo esférico de cinco barras con soporte de carga útil accionado por dos actuadores

giratorios fijados en posición a una base. Las ventajas del dispositivos incluyen: conservación del horizonte de la imagen para cámaras (en contraste con dispositivos de tres grados de libertad); capacidad de poner la carga útil en el centro geométrico de rotación reduciendo de este modo la inercia; alta rigidez, que permite la orientación de grandes cargas y el uso de altas velocidades angulares y aceleraciones; simplificación del cálculo cinemático inverso; espacio de trabajo relativamente grande hacia afuera (aproximándose a un hemisferio) y gran espacio libre interno para la orientación de la carga útil (US5966991A, 1999). El diseño de esta patente se observa en la figura 1.

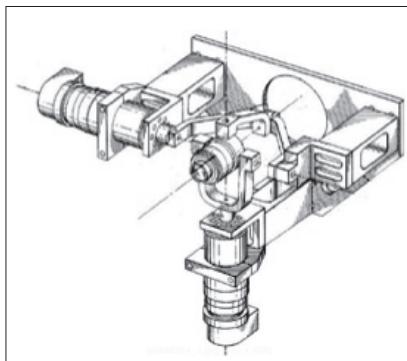


Figura 1. Dispositivo de orientación esférica de dos grados de libertad. Imagen modificada de: US5966991A (1999)

Se han desarrollado dispositivos basados en mecanismos paralelos a fin de asistir a terapias para diferentes partes del cuerpo como en Chaparro-Rico y Castillo-Castañeda (2016), que se diseña un mecanismo paralelo de dos grados de libertad que reproduce ejercicios de rehabilitación mediante tarjetas de control y una GUI. Este se basa en el análisis de cinemática de posición del mecanismo; para este diseño fue construido un prototipo y su movilidad fue validada en un maniquí. Con respecto a trabajos efectuados para la rehabilitación de la muñeca, en 2012 fue presentado un manipulador paralelo neumático que proporciona suficientes grados de libertad que corresponden al movimiento de la muñeca (Takaiwa, Noritsugu, y Sasaki, 2012). (Ver Fig. 2).

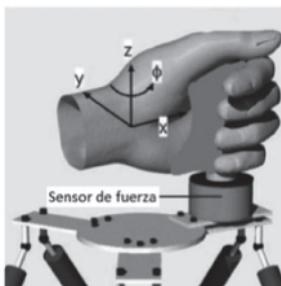


Figura 2. Diagrama esquemático del manipulador paralelo neumático (Takaiwa y col., 2012)

Mirui Wang, en su tesis de maestría de Ciencias Aplicadas (Wang, 2014) crea un diseño y análisis de un robot de rehabilitación de muñeca ajustable. Propone un sistema de rehabilitación para una persona que ha perdido capacidad motora en las manos debido a un accidente cardiovascular. El robot permite recuperar la capacidad de movimiento basándose en la teoría de la plasticidad; el diseño propuesto utiliza completamente los tres movimientos de rotación para rehabilitar la muñeca humana, además de procesos de optimización y análisis FEA para asegurar la rigidez y la destreza del robot.

Se han patentado también mecanismos que permitan dar rehabilitación a la muñeca. En el 2010 se patenta un dispositivo de este tipo que permite mediante un entorno virtual de bajo costo un sistema de rehabilitación para uso independiente en el hogar destinado a pacientes que sufren de accidentes cardiovasculares u otras alteraciones neurológicas. El dispositivo tiene por finalidad el mejorar la función motora de las extremidades superiores incluyendo el control de manos y dedos. La figura 3 describe parte de esta patente (US20120157263 A1, 2012).



Figura 3. Dispositivo para rehabilitación patentado - (US20120157263 A1, 2012)

Un sistema universal de accionamiento haptico es una invención relacionada con un sistema para la rehabilitación del brazo y la muñeca. La invención está constituida por un accesorio de mano, un mango sustancialmente vertical para llevar el accesorio de mano y móvil en un plano transversal. El conjunto está compuesto por una junta universal con capacidad de bloqueo que cuando está desbloqueada se puede efectuar la rehabilitación en la muñeca, mientras que cuando está bloqueada provoca una rigidez del mango que permite movimientos verticales para la rehabilitación del brazo (ES2539521T3, 2015). Una imagen de la invención se observa en la figura 4.

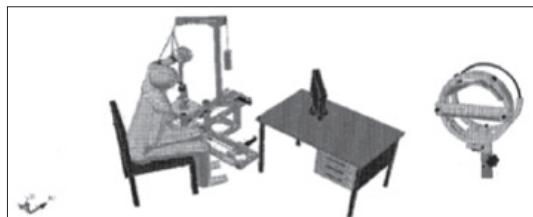


Figura 4. Dispositivo para la rehabilitación de la muñeca y brazo
(ES2539521T3, 2015)

En el apartado 1 se describen las condiciones de diseño según el estado actual del paciente en cuestión, mientras que en el apartado 2 se explican materiales y métodos

DESARROLLO

Apartado 1. Condiciones de diseño

Las condiciones de diseño para el producto hacen referencia a las limitaciones que este puede tener con respecto a la situación del paciente. Los movimientos de la muñeca que se tomarán en cuenta para la rehabilitación son los que se listan a continuación y se presentan en la figura 5.

- **Flexión.** Es la inclinación de la palma de la mano hacia el antebrazo, y va desde 0 a 90° (Alter, 2004).
- **Extensión.** La palma de la mano es alejada del antebrazo, y va desde 0 a 85° (Alter, 2004).

Los movimientos de las articulaciones radiocarpiana mediocarpiana se producen al mismo tiempo. La amplitud total de flexión y extensión se determina en 85° para ambas direcciones (Palastanga, Field, y Soames, 2007). Este valor se puede ver reducido con el puño cerrado, con un valor promedio de 65° (Voegeli, 2001).

- **Abducción (desviación ulnar).** Es la flexión de la mano hacia el lado del segmento del antebrazo (hueso ulnar). Su amplitud está comprendida entre 0 y 15° (Alter, 2004).
- **Aducción (desviación radial).** Es la flexión de la mano hacia el hueso del radio. Va desde 0 a 45° (Alter, 2004).

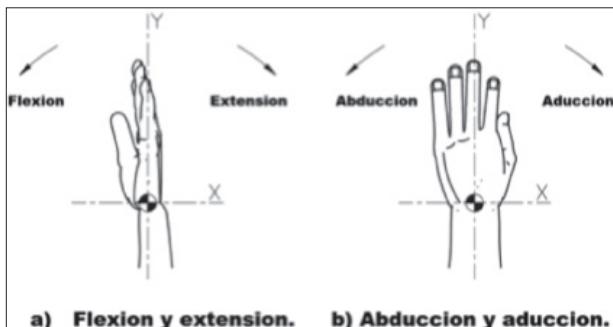


Figura 5. Movimientos de la muñeca. (a) Flexión y extensión. (b) Abducción y aducción

Se ha demostrado que la distribución de la carga a través del radio distal y el cúbito depende de la varianza ulnar. En una muñeca cúbito-neutra, el 82% de la transmisión de fuerza atraviesa la articulación radiocarpiana y el 18% cruza la articulación ulnocalcanea (Slutsky & Osterman, 2008).

Dentro de las otras condiciones de diseño se establece el confort que debe proveer el producto, ya que la extremidad lesionada debe permanecer en una determinada posición por el tiempo que se indique médicaamente para completar la rehabilitación. Otra de las motivaciones que promueven la creación de un producto de este tipo es el costo que puede generar una terapia física cuando ha de hacerse de manera continua y permanente. La fuerza que el mecanismo ejerce en la muñeca debe ser

regulable, pues la terapia efectuada en el producto mejorará la capacidad de movimiento y, por tanto, el cambio de la fuerza debe ser progresiva con respecto a esto. Además, se debe considerar que el paciente tiene AEH y eso influye en la fuerza aplicada por el mecanismo.

En la selección de los servomotores que se utilizarán para el movimiento del mecanismo se consideró el cálculo de las fuerzas necesarias para ejecutar dichos movimientos. Para estos cálculos, los datos conocidos fueron: la distancia desde el eje del motor al centroide de la mano, el peso promedio de la mano, la fuerza de resistencia ejercido por el paciente y un factor de seguridad de 1.3. Los valores que se obtuvieron de estos cálculos son de 19.30 kg/cm y 13.15 kg/cm para los movimientos transversales y longitudinales respectivamente, cuya variable para los dos casos es la resistencia que ejercía el paciente. Se consideran máximos estos valores.

Apartado 2. Materiales y métodos

El producto cuenta con las siguientes partes:

- Soporte brazo. Permite sujetar el brazo de una manera confortable y asegurar al mismo tiempo que el paciente pueda hacer la terapia. Fig. 6 (1). Los materiales utilizados para esta parte son aluminio y un material acolchado para la zona cóncava, mientras que para los parantes se utilizó acero ST-37.
- Servomotor transversal. Genera los movimientos de abducción y aducción Fig. 6 (2).
- (2) En esta parte se ubica el servomotor como tal, además de los parantes que lo sostienen, estos son de acero ST-37, al igual que los del servomotor longitudinal. Los servomotores se unen al conjunto móvil por un matrimonio fabricado con bronce.
- Servomotor longitudinal. Genera los movimientos de flexión y extensión. Fig. 6 (4)
- Soportes. Comunican los movimientos de los servomotores al mecanismo para que este sea funcional. Fig. 6 (3). Estos fueron fabricados con aluminio.
- Conjunto móvil. Se compone de un pomo, que es en donde reposará la mano, y de un acople que permite conectar a este

conjunto con los soportes. Figura 6 (5). La parte roscada que se ajusta con una tuerca y contratuerca fue manufacturada en aluminio, mientras que el pomo en donde se asienta la mano del paciente fue fabricado con nylon 66.

- Base. Es en donde descansa todo el mecanismo. Figura 6 (6). Fabricada en madera.

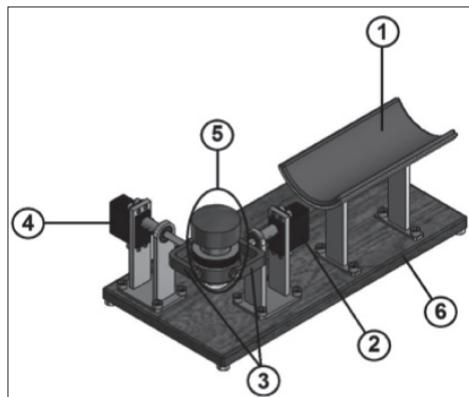


Figura 6. Dispositivo diseñado para la rehabilitación de la muñeca

Los materiales fueron escogidos en función del peso que debería tener todo el equipo, por eso los componentes que se relacionan con los servomotores mediante movimientos son de materiales más ligeros como aluminio o nylon 66, mientras que los otros componentes que son parte de la estructura y no influyen en el movimiento de los servomotores, son de acero.

Los servomotores son de 20 kg y 15 kg para los movimientos transversales y longitudinales respectivamente. Estos valores cumplen con los que fueron estimados por las ecuaciones convencionales de la mecánica de Newton, teniendo como datos iniciales los valores establecidos en las condiciones de diseño anteriormente. Es necesario conocer que el torque sea capaz de mover los elementos del dispositivo y la extremidad del paciente (Moya & Vásquez, 2014)"publisher": "Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE", "publisher-place": "Ecuador", "genre": "Tesis", "source": "repositorio.espe.edu.ec", "event-place": "Ecuador", "abstract": "El

presente proyecto describe el desarrollo de un prototipo de rehabilitación para el codo y la muñeca, destinado a usarse en la primera y segunda etapa de rehabilitación, donde el paciente debe realizar ejercicios pasivamente para lograr recuperar progresivamente la movilidad completa de sus articulaciones. Se han tomado en consideración la biomecánica y antropometría del brazo para así llevar a cabo los movimientos de flexión-extensión, pronación-supinación del codo, flexión-extensión, abducción-aducción de la muñeca mediante un diseño adaptable a cada paciente, siendo útil para la rehabilitación del brazo izquierdo o derecho del paciente. Además el proyecto consta de una interfaz gráfica amigable al usuario, para el control del proceso de rehabilitación, haciendo su utilización de fácil entendimiento lo que permite utilizar rápidamente el prototipo y adaptarlo al proceso de rehabilitación requerido por el paciente.”,”language”：“spa”,”author”:[{“family”：“Moya”,”given”：“Patricia”},{“family”：“Vásquez”,”given”：“Stephanie”}],”issued”:{“date-parts”:[[“2014”]]},”accessed”:{“date-parts”:[[“2017”,7,19]]}}}],”schema”：“<https://github.com/citation-style-language/schema/raw/master/csl-citation.json>”} .

La selección para los motores de tipo servomotor se basa en que cumple con requerimientos de ajuste de velocidad (pudiendo ser esta baja), y eso resulta vital al ser la rehabilitación un proceso pasivo y de movimientos lentos. Además, se consideran otras características como ruido, ángulo de giro y precisión (Moya & Vásquez, 2014)”publisher”：“Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE”,”publisher-place”：“Ecuador”,”genre”：“Tesis”,”source”：“repositorio.espe.edu.ec”,”event-place”：“Ecuador”,”abstract”：“El presente proyecto describe el desarrollo de un prototipo de rehabilitación para el codo y la muñeca, destinado a usarse en la primera y segunda etapa de rehabilitación, donde el paciente debe realizar ejercicios pasivamente para lograr recuperar progresivamente la movilidad completa de sus articulaciones. Se han tomado en consideración la biomecánica y antropometría del brazo para así llevar a cabo los movimientos de flexión-extensión, pronación-supinación del codo, flexión-extensión, abducción-aducción de la muñeca mediante un diseño adaptable a cada paciente, siendo útil para la rehabilitación del brazo izquierdo o derecho del paciente. Además el proyecto consta de una interfaz gráfica amigable

al usuario, para el control del proceso de rehabilitación, haciendo su utilización de fácil entendimiento lo que permite utilizar rápidamente el prototipo y adaptarlo al proceso de rehabilitación requerido por el paciente.”,”language”：“spa”,”author”:[{"family”：“Moya”,”given”：“Patricia”}, {"family”：“Vásquez”,”given”：“Stephanie”}],”issued”:{“date-parts”:[["2014"]]},”accessed”:{“date-parts”:[["2017”,7,19]]} } },”schema”：“<https://github.com/citation-style-language/schema/raw/master/csl-citation.json>”} . Las características de los servos de 20 Kg y 15 Kg se presentan en las tablas 1 y 2 respectivamente.

Tabla 1. Características del servomotor de 20 Kg (Ji Xian Technology Co., Ltd., 2017b)

Tipo	PDI-6221MG
Frecuencia de trabajo	1520µs / 330hz
Velocidad de funcionamiento (6 V)	0.16 s/60°
Par de torsión (6V)	20.32 kg/cm
Dimensiones	40.5X20.2X38 mm
Peso	62 g
Longitud del cable del conector	JR 265 mm
Rodamiento	2BB

Tabla 2. Características del servomotor de 15 Kg (Ji Xian Technology Co., Ltd., 2017a)

Tipo	PDI-5515MG
Frecuencia de trabajo	1520µs / 330hz
Velocidad de funcionamiento (6 V)	0.16 s/60°
Par de torsión (6V)	15.32 kg/cm
Dimensiones	40.5X20.2X38 mm
Peso	55.6 g
Longitud del cable del conector	JR 265 mm
Rodamiento	2BB

Para la elaboración del producto se hace uso de técnicas de manufactura convencionales, mientras que para el control de los servomotores se usa

programación en Arduino, en este caso de lazo abierto, pues no se tiene una retroalimentación para los movimientos del dispositivo y la conexión a este se efectúa mediante cableado electrónico. La programación permitirá manipular la posición de acuerdo con los grados de movimiento de la muñeca afectada. En la figura 7 se observa el flujograma de programación.

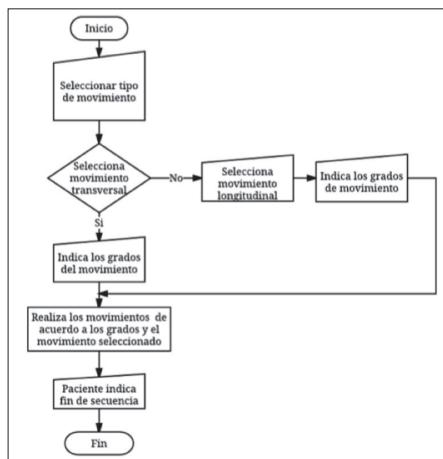


Figura 7. Flujo para la programación en Arduino

La simulación de los movimientos generados por el mecanismo, a diferentes grados, se puede observar en la figura 8.

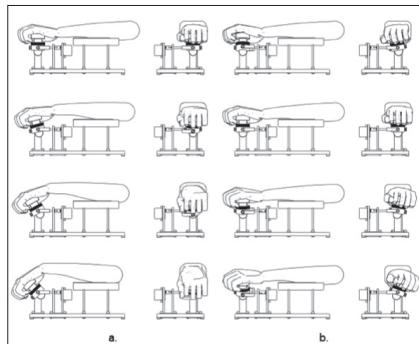


Figura 8. Simulación de movimientos generados por el dispositivo para rehabilitación de la muñeca. (a) Flexión y extensión. (b) Abducción y aducción

Además, se han llevado a cabo pruebas de montaje del dispositivo y sus componentes, con lo cual se ha comprobado sus partes funcional y estética. En la figura 9 se muestra el dispositivo parcialmente armado.

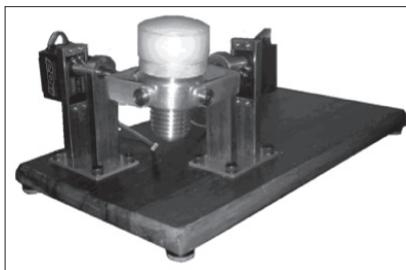


Figura 9. Ensamble parcial del dispositivo

CONCLUSIONES

Los mecanismos paralelos pueden ser ampliamente utilizados en aplicaciones de biomecánica simulando los movimientos de ciertas partes del cuerpo humano. El presente producto se basa en el diseño, ya patentado, Ojo Ágil simplificado de 2 GDL con funcionalidad para cámara.

Los movimientos del dispositivo para la rehabilitación de la muñeca presentados en este capítulo son generados por los servomotores, y a su vez, estos son comandados mediante programación en Arduino. Las condiciones de diseño se limitan principalmente por la presencia de AEH, lo que puede hacer que una crisis retrase o limite la recuperación de la muñeca mediante terapia. El uso del dispositivo debe estar guiado por recomendaciones médicas para que la terapia permita obtener resultados efectivos y seguros para el paciente.

Las pruebas de montaje efectuadas en el dispositivo han determinado que cumple con las condiciones de diseño y que además posee las características ergonómicas deseadas.

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos a la Universidad Politécnica Salesiana por facilitarnos las herramientas técnicas y teóricas para el desarrollo del producto.

REFERENCIAS

- ALTER, M.J. (2004) *Los estiramientos* (6^a edición). Barcelona: Paidotribo.
- BALLINA, F. J.; Y RODRÍGUEZ, A. (1999) La mano: tarjeta de presentación de las enfermedades reumáticas. En: *Mano y muñeca* (1^a edición). MASSON.
- CABALLERO MOLINA, T.; PEDROSA DELGADO, M.; GÓMEZ TRASEIRA, C. (2015) *Angioedema hereditario*. Medicina Clínica (English Edition), 145(8), 356-365.
- CHAPARRO-RICO, B.D.; CASTILLO-CASTAÑEDA, E. (2016) *Design of a 2DOF parallel mechanism to assist therapies for knee rehabilitation*. Ingeniería e Investigación, 36(1), 98–104.
- GEZGIN, E.; CHANG, P.H.; AKHAN, A.F. (2016) *Synthesis of a Watt II six-bar linkage in the design of a hand rehabilitation robot*. Mechanism and Machine Theory, 104, 177-189.
- GOSSELIN, C.M.; CARON, F. (1999) *Two degree-of-freedom spherical orienting device*. US5966991A. Estados Unidos.
- GOSSELIN, C.M.; PIERRE, E.S.; GAGNE, M. (1996) *On the development of the Agile Eye*. IEEE Robotics Automation Magazine, 3(4), 29-37.
- JI XIAN TECHNOLOGY Co., LTD. (2017a) PDI-5515MG 15KG High Precision Metal Gear Digital Standard Servo. Recuperado a partir de <http://www.jx-servo.com/English/Product/8371562847.html>
- JI XIAN TECHNOLOGY Co., LTD. (2017b) PDI-6221MG 20KG High Precision Metal Gear Digital Standard Servo. Recuperado a partir de <http://www.jx-servo.com/English/Product/49513727.html>
- LAURENT, J.; GUINNEPAIN, M.T.; DRAGON-DUREY, M.A.; FRÉMEAUX-BACCHI, V. (2007) *Angioedemas hereditarios y adquiridos por déficit de inhibidor de C1*. EMC - Dermatología, 41(3), 1-6.
- MARINI, F.; HUGHES, C.M.L.; SQUERI, V.; DOGLIO, L.; MORETTI, P.; MORASSO, P.; MASIA, L. (2017) *Robotic wrist training after stroke: Adaptive modulation of assistance in pediatric rehabilitation*. Robotics and Autonomous Systems, 91, 169-178.

- MATJACIC, Z.; CIKALO, I.; OBLACK, J. (2015) *Sistema universal de accionamiento haptico*. ES2539521T3. España.
- MOURI, T.; KAWASAKI, H.; AOKI, T.; NISHIMOTO, Y.; ITO, S.; UEKI, S. (2009) *Telerehabilitation for fingers and wrist using a hand rehabilitation support system and robot hand*. IFAC Proceedings Volumes, 42(16), 603-608.
- MOYA, P.; Y VÁSQUEZ, S. (2014) *Diseño y construcción de un prototipo funcional controlado por computadora para la rehabilitación de codo y muñeca* (Tesis). Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, Ecuador.
- O'MALLEY, M.K.; GUPTA, A. (2008) Chapter 2 - Haptic Interfaces. In: *HCI Beyond the GUI* (pp. 25-73). San Francisco: Morgan Kaufmann.
- PALASTANGA, N.; FIELD, D.; SOAMES, R. (2007) *Anatomía y movimiento humano. Estructura y funcionamiento*. Barcelona: Editorial Paidotribo.
- SENKAL, D.; GUROCAK, H. (2011) *Haptic joystick with hybrid actuator using air muscles and spherical MR-brake*. Mechatronics, 21(6), 951-960.
- SIVAK, M.; HOLDEN, M.K.; MAVROIDIS, C.; BAPPAI, A.; BINTZ, C.; CHRISOS, J.; CLARK, A.; LENTZ, D. (2012) *Multi-user smartglove for virtual environment-based rehabilitation*. US20120157263 A1. ESTADOS UNIDOS.
- SLUTSKY, D.J.; OSTERMAN, A.L. (2008) *Fractures and Injuries of the Distal Radius and Carpus*. Elsevier Health Sciences.
- TAKAIWA, M.; NORITSUGU, T.; SASAKI, D. (2012) *Wrist Rehabilitation Using Pneumatic Parallel Manipulator*. Transactions of the Japan Fluid Power System Society, 43(3), 85-91.
- THOMAS, D.; ZANIN, D. (2016) *Rehabilitación de la muñeca lesionada*. EMC - Kinesiterapia - Medicina Física, 37(2), 1-17.
- TSAI, L.W. (1999) *Robot Analysis: The Mechanics of Serial and Parallel Manipulators*. John Wiley & Sons.
- VOEGELI, A.V. (2001) *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*. España: Springer Science & Business Media.

- WANG, M. (2014) *Design and analysis of an adjustable wrist rehabilitation robot* (Thesis). University of Ontario, Canadá.
- ZHANG, Y.X.; CONG, S.; SHANG, W.W.; LI, Z.X.; JIANG, S.L. (2007) *Modeling, identification and control of a redundant planar 2-DOF parallel manipulator*. International Journal of Control Automation and Systems, 5(5), 559–569.

4

DISEÑO DE UN ROBOT DE REHABILITACIÓN PARA LA ARTICULACIÓN DE LA MUÑECA DESDE EL ENFOQUE DE LA INGENIERÍA CONCURRENTE

*Edgar A. Ceballos-Morales¹³, José L. Paredes¹⁴,
Miguel Díaz-Rodríguez¹⁵, Patricia C. Vargas-Rey.*

En esta investigación se desarrolló el diseño de un dispositivo de rehabilitación automatizado para la articulación de la muñeca, el cual puede ser empleado especialmente para los cuadros de tendinitis, sinovitis, artritis reumatoidea y procesos de terapia pre y postoperatoria para dicha articulación. Durante la etapa de diseño se hicieron numerosas investigaciones relacionadas con los equipos que han sido utilizados para la rehabilitación en dichas patologías, así como un estudio antropométrico en el que se definen las dimensiones y ángulos de movimiento de la articulación de la muñeca en la población venezolana. A partir de la información recolectada se elaboraron diferentes propuestas de conceptos de diseño, las cuales fueron evaluadas mediante la aplicación del Proceso Analítico de Jerarquía a través de la definición de criterios y atributos de diseño relacionados con su funcionalidad. Luego de la evaluación y selección de las propuestas se utilizaron programas CAD para la definición de las formas, geometrías y materiales de los diferentes componentes del dispositivo, y estos componentes se

¹³Departamento de Tecnología para el Diseño Industrial, Facultad de Arquitectura y Diseño, Universidad de los Andes Mérida Venezuela {ceballos@ula.ve}

¹⁴Departamento de Circuitos y Medidas, Facultad de Ingeniería, Universidad de los Andes Mérida Venezuela {paredesj@ula.ve}

¹⁵Laboratorio de Mecatrónica y Robótica, Facultad de Ingeniería, Universidad de los Andes Mérida Venezuela {dmiguel@ula.ve}

analizaron posteriormente a través de la utilización de programas CAE, con los cuales se logró determinar el estado tensional de esfuerzos y deformación de las diferentes piezas que componen el dispositivo. Adicionalmente se desarrolló un software para la adquisición y registro de los diferentes movimientos producidos durante la ejecución de la terapia de rehabilitación, así como una aplicación computarizada para la reproducción y ejecución de los ejercicios terapéuticos. Finalmente, mediante la investigación desarrollada se logró diseñar un dispositivo que ayudara a la rehabilitación de la articulación de la muñeca permitiendo hacer la combinación de movimientos de flexión dorsal-palmar y cubital-radial y contribuyendo así a la recuperación de la funcionalidad de la articulación con diversas patologías presentadas en la población venezolana. Otras de las características resaltantes del diseño propuesto fue su facilidad de manufactura.

Palabras clave: rehabilitación de articulación de la muñeca; dispositivo de registro y ejecutor; diseño; proceso analítico de jerarquía; robótica.

INTRODUCCIÓN

Debido a la gran cantidad de pacientes que ingresa a los servicios de fisiatría de los hospitales venezolanos con lesiones en las articulaciones superiores que pueden haber sido ocasionadas por una diversidad de causas (accidentes en moto, caídas, golpes, malas posturas en el lugar de trabajo o movimientos incorrectos durante la práctica de actividades deportivas) o bien estar relacionadas con patologías de disfuncionalidad de los tejidos, que pueden deberse a la degeneración de los tejidos de las articulaciones comprometiendo así la movilidad de dicha articulación y pudiendo llegar al extremo de incapacitar por completo la movilidad de la articulación, los síntomas de estas patologías pueden ir acompañados de severas inflamaciones en músculos y tendones (tendinitis) (Almekinders, 1998). El tratamiento de recuperación para dichas patologías ha originado una gran demanda de personal capacitado para atender las diversas patologías en dichos servicios, así como el uso de equipos técnicos que facilitan y mejoran el tiempo de recuperación de los pacientes. Dentro de la gama de tratamiento médico para la

rehabilitación, dichas afecciones se pueden encontrar varias fases o etapas de rehabilitación para la articulación de la muñeca. Estas están registradas en el *Handbook of orthopaedic rehabilitation* (Brotzman, 1996), que registra el uso del protocolo de rehabilitación desarrollado en tres etapas principales: 1^a) Inmovilización de la articulación, 2^a) Exposición de los tendones y músculos a cambios térmicos entre frío y calor, y 3^a) Aplicación de movimientos suaves en la articulación para ir recuperando la tonificación y la masa muscular (Brotzman, 1996). Debido a que en la 2^a y en la 3^a etapa, el médico fisiatra se encarga de ejercitar dichos músculos durante largos períodos de tiempo resultando una actividad extenuante, se planteó la necesidad de diseñar una estación de rehabilitación que permitiera ayudar a ejecutar dichos movimientos programados y controlados mediante el diseño de este dispositivo que busca facilitar la labor del médico fisiatra en la rehabilitación de la articulación de la muñeca.

Otro de los aspectos importantes a considerar para el planteamiento de este trabajo es el hecho de que la gran mayoría de los equipos utilizados en terapias de rehabilitación se caracterizan por poseer diseños estructurales exoesqueléticos con escasa portabilidad y movilidad, niveles altos de consumo energético y gran volumen, por lo que ocupan considerable espacio en las salas de rehabilitación. Al considerar esos aspectos, en este trabajo se plantea adicionalmente diseñar una estación de rehabilitación de menor volumen que permita ejecutar los diferentes protocolos de rehabilitación para las diversas afecciones en la articulación de la muñeca de forma automatizada y controlada. El objeto principal de este trabajo consiste entonces en diseñar un dispositivo de rehabilitación que permita registrar y ejecutar diversos movimientos controlados y automatizados en la articulación de la muñeca.

En los últimos años se han concebido diferentes dispositivos de rehabilitación para el tratamiento de las diversas patologías presentadas en las articulaciones de muñeca, y junto a los grandes avances tecnológicos alcanzados en el área de robótica, diversas universidades y centros de investigaciones han desarrollado variados prototipos robóticos con el fin de asistir a los médicos fisiatras en la ejecución de ejercicios de rehabilitación para las articulaciones de los miembros superiores e inferiores.

Dentro de la gama de equipos utilizados para la rehabilitación de la articulación de la muñeca encontramos equipos como el Haptic Robot, el cual es un dispositivo robótico desarrollado por el Instituto para la Rehabilitación de Eslovenia y que se basa en un diseño de armazón estructural tipo exoesqueleto con fijación al suelo; este dispositivo permite la rehabilitación del brazo, antebrazo y muñeca en un rango de movilidad significativo. Adicionalmente se caracteriza por poseer un controlador de movimiento activado por un actuador lineal acoplado sobre una rótula esférica (Oblack, Cikajlo y Matjacic, 2010). Otro de los dispositivos destacados en rehabilitación de muñeca y antebrazo es el desarrollado por el Instituto Italiano di Tecnología (Squeri y col., 2013), que posee tres grados de libertad controlados por tres motores rotatorios DC con sistemas de transmisión de engranaje cónico, el cual cuenta con un protocolo terapéutico que permite la restauración de la funcionalidad de la muñeca en pacientes con accidente cerebrovascular crónico. A principios del 2007, investigadores del Instituto Tecnológico de Massachusetts (MIT) desarrollaron un robot de terapia para la rotación de la muñeca que consta de 3 grados de libertad, lo cual permite ejecutar los ejercicios de rehabilitación con un mayor control con respecto a sus antecesores (Masria, y col, 2007). A mediados del 2007, investigadores de la Universidad Militar Nueva Granada desarrollaron un robot exoesquelético para la rehabilitación motora de la articulación del hombro y del antebrazo (Gutiérrez, y col., 2007). Este sistema presenta dos grados de libertad accionados por un conjunto de motores paso a paso con sistemas de transmisión de engranes, lo cual le confiere una mayor movilidad.

A finales del 2008, investigadores de la Universidad Rice en Houston, U.S.A desarrollaron un dispositivo de rehabilitación exoesquelético con fines de rehabilitación y entrenamiento para pacientes con lesiones neurológicas en las articulaciones de la muñeca y antebrazo (Gupta y col., 2008). Este se caracteriza por ser un robot de cuatro grados de libertad accionados por motores rotatorios DC acoplados a sistemas de transmisión de cabrestante, sin embargo, en dicho diseño se observa carencia de portabilidad. En el año 2013, investigadores de la Universidad de Hong Kong (Song y col., 2013) desarrollaron un robot de rehabilitación motora controlado a partir de la detección y filtrado de las señales mioeléctricas, las cuales permitían al paciente ejecutar el movimiento

controlado y preciso al detectar las diferentes de señales mioeléctricas capturadas en el antebrazo. En resumen, se puede apreciar que la mayoría de equipos diseñados para la rehabilitación de muñeca son dispositivos exoesqueléticos utilizados como estaciones de rehabilitación, es decir, el antebrazo y la muñeca del paciente se apoyan directamente sobre el equipo de rehabilitación. Otros de los aspectos relevantes de estos equipos es que se encuentran diseñados para moverse dentro del rango de movimiento de la articulación de la muñeca y adicionalmente se encuentran activados por motores lineales o rotacionales de paso-paso.

La investigación desarrollada se encuentra estructurada de la siguiente manera: en el apartado número 2 se presenta la metodología de diseño utilizada para el diseño del dispositivo de rehabilitación. Se establecieron la definición del usuario, el contexto geográfico, la definición de las medidas antropométricas de la articulación de la muñeca y la especificación de los requerimientos de diseños, se definieron los aspectos básicos del diseño preliminar del dispositivo, como el de los materiales y el de geometrías y dimensiones de las propuestas de diseño aplicándose el método del proceso analítico de jerarquía para la selección y evaluación de las propuestas de diseño. A continuación se presenta la descripción del desarrollo del prototipo conceptual-funcional para la prueba del dispositivo: se realizaron los análisis biomecánicos, cinemático, cinético y estructural de la propuesta de diseño seleccionada y, por último, en el apartado número 3 se presentan las conclusiones finales.

DESARROLLO

Al inicio de este apartado se presenta la metodología de diseño utilizada para el desarrollo del dispositivo de rehabilitación y basada en la metodología del proceso de diseño industrial planteada por Aguayo y Sánchez (2003). Mediante el empleo de esta metodología se establecieron siete fases de diseño. *Fase 1: Identificación de las necesidades.* En esta fase se identificaron las necesidades a satisfacer para el desarrollo del equipo de rehabilitación de muñeca para pacientes con medidas antropométricas venezolanas, junto con la definición del usuario y el contexto. *Fase 2: Especificación de los requerimientos de diseño.* Se definieron en esta los principales requerimientos

del diseño (funcionales, ergonómicos, tecnológicos y formales). Fase 3: *Diseño conceptual del dispositivo de rehabilitación*. En esta fase se generaron varios bocetos del equipo de rehabilitación para representar a través de estos la forma conceptual y de dicho equipo tomando en cuenta los diferentes requerimientos de diseño planteados en la fase 2. Fase 4: *Diseño preliminar e ingeniería básica*, en la cual se genera el dimensionamiento y la forma de los diferentes componentes que constituirán el equipo de rehabilitación de muñeca a partir de las dimensiones antropométricas consideradas en las fases anteriores. Fase 5: *Diseño final e ingeniería de detalle*. En esta fase hicieron los análisis cinemático, cinéticos y de esfuerzos relacionados con el comportamiento del dispositivo ante las cargas generadas por el peso de la mano. Fase 6: *Desarrollo del programa controlador*. Se desarrolló en esta fase un programa de interface para la adquisición de datos y control de los motores actuadores en la plataforma Matlab GUI, mediante este programa se estableció la interface con el microcontrolador Arduino Uno R3 para la adquisición de la data y control de los motores actuadores. Fase 7: *Construcción del prototipo conceptual del dispositivo de rehabilitación*. Tal como reza el título, en esta última fase se construyó un dispositivo de prueba conceptual con el fin de evaluar el funcionamiento del software controlador y mostrar la interacción del dispositivo con el usuario. El ensamblado del prototipo conceptual se efectuó a partir de la unión de diferentes componentes comerciales empleados para otros fines con la incorporación de piezas autoelaboradas.

FASE 1.IDENTIFICACIÓN DE LAS NECESIDADES

En esta fase se establecieron los aspectos de diseño básicos para satisfacer las necesidades plasmadas dentro del planteamiento del problema presentado en el capítulo 1, definiendo de esta manera las características principales del paciente (usuario del equipo de rehabilitación) y el entorno en el que se plantea el funcionamiento del equipo.

Definición del usuario y del contexto geográfico: El modelo sería un paciente adolescente o adulto que se caracteriza por ser presentar patologías como tendinitis, artritis reumatoide, sinovitis y recurre al Servicio de Fisiatría del Hospital Universitario IAHULA de la ciudad de Mérida referido para rehabilitación postoperatoria, con una edad comprendida entre 15 a 50 años,

con un estado de nutrición normal (percentil = 50). Para este percentil, el peso del adolescente-adulto varía de 55 kg a 90 kg y presenta una altura oscilante desde los 125 cm hasta los 177,5 cm. (FUNDACREDESA, 1993).

Al hacer un análisis antropométrico de la mano y del antebrazo se obtuvieron los siguientes resultados: el peso del antebrazo y mano corresponde en promedio al 2.2% del peso total del paciente, lo cual se aproxima a 1,5 kg. La distancia del centro de masa de la mano a la articulación de la muñeca es de 7.11 cm (Le Veau, Williams, y Lissner, 1991), el peso de la mano promedio 0.5 kg. Según la norma DIN 33 402.2°, el ancho de la articulación de la muñeca para un percentil 95 se ubica alrededor 18.9 cm, al igual que el perímetro de la mano (19,5 P5%, 21,0 P50%, 22,9 P95%), y estos serán datos importantes para definir la geometría y forma del dispositivo de rehabilitación para la articulación de la muñeca.

FASE 2. ESPECIFICACIÓN DE LOS REQUERIMIENTOS DE DISEÑO

Dentro de los principales requerimientos de diseño se establecieron los siguientes: a) *Requerimientos funcionales*: Garantizar la estabilidad del miembro mientras se ejecuta el movimiento, permitir el movimiento de arco dentro de un rango de -50° hasta +50° en flexión dorsal y un rango de -15° a +15° en flexión palmar debido a que en la segunda fase de rehabilitación se deben hacer movimientos de arco limitados para evitar posteriores lesiones (Brotzman, 1996), soportar a nivel estático los esfuerzos y deformaciones del sistema y soportar las cargas dinámicas del sistema y poseer la capacidad para registrar, almacenar y ejecutar la rutina de rehabilitación establecida por el especialista. b) *Requerimientos ergonómicos*: adaptarse a las dimensiones del antebrazo y de la mano para percentiles 5, 50 y 95. Instalación fácil, rápida y entendible, permitir la movilización suave y controlada sin generar un dolor intenso sobre el paciente y poseer diferentes puntos de sujeción para la estabilización de la mano. c) *Requerimientos formales*: usar geometrías curvas que permitan mantener una armonía integral estética entre el dispositivo y el miembro en tratamiento y permitir que la carcasa y otros componentes puedan ser pintados dentro de una gama de colores a fin de que el dispositivo sirva

para ambos sexos. d) *Requerimientos tecnológicos*: ser construido con materiales disponible en el país, emplear procesos de manufactura sencillos y económicos que puedan ser utilizados con de tornos, fresadoras y centros de mecanizado de control numérico, entre otros, máquinas de mecanizado disponibles en el país, y ser fabricable con mano de obra nacional, así como poseer repuestos de los componentes electrónicos en el país.

FASE 3. DISEÑO CONCEPTUAL DEL EQUIPO DE REHABILITACIÓN DE LA MUÑECA

En esta etapa de diseño se generaron varios bocetos del equipo de rehabilitación tomando en cuenta los diferentes requerimientos de diseño planteados en el apartado anterior y partiendo del concepto de que el dispositivo debe permitir la movilidad y la rotación en dos ejes principalmente, brindar la estabilización en la articulación de la muñeca. Adicionalmente debe ser capaz de adaptarse a la anatomía de diferentes tamaños de manos. Tomando en cuenta estos aspectos se generaron tres propuestas de diseño para el dispositivo.

FASE 4. DISEÑO PRELIMINAR E INGENIERÍA BÁSICA DE LAS PROPUESTAS DEL EQUIPO REHABILITADOR DE MUÑECA

En esta etapa del diseño preliminar se utilizaron las medidas antropométricas recopiladas en las fases 1 y 2 para generar el dimensionamiento y la forma de los diferentes componentes que formarán parte de las diferentes propuestas de equipo de rehabilitación de muñeca.

DEFINICIÓN DE MATERIALES A EMPLEAR EN EL DISPOSITIVO

Se emplearon para el desarrollo y elaboración del dispositivo de rehabilitación aleaciones de aluminio 6061 (Esfuerzo Máx. Tracción 95 MPa), acero aleado de alta resistencia (Esfuerzo Máx. Tracción 210 MPa) debido a su fácil acceso en el país y plástico ABS (Esfuerzo Máx. Tracción 27,6 MPa - 55,2 MPa) (Beer, 2007) (Shigley J. 2002).

DEFINICIÓN ESQUEMÁTICA DE LAS DIFERENTES PROPUESTAS DEL DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN

Presentamos aquí de forma detallada la descripción y principales características de los modelos de propuestas para el desarrollo del equipo de rehabilitación de muñeca.

PROPUESTA A (DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN PORTÁTIL)

El diseño propuesto se puede definir como un dispositivo robótico portátil constituido principalmente por dos grados de libertad (Barrios, 2007) y que permite la rotación en el plano flexión-extensión dorsopalmar y en el plano radial-cubital de la articulación de la muñeca. Este dispositivo está constituido principalmente de siete piezas mecánicas y tiene un peso aproximado a los 0.5 kg y apoyo en el antebrazo del paciente, como se aprecia en la figura. 1.

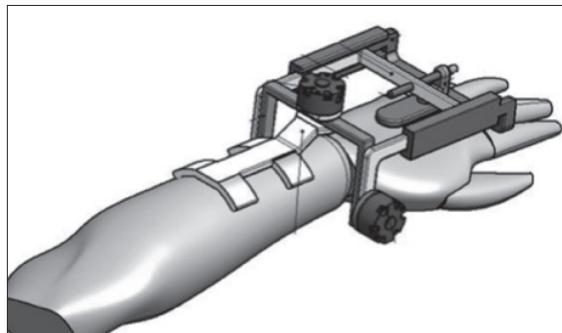


Figura 1. Propuesta de diseño “A” del dispositivo de rehabilitación

PROPUESTA B (DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN ESTACIONARIO)

El diseño propuesto B se puede describir como un dispositivo robótico estacionario constituido principalmente por dos grados de libertad (Barrios, 2007) y que permite la rotación en los planos flexión-

extensión dorsal-palmar y radial-cubital de la articulación de la muñeca. Este dispositivo se caracteriza por ser usado como una estación de rehabilitación y tiene la capacidad ejecutar una rutina prediseñada en un computador. Adicionalmente se establecieron motores rotacionales actuadores rotatorios SMC Series CRB2 para controlar los movimientos en los diferentes planos. Este dispositivo se encuentra constituido principalmente por trece piezas mecánicas, como se aprecia en la figura 2.



Figura 2. Propuesta de diseño B del dispositivo de rehabilitación

PROPUESTA C

Esta propuesta se puede describir como un dispositivo robótico estacionario constituido principalmente por dos grados de libertad (Barrios, 2007) y que permite la rotación en el plano flexión-extensión palmar-dorsal y en el plano cubital-radial de la articulación de la muñeca. Se caracteriza por ser usado como una estación de rehabilitación y tiene la capacidad grabar, almacenar y ejecutar rutinas pregrabadas y en vivo efectuadas por el médico especialista. Este dispositivo cuenta con motores paso a paso y *encoders* rotacionales (STM17S-1X Simple). Adicionalmente cuenta un sistema de transmisión por engranes 4:1 que permite mayor precisión de movimiento y mayor potencia de trabajo. Se encuentra constituido principalmente por dieciocho piezas mecánicas, como se muestra en la figura 3.

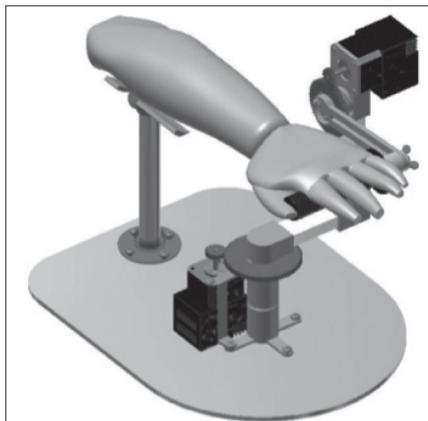


Figura 3. Propuesta de diseño C del dispositivo de rehabilitación

SELECCIÓN DE LAS PROPUESTAS DE DISEÑO EMPLEANDO EL PROCESO ANALÍTICO DE JERARQUÍA

Para la selección objetiva de la propuesta de diseño más adecuada para el desarrollo del equipo de rehabilitación se procedió a emplear el método del proceso analítico de jerarquía (Saaty, 1998). Esta metodología toma en cuenta los pesos asignados a los diferentes criterios y requerimientos de diseño, y junto con una serie de cálculos matemáticos de vectores propios permite seleccionar la propuesta que cumpla con la mayoría de los requerimientos de diseño. Para aplicar la metodología se procedió a establecer los criterios de evaluación de las propuestas diseño a partir de los requerimientos planteados para el dispositivo de rehabilitación definidos en la fase II del proceso de diseño. Estos requerimientos se agruparon en cuatro criterios de evaluación principales: funcionales, ergonómicos, formales y tecnológicos (ver tabla 1). Luego de establecer los criterios y subcriterios de evaluación se procedió a agruparlos dentro de un árbol de jerarquía por nivel de dependencia, reservando el primer nivel para los aspectos generales de diseño (funcionales, ergonómicos, formales y tecnológicos) y los niveles siguientes a los subcriterios dependientes de cada uno de los aspectos generales de diseño, como

se presentan en la figura 4. En ella presentan los criterios y subcriterios de evaluación de las propuestas de diseño ramificadas desde el primer nivel de jerarquización conformado por los cuatro criterios principales.

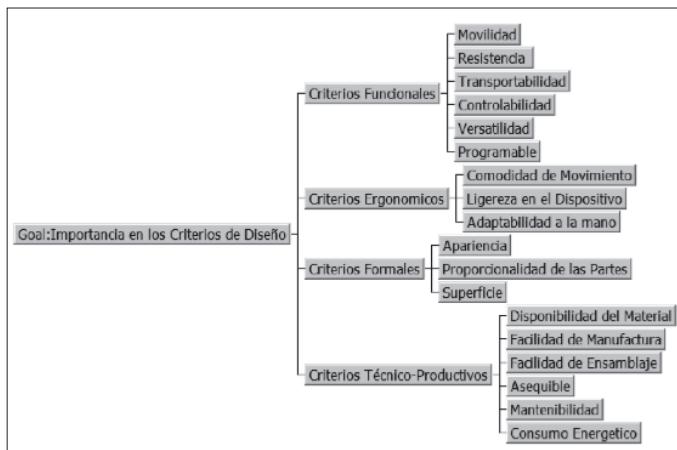


Figura 4. Árbol de Jerarquía de los criterios de diseño (ExpertChoice)

Tabla 1. Matriz de comparación entre los criterios del primer nivel

	Criterios funcionales	Criterios ergonómicos	Criterios formales	Criterios técnico-productivos
Criterios funcionales	1	4	7	2
Criterios ergonómicos		1	4	2
Criterios formales			1	4
Criterios técnico-productivos				1

Al terminar de establecer todos los pesos en las matrices de comparación en la totalidad de los niveles de jerarquización se procedió a introducir los datos en un software de selección de alternativas mediante múltiples criterios llamado ExpertChoise (www.expertchoice.com). Este programa permite hacer un análisis en la información introducida y mostrar el

porcentaje del peso de importancia en los criterios y subcriterios planteados para alcanzar el objetivo planteado en el árbol de jerarquía (ver figura 5).



Figura 5. Porcentaje de importancia de los criterios de diseño

En un primer análisis general efectuado en el programa se determinó que los criterios de diseño a los cuales se debía dedicar una mayor importancia en el diseño del dispositivo de rehabilitación fueron los siguientes: movilidad (15.7%), programable (14%) y controlable (14%). Estos criterios muestran que el diseño presentará un mayor rendimiento en su aspecto funcional.

EVALUACIÓN DE LAS PROPUESTAS MEDIANTE AL PROCESO ANALÍTICO DE JERARQUÍA.

Para llevar a cabo la selección de la propuesta se comparó y evaluó cada una de ellas con cada uno de los dieciochos subcriterios establecidos en la etapa anterior. Esta comparación se hizo mediante matrices de comparación de subcriterios. En la tabla 2 se presenta un ejemplo de la aplicación de la matriz de comparación de las propuestas con respecto al subcriterio de programable.

Tabla 2. Matriz de comparación de la propuesta a y la propuesta b con respecto al subcriterio de programable

Criterio (programable)	Propuesta A	Propuesta B	Propuesta C
Propuesta A	1	1	2
Propuesta B		1	2
Propuesta C			1

Luego de evaluar las propuestas con las matrices de comparación se obtuvieron los siguientes resultados mostrados en la figura 6. Por ellos se pudo observar que la propuesta C supera a las propuestas B y A en la mayoría de los criterios de evaluación, tanto funcionales como ergonómicos y formales, lo cual define una tendencia de elección del 38.6% para la propuesta C, del 31.3% para la propuesta B y de un 30.1% para la propuesta A. Al considerar los resultados obtenidos mediante la aplicación de la metodología del proceso analítico de jerarquía se seleccionó la propuesta C debido a que presentó una mayor tendencia de elección, por lo cual se pasó a hacer los análisis pertinentes en la fase de diseño de detalle.

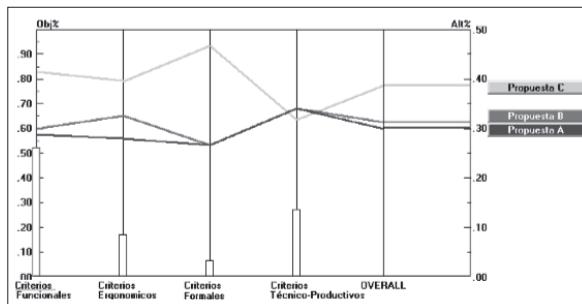


Figura 6. Análisis de selección de propuestas (ExpertChoice)

PROTOTIPO FUNCIONAL-CONCEPTUAL DEL DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN

El prototipo funcional-conceptual para rehabilitación de muñeca se desarrolló con el fin de poder probar el concepto de diseño y

adicionalmente para poder obtener, almacenar y ejecutar las datas obtenidas de las rutinas reales efectuadas por los especialistas en Fisiatría del Hospital Universitario de los Andes (IAHULA). El dispositivo funcional-conceptual consta de una superficie de apoyo para el antebrazo, un elemento de sujeción para pacientes con capacidad de sujeción de la mano y un elemento o accesorio para pacientes con discapacidad en sujeción de la mano, y adicionalmente, al dispositivo se le adaptó la base de cámara móvil PT785-S activada por servomotores HITEC HS-785HB (www.servocity.com). A esta base de cámara se le adaptó un elemento que hace la función de mango de agarre, siendo esta pieza impresa en 3D y plástico PLA. Otros elementos adaptados al dispositivo fueron los dos potenciómetros rotacionales instalados en los ejes de rotación de la base de la cámara. Estos permiten sensar la rotación del dispositivo en un rango de 270°, que luego son adquiridos mediante la tarjeta ARDUINO UNO R3, como se muestra en la figura 7. Para el control del dispositivo se desarrolló un programa macro de interfaz entre MATLAB GUI y el software Arduino 1.0.6., que tiene la función de adquirir, almacenar y ejecutar la data mediante la tarjeta ARDUINO UNO R3.



Figura 7. Dispositivo funcional-conceptual del equipo de rehabilitación

ADQUISICIÓN DE LA DATA REAL DEL DISPOSITIVO DE REHABILITACIÓN

A través del dispositivo funcional-conceptual de rehabilitación se pudieron adquirir rutinas de rehabilitación de la articulación muñeca en tiempo real efectuadas por los médicos especialistas del servicio de fisioterapia del IAHULA para comprobar su funcionamiento, pudiéndose obtener así una data real para hacer los análisis cinemáticos y cinéticos en la propuesta final seleccionada en el apartado anterior. Al conocer la data de posicionamiento angular con respecto al tiempo se pudo analizar de forma más detallada el comportamiento estructural y cinemático del dispositivo de rehabilitación en ambiente controlado. La rutina real es una rutina de movimiento circular combinado en el que se inicia con movimientos de arco circulares limitados y se va incrementando el tamaño del arco circular con respecto al tiempo tanto en el plano lateral como en el plano flexión-extensión (ver figura 8).

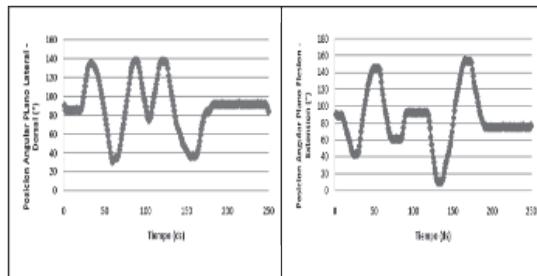


Figura 8. Rutina de rehabilitación realizada por los especialistas del IAHULA

FASE 5. DISEÑO DE INGENIERÍA DE DETALLE DEL EQUIPO REHABILITADOR DE MUÑECA

A partir de la propuesta generada en la fase anterior se procedió a hacer análisis cinemático, cinéticos y de esfuerzos relacionados con el comportamiento del dispositivo antes las cargas generadas por el peso

de la mano. Este tipo de análisis forma parte de la fase de ingeniería de detalle, por el cual se determina campo tensional, deformación y factor de seguridad de los componentes o sistemas que definen el equipo rehabilitador de muñeca (Beer y col., 2007).

ANÁLISIS BIOMECÁNICO

En este análisis se estimó de forma teórica la carga a vencer por el dispositivo de rehabilitación en forma pasiva, es decir, en este caso, el paciente no ofrece resistencia al movimiento de la articulación de la muñeca, sino que más bien permite que el dispositivo ejerza la articulación. Eso se debe a que el dispositivo está concebido para ayudar al médico fisiatra en la ejecución de las rutinas durante la segunda fase de rehabilitación, en la cual se requieren movimientos de arcos limitados para la recuperación de la movilidad de la articulación de la muñeca. Al considerar el peso de la mano aproximado de 0.5 kg para una persona joven entre percentil 50 a 95, y considerando que la distancia del centro de gravedad de la mano a la articulación de la muñeca es de alrededor de 7.11 cm (Le Veau y col., 1991) (Latarjet y Liard 1983), es posible entonces estimar el momento mínimo necesario a vencer por el dispositivo de rehabilitación. Este momento se puede determinar así:

$$M_{\text{mínimo}} = (\text{Peso mano}) \times (\text{Distancia CG de mano a la articulación muñeca})$$

$$M_{\text{mínimo}} = (0.5 \text{ kg} * 9.81 \text{ m/s}^2) \times (0.0711 \text{ m}) = 0.3487 \text{ N.m} = 348.7 \text{ N.mm}$$

Este valor nos indica que los actuadores rotacionales deben poseer un torque mayor a 0.3487 N.m para poder mover la articulación de la muñeca de forma pasiva.

ANÁLISIS CINEMÁTICO Y CINÉTICO

En este análisis cinemático-cinético se estudió el comportamiento de la variación de la posición, velocidad y momento impulsor del dispositivo de rehabilitación a partir de rutinas reales de ejercicios de rehabilitación en muñeca grabadas con el dispositivo funcional-conceptual mostrado en

el capítulo anterior. La información obtenida a través del dispositivo de rehabilitación funcional-conceptual se formó en el módulo cinemático del software Autodesk Inventor 2015 y en este software se definieron las variaciones de posición angular de los planos flexión-extensión, y en el plano lateral, en los pares cinemáticos de revolución ubicados en los motores paso-paso.

ANÁLISIS DE POSICIÓN ANGULAR

Al definir las variaciones de las posiciones angulares con respecto al tiempo en los pares de revolución cinemático de los motores paso-paso tomadas de las rutinas reales y presentadas en el capítulo anterior, se obtuvieron los resultados que muestra la figura 9.

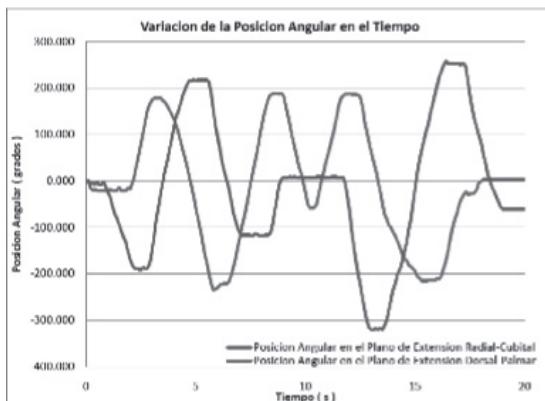


Figura 9. Variación de la posición vs. tiempo de los planos dorsal-palmar y cubital-radial

En la figura 9 se puede apreciar la variación de la posición angular en los pinos de los motores paso-paso con respecto al tiempo, esta variación de la posición angular se mantiene en los motores paso-paso dentro de un rango de -310° a $+260^{\circ}$ en el plano de flexión-extensión, y para el plano lateral, el rango de rotación se ubica entre los -240° a 190° de rotación. Puede observarse además que el ángulo máximo de rotación corresponde al valor de -315.5° . Es importante destacar que estos ángulos presentan

una relación 4:1 con respecto a la posición original de la mano debido a la transmisión de engranes de 4:1 diseñada.

ANÁLISIS DE VELOCIDAD ANGULAR

En este análisis se estudió la variación de las velocidades angulares en los pares cinemáticos de revolución correspondientes a la ubicación a los motores paso-paso en los diferentes planos de estudios (mostrados en la figura 10).

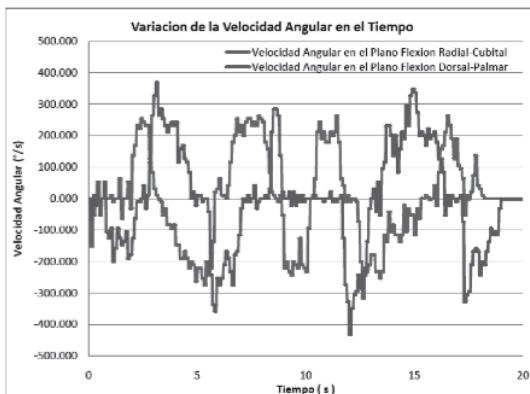


Figura 10. Variación de la velocidad angular vs. tiempo de los planos flexión- extensión dorsal-palmar y cubital-radial

En la figura 10 se puede apreciar la variación de la velocidad angular del dispositivo en los planos flexión-extensión dorsal-palmar y cubital-radial. Cabe destacar que alcanzó a medir una velocidad angular máxima $432.42^{\circ}/s$ en el plano lateral, lo cual servirá para la selección de final de los motores paso-paso que se utilizarán en el dispositivo de rehabilitación final.

ANÁLISIS DE MOMENTO IMPULSOR

En este análisis se presenta la variación del momento impulsor de los motores paso-paso en los diferentes planos de estudio mostrados en la figura 11.

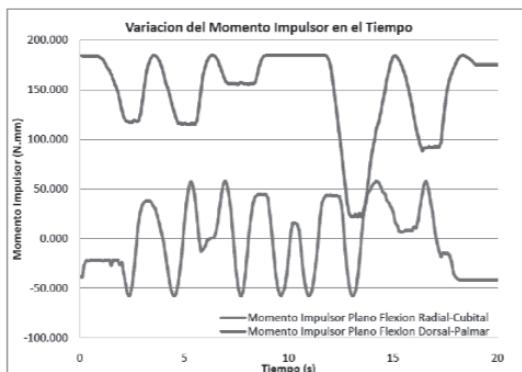


Figura 11. Variación del momento impulsor vs. tiempo en los pares cinemáticos de los motores paso-paso

En la figura 11 se puede observar la variación del momento impulsor con respecto al tiempo. En el caso del plano lateral, el momento impulsor varía en un rango que va desde -60 N.mm hasta +60 N.mm, y en el caso del plano de flexión-extensión dorsal-palmar, el momento impulsor varía desde 40 N.mm hasta un máximo de 184.5 N.mm. Este valor máximo se debe al peso de la mano y del mismo dispositivo, que debe vencer el motor paso-paso en el plano de flexión-extensión dorsal-palmar para lograr el movimiento deseado. Cabe mencionar que estos valores son cuatro veces menores a los del momento impulsor medidos en los ejes de rotación del dispositivo debido a los sistemas de transmisión por engranes 4:1 planteados en el diseño. De este análisis se puede concluir que se requiere un motor paso-paso que posea un torque mayor a los 184.5 N. mm para lograr ejercer movimiento del dispositivo alrededor de dicho plano. Así, con este dato, se podrá hacer la selección de los motores paso-paso de una manera más objetiva.

SELECCIÓN DE LOS MOTORES ACTUADORES

De los análisis cinemáticos y cinéticos previos se pudieron obtener los siguientes valores de trabajo: las velocidades angulares máximas

del dispositivo en los planos de rotación se encuentran alrededor de los 432.42 °/s y el valor del torque mínimo necesario para lograr los movimientos es de 184.5 N.mm. Al considerar estos valores se optó por seleccionar el motor paso-paso STM17, el cual se encuentra conformado con un sistema *encoder* que permitirá detectar la posición del dispositivo en cualquier instante de tiempo. Este modelo corresponde a un modelo de motor paso-paso de la serie NEMA 17, el cual puede alcanzar una velocidad máxima de 3.600 gr/s al conectarse a un controlador simple como el 1063_0 PhidgetStepper Bipolar 1-Motor (Phidgets, 2016), y puede generar un torque de trabajo mayor a 480.18 N.mm, lo cual permitirá ejecutar las rutinas de rehabilitación al dispositivo en caso de ocurrir sobre carga con valores de torque mínimo mayor a los 184.5 N.mm.

ANÁLISIS ESTRUCTURAL

En este apartado se hizo un análisis estructural estático de los sistemas y componentes que conforman al equipo, estudiándose así los efectos que producen la carga producida por el peso de la mano (0.5 kg) y el peso del antebrazo (1.5 kg) en la propuesta final seleccionada. El análisis estático del cuerpo estructural del equipo se desarrolló en el software Autodesk INVENTOR 2015 mediante la aplicación de tres subprocesos principales: a) *Preprocesador*. En este subproceso se definieron cargas, condiciones de apoyos, materiales y definición de las principales características del generado de mallado del modelo, b) *Procesador*: Se generaron las matrices de rigidez y desplazamiento para los nodos y elementos que constituyen el mallado del modelo, c) *Postprocesador*. En este proceso se extrajeron el valor de los esfuerzos de Von Mises y los factores de seguridad de los componentes que conforman al equipo. Para el caso de los esfuerzos de Von Mises se encontraron que las piezas críticas resultaron ser una arandela y un tornillo de ajuste de tipo mariposa, alcanzando el valor de esfuerzo máximo de 159.41 MPa. Adicionalmente se obtuvieron valores de factores de seguridad superiores a la unidad (ver figura 12).

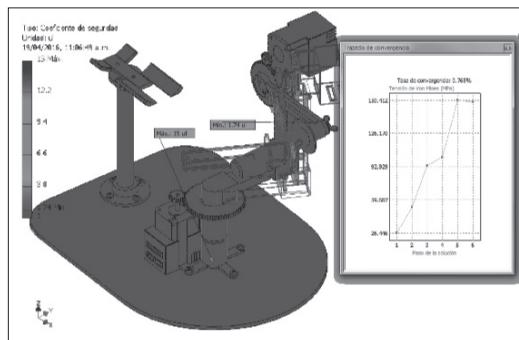


Figura 12. Factores de Seguridad en el dispositivo de rehabilitación

En la figura 12 se observa que el factor de seguridad mínimo se encuentra por encima 1.74, lo cual indica que el equipo no presentará fallas por deformación plástica. Adicionalmente se puede apreciar que la simulación presenta una tasa de convergencia del 0.765%, y eso significa que la diferencia entre el esfuerzo o factor de seguridad calculado previamente al esfuerzo o factor de seguridad último presenta una variación del 0.765%, que demuestra que ya se alcanzó la convergencia en los cálculos de los esfuerzos y factores de seguridad.

CONCLUSIONES

En este trabajo se desarrolló con éxito el diseño de un dispositivo de rehabilitación pasiva capaz de registrar y ejecutar las rutinas de rehabilitación para la articulación de la muñeca. Este diseño presentó características y funciones acordes con la mayoría de los requerimientos funcionales, tecnológicos, formales y ergonómicos planteados en los apartados anteriores, cubriendo así las necesidades del paciente. Las formas de las geometrías propuestas en el dispositivo de rehabilitación son de fácil manufactura y ensamblaje, ya que se propuso el uso de perfiles comerciales y componentes comerciales de fácil acceso. El uso de materiales empleados, como acero, aluminio 6061 y plástico ABS se encuentran disponibles en todos los almacenes del país y eso hace que sea factible la construcción del dispositivo de rehabilitación. En el

análisis cinemático se encontraron velocidades máximas instantáneas con valores alrededores 432.42 °/s en el plano dorsal-palmar. Esta velocidad de trabajo se encuentra por debajo de la velocidad angular de 3.600 °/s alcanzada por los motores paso-paso seleccionados STM17. Con respecto al estudio cinético se encontró que el valor máximo del momento impulsor fue de 184.5 N.mm localizándose en el plano de rotación flexión-extensión dorsal-palmar. Asimismo, este valor de torque de trabajo también puede ser alcanzado por los motores paso-paso seleccionados de manera que permitirán ejecutar la rutina de rehabilitación según lo establecido por los especialistas del servicio de Fisiatría. Del estudio estático de esfuerzos realizado al sistema estructural del equipo se desprendió que las piezas críticas resultaron ser la arandela y el tornillo de ajuste de tipo mariposa, alcanzando el valor de esfuerzo máximo de 159.41 MPa, y al determinar los factores de seguridad del equipo en general, estos resultaron superiores a la unidad indicando que el equipo no presentara falla por deformación plástica. Al utilizar este dispositivo propuesto, el paciente presentará menos incomodidad durante el proceso de la ejecución de las rutinas de rehabilitación, ya que fue diseñado con las características antropométricas de la población venezolana y, al ser un dispositivo de rehabilitación estacionario, todo el peso de la mano del paciente se apoyará directamente sobre el dispositivo. En general se puede afirmar que el equipo desarrollado brindará una gran ayuda al médico fisiatra durante las rutinas de rehabilitación debido a que el médico especialista podrá supervisar y controlar muchas de ellas con diferentes equipos a diferentes pacientes al mismo tiempo, evitándose así la gran fatiga al tener que llevar a cabo estas rutinas en jornadas repetidas y prolongadas en el tiempo a todos los pacientes que atienden en el servicio de Fisiatría.

AGRADECIMIENTOS

A los postgrados de Ingeniería Biomédica y Mecánica, al servicio de Fisiatría del Hospital Universitario de Los Andes (IAHULA) y al CDCHTA ULA por su valiosa colaboración.

REFERENCIAS

- AGUAYO F.; SOLTERO V. (2003) *Metodología del diseño industrial: un enfoque desde la ingeniería concurrente*. Ed. Ra-Ma, Madrid. España.
- ALMEKINDERS L.C. (1998) *Tendinitis and other chronic tendinopathies*. Journal of American Academy of Orthopedic Surgery 6(3):157-164.
- BARRIOS, A. (2007) *Fundamentos de robótica*. Segunda Edición. Editorial Mc Graw Hill, España.
- BEER, F.; JOHNSTON, E.; DEWOLF J. (2007) Mecánica de materiales. Cuarta edición. Mc Graw Hill, México.
- BROTZMAN, B. (1996) *Handbook of Orthopaedic Rehabilitation*. Editorial Mosby Inc. Estados Unidos de América.
- FUNDACIÓN CENTRO DE ESTUDIOS SOBRE CRECIMIENTO Y DESARROLLO DE LA POBLACIÓN VENEZOLANA (FUNDACREDESA) (1993) *Tabla de peso, talla, circunferencia cefálica, longitudes de huesos de la población venezolana*. Caracas.
- GUPTA, A., O 'MALLEY, M.; PATOGLU, V.; BURGAR C. (2008) *Design, Control and Performance of Rice Wrist: A Force Feedback Wrist Exoskeleton for Rehabilitation and Training*. The International Journal of Robotics Research 2008 27(2): 233-251.
- GUTIÉRREZ, R.; NIÑO-SUÁREZ, P.; AVILÉS-SÁNCHEZ, O.; VANEGAS, F.; DUQUE, J. (2007) *Exoesqueleto mecátronico para rehabilitación motora*. Memorias del Octavo Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica. Cusco, Perú.
- LATARJET, M.; RUIZ LIARD, A. (1999) *Anatomía humana*. Editorial Médica Panamericana. Madrid, España.
- LE VEAU, B., WILLIAMS, M.; LISSNER, H.R. (1983) *Biomecánica del movimiento humano*. Primera Edición, Editorial Trillas, México.
- MASIA, L.; KREBS, H.; CAPPA P.; HOGAN, N. (2007) *Design and Characterization of Hand Module for Whole-Arm Rehabilitation Following Stroke*. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 12(4), 399-407.
- OBLACK, J.; CIKAJLO I.; MATJAČIC, Z., (2010) *Universal Haptic Drive: A Robot for Arm and Wrist Rehabilitation*. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 18(3): 293-302.

- PANERO, J.; ZELNIK, M. (1996) *Las dimensiones humanas en los espacios interiores*. Séptima edición. Ediciones G. Gihi, S.A., México.
- PHIDGETS (2016) *Manual de selección de controladores de motores paso-paso bipolar*. USA. Recuperado de <http://www.phidgets.com>.
- RAMOS, E., POMARES, B.; ALSINA, E.; Sánchez, Z.; Pérez, F.; GARCÍA, J.; ELCHE, E.S. (2012) *Sinovitis en muñeca por un osteoma osteoide intraarticular*. Memorias del 31 Congreso Nacional de Sociedad Española de Radiología Medica (SERAM 2012). Granada España. DOI: 10.1594/seram2012/S-1076.
- SAATY, THOMAS (1998) Método analítico de jerarquía (AHP). Principios Básicos. En: *Evaluación y decisión multicriterio. Reflexiones y experiencias*. Editado por Martínez, E. y Escudey, M. Editorial Universidad de Santiago. Pp. 17-46.
- SHIGLEY, J.; MISCHKE, C., (2002) *Diseño en ingeniería mecánica*. Sexta edición. Mc Graw Hill, México.
- SONG, R.; TONG, K.; HU, X.; ZHOU, W. (2013) *Myoelectrically controlled wrist robot for stroke rehabilitation*. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 2013, 10(1):52.

5

**INNOVACIÓN TECNOLÓGICA NACIONAL
EN DISPOSITIVOS PROTÉSICOS Y ORTÉSICOS:
METODOLOGÍA DE DISEÑO PARA APLICACIONES
EN MIEMBROS INFERIORES**

*Carmen M. Müller-Karger¹⁶, Rafael R. Torrealba¹⁷,
Belkys Amador¹⁸, Orlando Pelliccioni¹⁹, María V. Candal²⁰*

En este capítulo se muestra el enfoque que hemos adoptado en el Grupo de Biomecánica de la Universidad Simón Bolívar para el desarrollo de dispositivos protésicos y ortésicos, el cual se basa en considerar que si bien existe gran cantidad de productos de este tipo en el mercado internacional, siempre habrá una aproximación que nos permita dar solución a un problema regional de forma más efectiva. Utilizamos las capacidades humanas, la tecnología y los materiales disponibles localmente para desarrollar dispositivos de alto rendimiento y a menor costo que los comerciales. La creatividad, uso de técnicas y metodologías de diseño, rigurosidad en el cálculo y habilidad computacional para la evaluación virtual de piezas a través de técnicas numéricas nos direccionan a la creación de piezas de alto desempeño con procesos de manufactura y materiales idóneos para someterlas luego a pruebas experimentales que demuestren su alta calidad y un óptimo funcionamiento.

¹⁶Grupo de Biomecánica de la Universidad Simón Bolívar, Caracas, Venezuela, {cmuller@usb.ve}

¹⁷Grupo de Biomecánica de la Universidad Simón Bolívar, Caracas, Venezuela; {rtorrealba@usb.ve}

¹⁸Grupo de Biomecánica de la Universidad Simón Bolívar, Caracas, Venezuela; Universidad Nacional Experimental del Táchira, San Cristóbal {bamador@unet.edu.ve}

¹⁹Grupo de Biomecánica de la Universidad Simón Bolívar, Caracas, Venezuela; {orlandop@usb.ve}

²⁰Grupo de Biomecánica de la Universidad Simón Bolívar, Caracas, Venezuela; Grupo de Polímeros II de la Universidad Simón Bolívar, Caracas, Venezuela {mcandal@usb.ve}

Se muestran diseños de dispositivos para miembros inferiores como prótesis de rodilla mecánica policéntrica, adaptadores para prótesis transtibiales, pie protésico de respuesta dinámica y articulaciones de rodilla para órtesis. Para el diseño de cada uno de los dispositivos hemos dado los pasos esenciales de una metodología de diseño comprobada, que son: diseño conceptual, diseño de detalle, análisis numérico, manufactura de prototipos, pruebas experimentales y, en algunos casos y pruebas preliminares en pacientes.

Todos los diseños que se muestran en este capítulo son productos de carácter original que contribuyen al estado del arte de dispositivos protésicos y ortésicos, mientras que su proceso de desarrollo ha colaborado con la formación de capital humano como función primordial de una institución de educación superior.

Palabras clave: prótesis externas para miembros inferiores, órtesis, innovación tecnológica, metodología de diseño.

INTRODUCCIÓN

Existen diferentes razones que conducen a la amputación de un miembro, entre las cuales se pueden nombrar enfermedades cardiovasculares, accidentes traumatológicos, deformaciones congénitas y violencia social, entre otros. Una prótesis no puede sustituir todas las funcionalidades de un miembro natural, pero permite al individuo la posibilidad de llevar a cabo actividades cotidianas que permiten nuevamente su incorporación a la sociedad. Hay una gran variedad de dispositivos protésicos en el mercado, pero son costosos e inalcanzables para algunos sectores de la sociedad. Más aún, la gran mayoría de estas compañías y de investigadores internacionales se han dedicado al mejoramiento tecnológico de dispositivos protésicos incorporando componentes electrónicos y computarizados con un comportamiento “inteligente” que se adapta a la marcha del individuo que lo utiliza. Si bien todos estos avances son meritorios y ventajosos para los pacientes, pues mejoran la respuesta de los dispositivos, su contraparte es que los hacen aún más costosos y sólo dan solución a la parte de la población mundial más favorecida.

Según la Organización Mundial de la Salud (WHO, por sus siglas en inglés), la demanda de dispositivos protésicos y ortésicos para países en desarrollo se estimó en 30 millones para el año 2010 y, dada la tendencia, esto puede seguir aumentando. Esta organización internacional, así como la Sociedad de Protésica y Ortésica (ISPO, por sus siglas en inglés) y el Comité Internacional de la Cruz Roja (ICRC, por sus siglas en inglés) entre otras, han hecho esfuerzos importantes para introducir dispositivos protésicos y ortésicos en países en desarrollo. En ciertos países hasta se han establecido grupos de trabajo por períodos largos de tiempo para atender esas necesidades. En oportunidades, esos esfuerzos se pierden en el mismo momento en que los proyectos cumplen sus objetivos y las comisiones internacionales deben salir de los países. Luego de un tiempo, los dispositivos quedan sin respaldo técnico y sin posibilidades de mantenimiento. En este sentido, contrariamente a todos estos valiosos esfuerzos, todavía existe una brecha entre la disponibilidad de productos protésicos y las necesidades de los países en desarrollo y sus pacientes.

Todo lo expuesto ha sido la motivación para que en el Grupo de Biomecánica de la Universidad Simón Bolívar consideremos que todavía existe un amplio espacio al cual nosotros podemos aportar, y que a través de desarrollos con materiales, tecnología y capital humano locales, las comunidades podrían empoderarse de los productos y los proyectos tendrían más permanencia en el tiempo. Además de dar solución a los problemas que presentan los pacientes locales, estos proyectos universitarios tienen gran valor en el ámbito de la formación de capital humano, ya que la mayoría de ellos se llevan a cabo con estudiantes que luego de su formación podrán convertirse en fuerza motriz impulsadora de nuevos proyectos y desarrollos.

En este capítulo se presenta primero una exposición de la metodología de diseño utilizada y, luego, cuatro ejemplos de los principales desarrollos del Grupo de Biomecánica, entre los cuales están: Prótesis de rodilla mecánica policéntrica, adaptadores para prótesis transtibiales, pie protésico de respuesta dinámica y articulaciones de rodilla para órtesis. Los desarrollos que se presentan en este trabajo tienen como principal objetivo emplear el diseño creativo para producir dispositivos de alta

calidad y funcionamiento óptimo... y para ser construidos con máquinas-herramientas convencionales y de control numérico que permitan un alto rendimiento a bajo costo.

MARCO CONCEPTUAL DE LA METODOLOGÍA

Para el desarrollo de los productos mostrados en este trabajo se ha seguido una metodología de diseño estructurada (Milani, R. 1997) que será descrita brevemente en esta sección y luego de forma particular para cada una de las aplicaciones. Cada uno de los dispositivos se ha desarrollado producto de una necesidad planteada por un vocero o especialista del sector salud, por lo que representan una solución concreta a necesidades de la sociedad. Se ha establecido como prioridad que el desarrollo incluya discusiones multidisciplinarias con el personal médico proponente, el equipo desarrollador y los especialistas en la fabricación, todo con objeto de que los dispositivos cumplan con los requerimientos y puedan ser sometidos a procesos de fabricación disponibles localmente. Los pasos seguidos durante el diseño de cada uno de los dispositivos son: 1) Diseño conceptual, 2) Diseño de detalle, 3) Simulaciones numéricas, 4) Fabricación de prototipos, 5) Proceso de manufactura de dispositivos, 6) Pruebas experimentales, y 7) Pruebas preliminares en pacientes. Todos estos pasos serán descritos brevemente a continuación.

Todo desarrollo debe comenzar con un *diseño conceptual*, es decir, una exposición del problema y la definición de la estrategia de trabajo, todo ello dependiendo de que el producto pueda incluir un estudio de los usuarios finales y el establecimiento de necesidades, que pueden hacerse por medio de entrevistas a personal médico especializado y a beneficiarios potenciales de los productos. Se definen cuáles son las variables del problema y según los resultados de los sondeos se les proporciona valor y pesos ponderados según las necesidades de la población evaluada. Se debe hacer un estudio del estado del arte del producto, y conociendo la historia se amplía la base para la creatividad mezclando ideas y tecnologías, siempre con el objetivo en mente de producir un elemento original sin necesidad de inventar los elementos fundamentales, sino fusionarlos para una invención compleja integral

que cubra las necesidades descubiertas, ponderadas y enfatizadas en el estudio efectuado. Durante el proceso de diseño conceptual se utilizan técnicas como sesiones de grupo y tormentas de ideas, estudios de factibilidad de diseños y ponderación de variables en un diseño. El diseño conceptual tiene como producto bocetos del dispositivo, dibujos digitales o a mano alzada que permiten discutir el diseño, la cantidad de piezas, los ensamblajes y el funcionamiento del mecanismo para que cumpla con las especificaciones establecidas.

Una vez fundamentado el conjunto de necesidades a cubrir y haber definido un bosquejo del producto a desarrollar se debe ir al *diseño de detalle*. Este paso involucra el cálculo de medidas apropiadas para cumplir la función que se ha establecido, interacción entre piezas y escogencia de material para fabricación. En particular, los diseños que se presentan en este trabajo son dispositivos protésicos para miembros inferiores que deben soportar cargas estáticas y quasi estáticas durante el deambular del usuario, para lo cual deben ser sometidos a estudios de análisis de esfuerzo. Asimismo, la configuración geométrica debe cumplir con un comportamiento dinámico, en algunos casos solo cinemático, para garantizar apropiada movilidad y estabilidad, y en otros, como es el caso del pie protésico, debe incluirse una respuesta dinámica que proporcione al individuo un impulso adicional durante la marcha. La capacidad actual de los equipos computacionales, así como los programas de simulación existentes en el mercado, permiten hacer pruebas virtuales exhaustivas a los diseños propuestos por medio de la *simulación numérica*. Esto garantiza que en el momento de invertir en material, maquinaria y horas-hombre para la manufactura, se logre la certeza de que el dispositivo va a ser funcional y soportará las pruebas experimentales a las cuales debe someterse. Entre los programas que se utilizan en los diseños propuestos en este trabajo están los programas de Diseño Asistido por Computadora (CAD), y en particular, en este trabajo se utilizaron Solidworks, ProEngineer, los programas de análisis de esfuerzo por Elementos Finitos como ANSYS, ProEngineer, los programas de simulación de procesos de manufactura (CAM) como SurfCAM Velocity y Autodesk Moldflow. En algunos diseños fue necesario desarrollar códigos propios en MATLAB para el cálculo de

comportamiento cinemático y la determinación de dimensiones para el correcto funcionamiento entre las piezas.

El producto del diseño de detalle deben ser los planos de fabricación, con todas las especificaciones necesarias para la producción del dispositivo, incluyendo pasos de fabricación, materiales a utilizar y proveedores. Antes de llegar al proceso de fabricación final de la pieza en la actualidad se cuenta con tecnología que permite la *fabricación de prototipos* a través de la impresión en 3D. Los prototipos que se obtienen con estas tecnologías dependen de la disponibilidad de máquinas que cumplen este proceso. La mayoría de estas impresoras utiliza material polimérico que produce dispositivos que, si bien no tienen la capacidad de soportar las cargas a las cuales deben ser sometidos, son de gran utilidad para evaluar su comportamiento cinemático y permiten su visualización, palpación física y discusión con el equipo involucrado en el proyecto. Particularmente, estos prototipos son muy útiles en ambientes multidisciplinarios en los que los profesionales de la salud no manejan los mismos términos y conceptos que los ingenieros o técnicos mecánicos del laboratorio.

Una vez establecidas todas las especificaciones de los dispositivos se entregan los planos a los operadores de las máquinas y herramientas para el *proceso de manufactura* del prototipo funcional. Algunas piezas deben ser construidas por máquinas herramientas convencionales como tornos y fresadoras, y otras pueden ser construidas por máquinas de Control Numérico Computacional (CNC). Deben establecerse las tolerancias para cada una de las piezas a fin de que se acoplen adecuadamente en los ensamblajes y que los mecanismos se comporten como está previsto en las simulaciones. Las máquinas de CNC requieren codificación de los pasos de fabricación, para lo cual es necesaria una experticia determinada. Una pieza puede fabricarse de distintas maneras y será responsabilidad del operario determinar los pasos a seguir para su elaboración, y a medida que se aumenta el número de pasos de fabricación se incrementa el número de veces que se debe montar y desmontar la pieza, por lo que se incrementa el tiempo de fabricación y, por tanto, el costo. Existen programas para simular el proceso de fabricación que permiten determinar la mejor manera de fabricar una pieza y optimizar

el proceso. Todos los dispositivos expuestos en este capítulo han sido fabricados en el Laboratorio de Prototipos de la USB. Entre los factores críticos a mencionar para optimizar el tiempo de mecanizado se incluyen redondeos de superficies, espaciado entre láminas, espesores y superficies de agarre de las piezas.

Una vez construido el dispositivo, este debe ser sometido a *pruebas experimentales*. Existen diferentes aproximaciones para determinar el correcto funcionamiento de los dispositivos antes de ser instalados en los pacientes. En primera instancia se pueden practicar protocolos seguidos por otros autores con propósitos comparativos, esto da una primera impresión del funcionamiento del reciente desarrollo en relación con los pares que se venden comercialmente o que han sido evaluados para efectos de investigación. Entre las pruebas que se pueden mencionar están las pruebas estructurales de resistencia por medio de ensayos a compresión, o ensayos dinámicos por medio de análisis de movimiento.

Si lo que se desea es certificar los productos para uso por pacientes, entonces se deben seguir las normas que establecen pruebas estándares a ser aplicadas a dispositivos específicos para su certificación por instituciones de salud, que establecen requerimientos y metodologías para pruebas estructurales de prótesis para miembros inferiores.

Por último, se deben *hacer pruebas preliminares en pacientes*, para lo cual se debe firmar un consentimiento informado con la aprobación del Comité de Bioética de la Universidad Simón Bolívar para Investigación en Ingeniería Biomédica y Física Médica, en la cual el paciente manifieste voluntariamente que está de acuerdo en utilizar un dispositivo prototípico. Las pruebas en pacientes tendrán diferentes protocolos dependiendo del tipo de dispositivo. Pueden ser un uso puntual para una prueba en específico o puede que el paciente decida utilizar el equipo por un tiempo finito. La opinión y retroalimentación de pacientes con respecto al uso de los dispositivos es sumamente valiosa y permite introducirle mejoras que no pueden ser determinadas con ninguna de las pruebas anteriores. Los pacientes representan la prueba de fuego para cualquier producto, ya que en su uso cotidiano se le aplican cargas particulares que pueden no haber sido contempladas durante las pruebas experimentales. Por otra parte, el ser humano es capaz de sentir roces y ruidos de funcionamiento,

entre otros aspectos muy difíciles de determinar con pruebas virtuales o experimentales con maquinarias.

APLICACIONES

A continuación se mostrarán la metodología y los resultados de algunos de los dispositivos desarrollados en el Grupo de Biomecánica.

Prótesis de rodilla mecánica policéntrica

En esta sección se presenta el desarrollo de una prótesis de rodilla, la cual se encuentra actualmente en fase de construcción de nueve (9) prototipos para la prueba durante ocho (8) semanas en pacientes con amputación unilateral. Luego de revisar el estado del arte (Amador, Torrealba & Müller-Karger, 2011) se evidenció la existencia de prótesis de rodilla monocéntricas y policéntricas. En una rodilla monocéntrica, la flexoextensión se produce alrededor de un eje único, mientras que en una policéntrica, el eje de la articulación se mueve en función del ángulo de flexoextensión de la rodilla, es decir, existe un centro instantáneo de rotación (CIR) que aporta a la prótesis mayor control de la estabilidad durante la fase de apoyo del ciclo de marcha y garantiza una mayor distancia pie-suelo durante la fase de balanceo; estas prótesis pueden ser mecánicas o inteligentes (pasivas o activas). A través de entrevistas estructuradas a pacientes venezolanos con amputación transfemoral se identificaron las necesidades en relación con la prótesis de rodilla y se establecieron las especificaciones objetivo para el *diseño conceptual*. La seguridad durante la fase de apoyo de la marcha, una funcionalidad similar a la de una articulación sana y un costo accesible fueron las variables de mayor importancia (indispensables) que definieron el concepto en una prótesis mecánica con mecanismo policéntrico de 4 barras y de control voluntario (Radcliffe, 1994). Con este diseño se garantiza estabilidad de la rodilla después del contacto de talón y durante la respuesta a la carga, así como la flexión voluntaria durante el apoyo terminal y el prebalanceo antes del despegue de punta, aportando seguridad y un funcionamiento más similar al de la rodilla humana, además de tener un costo accesible para la población afectada.

Para el *diseño de detalle* se abordó el dimensionamiento cinemático del mecanismo de cuatro barras (Amador, Torrealba, Rojas, Cappelletto & Müller-Karger, 2012), el dimensionamiento estructural de la prótesis (Amador, Müller-Karger & Torrealba, 2014) y el diseño del mecanismo de asistencia a la extensión. El *dimensionamiento cinemático* se basó en el análisis de estabilidad del mecanismo (Radcliffe, 1994), desde donde, de la localización del Centro Instantáneo de Rotación (CIR) con relación a la fuerza de reacción del piso durante el contacto, se verificó la estabilidad o flexión voluntaria de la prótesis. Para dimensionar el mecanismo de cuatro barras se programó computacionalmente un modelo matemático (plataforma de cómputo). Los datos de entrada se obtuvieron a través de la aplicación de la técnica de computación inteligente, algoritmos genéticos y de los resultados obtenidos de análisis biomecánicos de marcha a pacientes con amputación unilateral (empleando prótesis comerciales de alto desempeño). En la Figura 1a) se muestra el mecanismo dimensionado. Considerando las medidas obtenidas para el mecanismo, las dimensiones físicas de la pierna humana y algunas referencias de prótesis policéntricas comerciales, se desarrolló el modelo CAD preliminar del dispositivo en 3D. Se incluyeron dentro de la prótesis dos topes fundamentales, el primero para garantizar la extensión total de la rodilla (flexión igual a 0°) y el segundo para definir la máxima flexión de la rodilla (131.5°).

Para el *dimensionamiento estructural* de la prótesis se partió del modelo CAD preliminar, se empleó el Método de Elementos Finitos (MEF) a través de un análisis estático considerando materiales lineales e isotrópicos. Se simularon cuatro estados de carga, dos de ellos relacionados con las condiciones I y II de carga máxima de la prueba estructural principal señalada en la norma ISO 10328, “Prótesis - pruebas estructurales para prótesis de miembros inferiores” (ISO 10328, 2016), un tercero relacionado con una fuerza de compresión de 1000 N sobre la prótesis y el cuarto estado incluye la carga real de una paciente con amputación transfemoral unilateral de 52 Kg de peso. Los resultados obtenidos, que mostraron un 45% de los componentes de la prótesis con un factor de seguridad inferior a 1, condujeron al rediseño de algunos eslabones y ejes para obtener factores de seguridad superiores a 1. Con el objeto de reducir la masa de la prótesis se modificó la forma de los eslabones interviniendo las zonas donde los distintos componentes están

sometidos a menores esfuerzos. En la Fig. 1b) se muestra el modelo CAD de la prótesis final y en la 1c) los resultados del análisis de esfuerzos (tensión de Von Mises) para el estado de carga 1 (condición más crítica). Finalmente, la prótesis diseñada soporta las severas condiciones de carga a las cuales fue sometida, arrojando factores de seguridad superiores a 1.

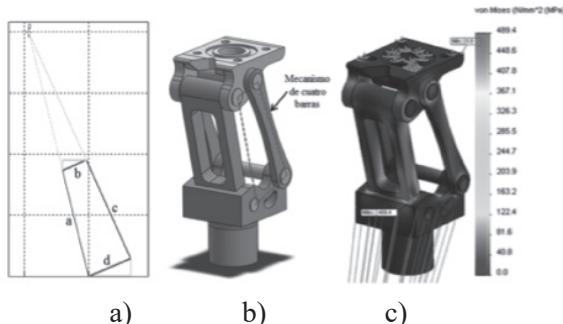


Figura 1. a) Mecanismo de cuatro barras dimensionado. b) Modelo CAD de la prótesis final. c) Resultado de la tensión de Von Mises para el estado de carga 1

Para el *diseño del mecanismo de asistencia a la extensión* fue necesario estudiar la importancia del CIR de la rodilla en el cálculo del momento de extensión, proponer y evaluar diferentes configuraciones para el mecanismo en la prótesis, seleccionar los resortes a utilizar y su respectiva localización dentro de ella, diseñar los soportes para la inclusión de los resortes y, finalmente, calcular el momento de extensión producido por el mecanismo diseñado. Para el cálculo del momento para asistir la extensión luego de la fase de balanceo se multiplicó el módulo de la fuerza ejercida por el resorte por el brazo de la fuerza en relación al CIR de la rodilla (distancia perpendicular) para cada ángulo de flexión. La propuesta seleccionada para el mecanismo, que emplea un resorte de compresión colocado internamente en la estructura de la prótesis, garantiza la efectiva deflexión del resorte con la flexión de la rodilla, el trabajo lineal del resorte, la fácil instalación y las mínimas modificaciones en la estructura de la prótesis. El mecanismo de asistencia a la extensión planteado limita efectivamente el ángulo de flexión de la rodilla y hace que la parte distal de la prótesis se balancee hacia adelante

para permitir que la rodilla protésica llegue a la extensión completa. En relación a la magnitud de los momentos, para una flexión de 0° es cercana a 0 Nm, garantizando que el usuario no tenga resistencia para iniciar la marcha, se hace máximo para 20° de flexión y para 60° es 1.91 Nm, permitiendo la extensión de la pierna durante la fase de balanceo; finalmente para 90° es muy pequeño, 0.62 Nm, haciéndose 0 para 120° e impidiendo una extensión involuntaria de la pierna durante la pedestación o la flexión máxima.

Con objeto de verificar el carácter modular de la prótesis de rodilla, así como su cinemática en un paciente con amputación transfemoral, en especial la flexión a 90° , la máxima extensión y la máxima flexión, se fabricó un prototipo empleando la técnica de manufactura aditiva 3D en ABS (ver figura 2a). En el proceso de ensamblaje con otros componentes se evidenció la facilidad en el acople así como el ajuste correcto, además de verificarse la adecuada flexión y extensión.

La prótesis fue manufacturada en el Laboratorio de Prototipos de la USB debido a su configuración geométrica y a la precisión requerida. Los cinco (5) eslabones se fabricaron en una máquina de CNC y los ejes, bujes y soportes para el mecanismo de extensión en un torno convencional. Luego del estudio exhaustivo de los materiales disponibles en el mercado y de las propiedades de cada uno (resistencia, densidad, maquinabilidad) se seleccionó para los eslabones aluminio 7075 T6, para los ejes acero inoxidable 304 y para los bujes latón. En la figura 2b) se presenta la prótesis incluyendo el mecanismo de asistencia a la extensión.

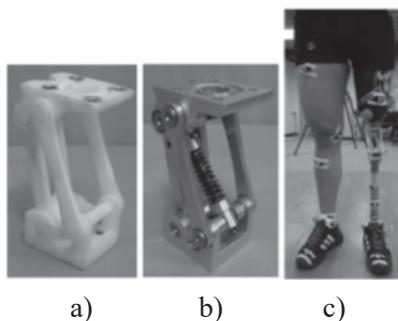


Figura 2. a) Prototipo en ABS. b) Prótesis de rodilla, incluyendo el mecanismo de asistencia a la extensión. c) Prueba de la prótesis en paciente

Para ejecutar las pruebas de la prótesis de rodilla se hizo el ensamblaje completo de la prótesis para amputación transfemoral con la asistencia de un protesista calificado, quien también llevó a cabo la alineación estática y la alineación dinámica en los pacientes. Las pruebas aplicadas incluyeron (Amador, Müller-Karger y Torrealba, 2015) las efectuadas con simulador de prótesis, las libres en pacientes con amputación transfemoral unilateral y los análisis biomecánicos de marcha. Las pruebas con simulador se efectuaron para hacer los ajustes iniciales; el simulador es un encaje especial que permite usar la prótesis por una persona no amputada (la pierna queda flexionada a 90°). La prueba se hizo andando sobre una máquina caminadora a diferentes velocidades.

A través de las pruebas libres en pacientes se verificó la estabilidad estructural del dispositivo durante la marcha, así como su correcta flexo-extensión. Los estudios biomecánicos de marcha permitieron comparar la cinemática y cinética de ambas piernas con las curvas de referencia de personas sin patologías en miembros inferiores, encontrando que el desempeño de la prótesis fue comparable con el de la prótesis Otto Bock 3R20 (prótesis que, al igual que la USB, es mecánica policéntrica de cuatro barras con resorte de compresión para asistencia a la extensión), tal como puede verse en la tabla 1, y más aún, la prótesis USB permitió al paciente aumentar su velocidad de marcha. En la figura 2c se muestra la prótesis USB instalada en un paciente durante el análisis biomecánico de marcha.

Tabla 1. Paciente 2: Variables espacio temporales, prótesis USB y Otto Bock 3R20.

	Paciente 2	Velocidad (m/s)	Longitud de paso (m)	Cadencia (paso/min)	% Fase de apoyo
Prótesis USB	Pierna sana	1.09	1.30	104.2	69.9
	Pierna protésica	1.09	1.31	104.2	54.7
Otto Bock 3R20	Pierna sana	0.97	1.24	92.0	71.2
	Pierna protésica	0.97	1.25	92.0	53.3

Adaptadores para amputaciones transtibiales

Se llevó a cabo una revisión del estado del arte para estudiar diferentes modelos de adaptadores protésicos ofrecidos por fabricantes y patentes internacionales (Torrealba y Müller-Karger, 2010). Luego, las especificaciones de diseño para el kit de adaptadores fueron establecidas como sigue:

- Obligatorias
 - El kit debe tener el mínimo número de piezas posibles y de máxima sencillez, pero suficientemente robusto como para soportar las cargas aplicadas sobre un miembro inferior al caminar por una persona que pese hasta 100 Kg (980 N), considerando un factor de seguridad de 2,5.
 - El kit debe ser fácil de fabricar utilizando máquinas de mecanizado convencional y materiales encontrados en Venezuela.
 - El kit debe ser compatible con otros tipos estándar de adaptadores.
- Deseables
 - Que el kit sea más liviano que el equivalente de adaptadores metálicos importados en Venezuela.
 - Que el kit sea menos costoso que el importado metálico que se vende en Venezuela.
 - Convenientes
 - Que el tiempo de manufactura del kit sea menor de 1 h.

Partiendo de estos criterios emergieron ocho diseños potenciales, de los cuales, luego de implementar una matriz de decisión, se optó por un diseño a partir de una geometría cilíndrica utilizando material termoplástico, tal como recomienda la Sociedad Internacional de Protésica y Ortésica (ISPO, por sus siglas en inglés). La geometría cilíndrica permite la fabricación utilizando principalmente un torno convencional, y solo unos pocos pasos de manufactura requieren una fresa. En este sentido, la característica clave es la forma en que se crea la abrazadera moviendo su sección con respecto al eje del cilindro del adaptador y haciendo su diámetro más grande, tal como se aprecia en la figura 3 para el adaptador superior del kit.

Para el diseño de detalle fue necesario evaluar la respuesta estructural de los adaptadores en términos de esfuerzos, deformaciones y desplazamientos utilizando el método de elementos finitos (MEF). Las cargas utilizadas corresponden a la fase de apoyo del ciclo de marcha para un paciente de peso igual a 980 N (100 Kg) (Nordin y Frankel, 2001). Se hicieron tres análisis, combinando estas cargas, para modelar tracción, compresión, torsión y flexión sobre los adaptadores (Torrealba y Müller-Karger, 2010). En Venezuela, la lista de polímeros disponibles en barras es muy limitada, el material utilizado para las pruebas fue nylon 6.6 ($E = 2.240 \text{ MPa}$, $n=0,39$), el cual ofrece las propiedades mecánicas más altas. Las tuercas y tornillos de acero ($E=205.800$, $n=0,29$) requeridos por los adaptadores sí se encuentran fácilmente en el ámbito local. Todos los materiales fueron considerados homogéneos, lineales e isotrópicos.

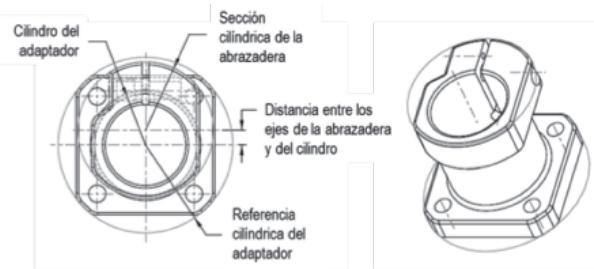


Figura 3. Detalle del diseño de la abrazadera en el adaptador superior (el adaptador de pie lleva el mismo diseño de abrazadera)

El primer análisis estuvo orientado a determinar el desplazamiento de cierre máximo de las abrazaderas de los adaptadores de pie y superior sin incluir la barra de conexión, hasta exceder el límite de fluencia del nylon 6.6 (58 MPa). Estos máximos aparecieron en la zona de alivio de esfuerzos de ambos adaptadores, como se ve en la figura 4a para el adaptador superior.

En un segundo análisis, tres ensamblajes fueron estudiados: (a) adaptador superior-barra de conexión, (b) adaptador de pie-barra de conexión, y (c) ensamblaje completo. Como condiciones de borde, las fuerzas correspondientes al evento más crítico (contacto de talón) fueron

aplicadas sobre el adaptador de pie (Nordin y Frankel, 2001), mientras que los desplazamientos de la base del adaptador superior se restringían a cero. Los resultados arrojaron un esfuerzo máximo de von Mises de 66,761 MPa, el cual ocurre en el adaptador de pie, tal como se muestra en la Fig. 4b, y excede la resistencia a fluencia del nylon 6.6 (58 MPa). Esto último condujo a incluir las tuercas de la abrazadera de los adaptadores en el ensamblaje, lo cual disminuyó el esfuerzo máximo de Von Mises a 38,943 MPa, ocurriendo en la tuerca (metálica) de la abrazadera del adaptador superior. Con relación a los componentes de nylon, el máximo esfuerzo ocurrió en el adaptador de pie con un valor de 22,974 MPa. Esto representa un factor de seguridad mayor a 2,5 frente a la resistencia a fluencia del nylon. Luego del análisis de esfuerzos por MEF, cinco kits de adaptadores fueron mecanizados en nylon 6.6 utilizando un torno y una fresadora convencional.

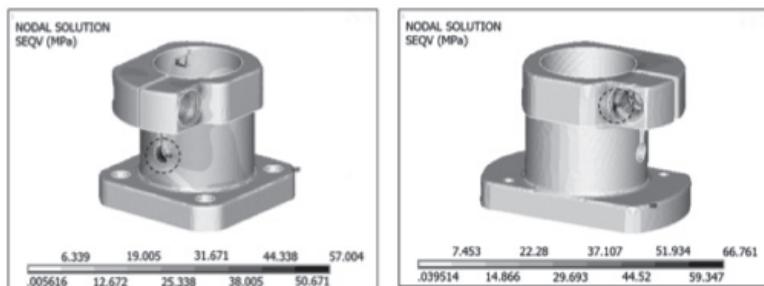


Figura 4. Esfuerzos de Von Mises [MPa]: a) en adaptador superior cuando las abrazaderas se cierran sin la barra de conexión por dentro, b) antes de incluir las tuercas en las abrazaderas de los adaptadores en el ensamblaje

La figura 5 muestra uno de los kits mecanizados con un peso total de 539,8 g, lo cual representa una reducción de peso total de 17% comparado con el kit metálico estándar. El costo del kit manufacturado fue USD 126; en consecuencia, 69% más económico que el estándar importado vendido por los talleres protésicos locales.



Figura 5. Kit de adaptadores ensamblado

La funcionalidad de los kits de adaptadores manufacturados fue evaluada cuantitativamente vía análisis de marcha, y cualitativamente vía cuestionario. Los kits fueron adaptados a pacientes con cuencas PTB (*patellar-bearing*) y unidades de pie-tobillo SACH. Las cuencas PTB presentan una geometría tal que deja espacio libre para alojar la rótula del paciente amputado por debajo de rodilla, además de unos alerones, medial y lateral, que presentan sendas cavidades para igualmente alojar los cóndilos femorales de la articulación de rodilla. Por su parte, un pie tipo SACH se refiere a un pie con el talón acolchado y tobillo rígido o no-articulado. Se hicieron pruebas en cuatro pacientes, todos con experiencia previa, utilizando prótesis comerciales que completaron un período de adaptación de tres meses utilizando los prototipos antes de hacer los análisis de marcha. En cuanto al cuestionario, este se aplicó a los pacientes dos veces durante el período de adaptación. Los análisis de marcha se llevaron a cabo en el Laboratorio de Marcha del Hospital Ortopédico Infantil de Caracas para ambas piernas y según un protocolo estándar (Kadaba, Ramakrishnan, & Wooten, 1990). Los datos fueron procesados en el Laboratorio de Marcha para calcular tanto la cinemática como la cinética de las articulaciones. Los resultados fueron muy similares para todos los pacientes, con diferencias significativas ($p < 0,05$) entre los valores normales y los de los pacientes solo para los tiempos de zancada

y de apoyo. No hubo asimetría significativa entre los lados protésicos y sanos ($p < 0,05$) (Torrealba & Müller-Karger, 2010).

Pie protésico de respuesta dinámica

La amputación de un pie reduce de forma importante la habilidad para desarrollar actividades comunes como caminar. Una prótesis de pie puede ser altamente efectiva en la recuperación de una persona o, por el contrario, puede convertirse en un obstáculo. La clave de esta efectividad se centra en su diseño, la selección de los materiales y el proceso de fabricación.

El primer paso para el desarrollo del pie protésico fue hacer el estudio del estado del arte de estos dispositivos existentes en el mercado (Craig, 2005; Hafner, 2005), así como las consideraciones clínicas y las necesidades del paciente. Se establecieron las características básicas que debe cumplir el pie a diseñar, entre las cuales listaremos las obligatorias (peso del usuario hasta 80 Kg, nivel de funcionalidad de 2, para amputado transtibial y transfemoral, tener compatibilidad con otros componentes estándar del mercado, el peso del pie no debe superar los 500 g) y como deseables (cubierta cosmética plástica, el paciente no debe tener experiencia en el uso de prótesis y debe estar altamente motivado, el tipo de amputación debe ser lateral).

Partiendo de estos criterios se desarrolló un pie dinámico sin articulaciones en el que una quilla es flexible, cuya geometría y propiedades del material del pie permiten hacer el trabajo de amortiguación, absorción y retorno de energía sin necesidad de componentes adicionales. Todos los cálculos se hicieron considerando un factor de seguridad de 5.

La segunda etapa en la fase de diseño fue digitalizar el diseño del concepto. Para obtener un prototipo ideal se generó con la ayuda del computador un modelo tridimensional del modelo (figura 6a). Mediante un estudio basado en análisis de esfuerzos y diseño de experimentos (DOE) se logró aumentar la flexibilidad manteniendo la resistencia y disminuyendo el peso (Figueroa & Müller-Karger, 2007). Se evaluaron tres de los estados principales del ciclo de marcha, los cuales son considerados críticos (el contacto inicial, la posición horizontal del pie

en la respuesta de carga y la fase estática terminal). Con los resultados obtenidos del esfuerzo máximo, peso, desplazamiento máximo y resistencia a la fatiga se llevaron a cabo las mejoras necesarias para obtener el modelo final. Para el dispositivo se escogió un políóxido de metileno POM, DELRIN II 100 NC010 ($S_y = 71 \text{ MPa}$, $E = 3100 \text{ MPa}$ y $n = 0.35$). La optimización permitió el diseño de una prótesis de POM de 525 g, lo cual representa un valor muy competitivo con respecto a los pies protésicos comerciales (400 – 700 g).

Para evaluar la respuesta dinámica del diseño se decidió representar numéricamente las pruebas realizadas a los pies dinámicos existentes en el mercado y comparar su comportamiento (Fig. 6a). Para eso se utilizó el trabajo de Haberman (2008), quien estudió el comportamiento mecánico de 2 prótesis con capacidad de almacenamiento de energía (Niagara y Axtion) y uno con capacidad de amortiguación (SACH). Para ello se utilizó la curva ISO 22657. El experimento original se hizo con una máquina de pruebas Instron (Fig. 6b), en la que se fijó una prensa de 2 grados de libertad que permite modificar el ángulo de aplicación de la carga. El desplazamiento se mide en el punto de aplicación de la carga (Figueroa & Müller-Karger, 2009).

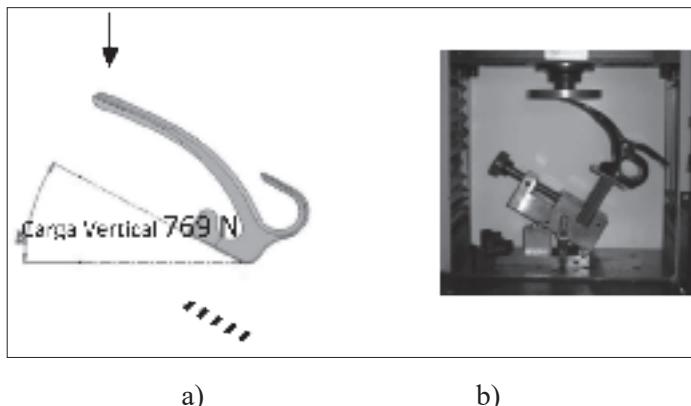


Figura 6. (a) Modelo 3D del prototipo de pie simulando experimento y (b) Pruebas de carga sobre el pie (Haberman, 2008)

De los resultados obtenidos en la evaluación de la capacidad de absorción de energía, el comportamiento que más se acerca al modelo propuesto es el de la prótesis Axtion, considerada de respuesta dinámica con capacidad de absorber y liberar energía.

Para el proceso de fabricación se hicieron varias propuestas, entre las cuales se pueden mencionar: Primero, moldeo por inyección convencional. Utilizando una herramienta de cálculo numérico basado en el método del elemento finito con elementos tetraédricos (Autodesk Moldflow Insight 2010), los autores evaluaron el diseño de un molde de inyección para la componente protésica desarrollada (Fig. 7a). A partir de este punto se evaluó cuál material era el más recomendado (POM Delrin 100 N010, poliamida (PA6) Dupont Zitel HTN FE8200, polipropileno PP-J705 (homopolímero) para la fabricación de la prótesis tomando en cuenta tiempo de fabricación y su contracción.

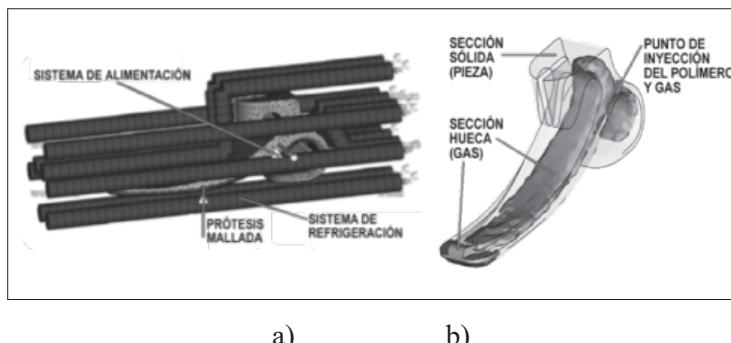


Figura 7. (a) Molde de inyección y (b) Inyección del gas en la cavidad

Con este diseño se obtiene al desmoldear el producto fabricado con POM y PA un 72 y 100% de volumen solidificado (pieza sólida por fuera con un núcleo fundido) y un 19 y 10% de contracción volumétrica a 10 y 7,9 min de tiempo de ciclo respectivamente (Fig. 8a). Este tiempo es muy alto para la fabricación de una pieza plástica (Candal, Romero, Müller-Karger & Pelliccioni, 2010).

Otra propuesta considerada fue el moldeo por inyección asistida por gas. Se tomó el mismo modelo tridimensional utilizado para el caso

anterior. De la base de datos del Moldflow se seleccionó una PA 66 ULTRAMID A4H y nitrógeno. Esta técnica de moldeo permite obtener piezas con secciones huecas internas que favorecen la disminución de su peso. Para el diseño de la prótesis se logró una disminución del peso en un 22% comparado con la inyección convencional.

El tercer método propuesto para la fabricación fue el mecanizado: se construyó un primer prototipo con un equipo Fadal CNC VMC3016 con molino vertical y una potencia de 10 HP (Fig. 8b). El aire comprimido fue el fluido de corte empleado. Se estudiaron distintas opciones de secuencias de mecanizado automatizado a través de un programa CAM. El procedimiento desarrollado se organizó en tres etapas: desarrollo de un código NC-ISO, fabricación de ranura que alojaría el perno de conexión del pie con la prótesis y reorientación de la pieza en el CNC para remover los agarres y rematar el acabado final. Por medio del mecanizado, el material que permitió obtener un mejor acabado superficial fue el POM. Los principales inconvenientes que se presentaron durante la fabricación estuvieron asociados a la alta flexibilidad del polímero, lo cual dificultó su sujeción y el corte del material antes de su deformación. Dichos problemas se minimizaron al emplear POM en lugar de PA 66 (Fig. 8b).

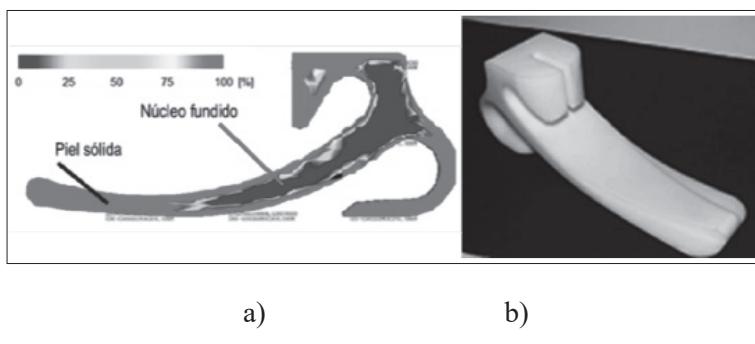


Figura 8: (a) Porcentaje de capa sólida a los 600 s y (b) Prototipo en POM

Articulaciones de rodilla para órtesis

En esta sección se describirá el proceso de diseño de un bitutor largo, que es una órtesis con dos pletinas situadas en la cara interna y externa de

la extremidad inferior, cuyo principal objetivo es estabilizar la extremidad inferior en extensión durante la fase de apoyo controlando fundamentalmente la articulación de la rodilla y posibilitando la bipedestación y/o la marcha en pacientes con debilidad o parálisis muscular del miembro inferior.

El primer paso representó una revisión de los dispositivos ya creados y disponibles en el mercado, así como entrevistas a personal clínico especializado. Para los objetivos perseguidos se estudió la diversidad de bitutores largos existentes en función de su tipo de bloqueo, destacándose los modelos de bloqueo por anillas, por cierre suizo y bloqueos no convencionales (Muñoz, Pelliccioni y Müller-Karger, 2009; Pelliccioni y Müller-Karger, 2010). De estos últimos, el bloqueo por cierre suizo fue el más apropiado para comenzar a establecer una referencia de diseño, dadas sus virtudes de relativa facilidad de bloqueo y la ventaja que representa para los pacientes de baja motricidad. Su mecanismo de bloqueo se hace automático en la extensión de miembro inferior (estos utilizan un alambre de perlón para que el paciente pueda desbloquear a distancia).

Por otro lado, de la gama de materiales tentativos que pudiesen ofrecer resistencia, maquinabilidad, pocos efectos secundarios en la piel del paciente, bajo peso, bajo costo y alta disponibilidad (aluminio, nylon, duraluminio, polímeros, acero, acero inoxidable, titanio, etc.) se determinó que el más adecuado es el acero inoxidable 304 como material principal del prototipo, por sus propiedades y disponibilidad.

Luego del análisis preliminar, los parámetros que resultan importantes en la configuración de un bitutor largo son la resistencia para soportar 80 Kg, el peso del material, la funcionalidad del sistema, la comodidad, la ergonomía, la estética, la disponibilidad y el costo. Las especificaciones obligatorias de diseño fueron las siguientes: Mantener o disminuir el número de piezas a fabricar, diseño modular, diseño de una geometría que considera el desplazamiento femorotibial tomando en cuenta la distancia del cóndilo a la articulación, limitar la extensión (0°) y la flexión (90°) para evitar patologías de hiperextensión y debilitamiento en la rodilla, facilitar la comodidad en el paciente, diseño estandarizado para intercambiar piezas comerciales, desarrollar un bitutor no solo resistente a las condiciones de marcha, sino también orientado a disminuir las fallas más comunes de este tipo de dispositivos, y, finalmente, como

especificaciones convenientes, incrementar su valor estético, lograr un sistema bilateral o, en su defecto, un sistema unilateral en el que el número de piezas distintas entre las articulaciones externa e interna fuera mínimo.

Adicionalmente, el bitutor fue pensado no solo para una mejor adaptación y corrección de las patologías del ángulo valgo, sino para poseer la bondad de eliminar el roce de la pieza con el cóndilo, incomodidad esta debida a las curvaturas naturales de los músculos vastus lateralis y peroneo largo. La Fig. 9 muestra detalle de la propuesta para la articulación de rodilla diseñada para el bitutor largo.

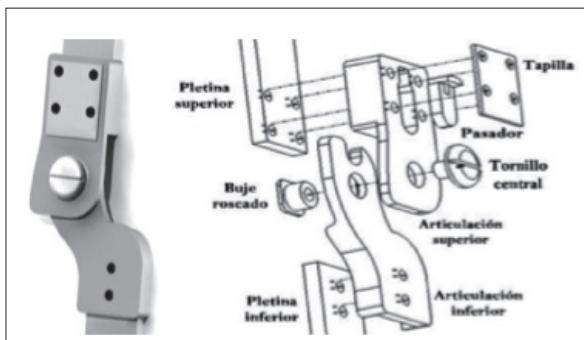


Figura 9. Modelo ensamblado de la articulación de rodilla propuesta

Para el diseño de detalle se procedió a hacer un análisis de esfuerzo por medio del método de elementos finitos. Para el estudio (Pelliccioni, Müller-Karger, 2010) se consideró el bitutor como un ensamblaje y las pletinas y sus respectivas articulaciones como una pieza única. El diseño del bitutor comprende la utilización de distintos materiales para los distintos componentes: Articulación superior, articulación inferior y pasador: acero inoxidable 304 ($S_y=207 \text{ MPa}$, $E=190 \text{ GPa}$, $n=0,29$). Pletinas: duraluminio ($S_y=195 \text{ MPa}$, $E=23 \text{ GPa}$, $n=0,30$). Buje rosulado: bronce SAE 40 ($S_y=140 \text{ MPa}$, $E=97 \text{ GPa}$, $G=24 \text{ MPa}$, $n=0,31$). Tapilla: aluminio 1050-H14 ($S_y=103 \text{ MPa}$, $E=69 \text{ GPa}$, $n=0,33$). Las propiedades de estos materiales se consideraron lineales, isotrópicas y homogéneas para los análisis de esfuerzo.

Para los contactos acero-acero se utilizó un coeficiente de roce de 0,7, y para los contactos de acero-bronce, un valor de 0,5. Los contactos restantes se consideraron de tipo *bonded*. El resultado final (luego de

análisis de convergencia) se obtuvo con una malla promedio de 10037 elementos, mostrando resultados de máximo esfuerzo en $13,70 \cdot 10^7$ Pa (34% por debajo del límite de fluencia del acero) y desplazamientos máximos de 0,44mm (Fig. 10a).

Las piezas que componen el bitutor propuesto fueron fabricadas bajo procesos de mecanizado, excepto la tapilla, que fue construida bajo un proceso de deformación en frío. Todo fue fabricado en el Laboratorio de Modelos y Prototipos de la Universidad Simón Bolívar utilizando CNC. Una vez fabricados y ensamblados los componentes del bitutor, se procedió a hacer una evaluación experimental del sistema en un banco universal de ensayos. El ensayo de compresión fue orientado a evaluar el desplazamiento del sistema bajo una vinculación de apoyo simple en ambos extremos. Esta condición de apoyo representa el peor caso posible, puesto que es permitida la libertad de rotación en los vínculos del sistema. Tal como en la simulación numérica, el ensamble fue sometido a compresión hasta una carga de 90 Kgf a una velocidad constante de 6,02 Kgf/min, de tal manera que el experimento se hizo de forma quasi estática. Comparando este resultado con el obtenido en la simulación numérica, se obtiene una diferencia promedio entre ambos del 16% (Fig. 10b).

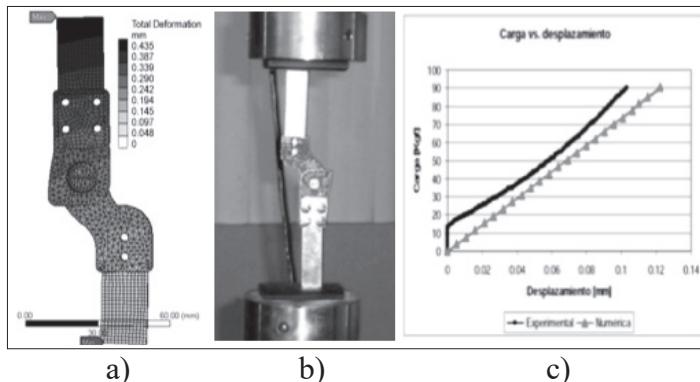


Figura 10. a) Distribución de esfuerzos en experimentación numérica,
b) Configuración del ensayo a compresión del conjunto y
c) Comparación de los resultados numéricos y experimentales

La instalación final de la órtesis concluyó con la construcción artesanal de piezas particularizadas de termoplástico en la compañía venezolana BIOTECPRO, C.A. ubicada en Caracas-Venezuela. Pruebas comparativas en un paciente fueron efectuadas utilizando órtesis comerciales y la órtesis de este trabajo con resultados cualitativamente satisfactorios (Fig. 11). El dispositivo propuesto cumplió las expectativas de tamaño, costo, peso y estética. Se identificaron detalles para mejorarlo, en cuanto a geometría se refiere, para que no exista roce con el cóndilo.

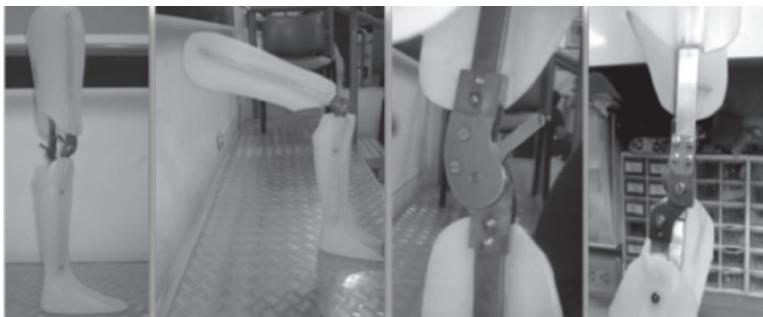


Figura 11. Instalación y prueba en pacientes de los modelos de órtesis desarrollados en el Grupo de Biomecánica USB

CONCLUSIONES

En este capítulo se muestran las capacidades nacionales puestas en práctica puntualmente por el Grupo de Biomecánica de la USB, cuyos integrantes se han dedicado al desarrollo de dispositivos protésicos y ortésicos para atender las necesidades de la población del país con discapacidad en miembros inferiores. A través de cuatro dispositivos distintos se expuso la factibilidad de fabricar componentes protésicos y ortésicos con óptima función a bajo costo haciendo uso de materiales y tecnología accesibles en Venezuela. En particular, cabe destacar el enfoque ingenieril utilizado para el desarrollo de todos sus dispositivos, el cual se funda en la aplicación de una metodología de diseño formal. En este proceso se parte de la identificación de una necesidad en la

sociedad venezolana para establecer las especificaciones de diseño que deberán ser cumplidas por la solución final. Luego, con un basamento teórico-práctico en las áreas de biomecánica, ortoprotésica y materiales, se proponen, modelan y validan las diferentes soluciones al problema abordado hasta dar con una opción óptima que, en muchos casos, está siendo ya probada en pacientes.

AGRADECIMIENTOS

Los autores desean expresar su más profundo agradecimiento al C.P.O. Fernando Carvalho por su invaluable contribución en el montaje y prueba de los dispositivos presentados en este capítulo en pacientes con discapacidad en miembros inferiores.

REFERENCIAS

- AMADOR, B.T.; MÜLLER-KARGER, C.M.; TORREALBA, R.R. (2015) *Análisis preliminar de desempeño de prótesis policéntrica de rodilla*. V Congreso Venezolano de Bioingeniería, BIOVEN 2015, Mérida, Venezuela.
- AMADOR, B.T.; MÜLLER-KARGER, C.M.; TORREALBA, R.R. (2014) *Rectificación estructural en el diseño de prótesis policéntrica de rodilla utilizando elementos finitos*. CIMENICS 2014, pp. BSB-1 – BSB-6.
- AMADOR, B.T.; TORREALBA, R.R.; Müller-Karger, C.M. (2011) Diseño conceptual de una prótesis policéntrica de rodilla para amputados transfemorales en Venezuela. En: *Proceedings of the 2011 Pan American Health Care Exchanges Conference*, Río de Janeiro, Brazil.
- AMADOR, B.T.; TORREALBA, R.R., ROJAS, M.; CAPPELLETTI, J.; MÜLLER-KARGER, C.M. (2012) Metodología para dimensionamiento de mecanismo policéntrico de rodilla utilizando análisis de marcha y algoritmos genéticos. En: *Revista Ingeniería Biomédica*, Colombia, 6(11), 30-45.

- CANDAL, M.; ROMERO, J.; Müller-Karger, C.M., PELLICCIANI, O. (2010) *Análisis numérico en el diseño de un molde para prótesis de pie empleando herramientas de diseño (CAD) e Ingeniería (CAE) asistidas por computador*, En (pp. 6441–6454.) AMCA.
- CRAIG, J. (2005) *Prosthetic Feet for Low-Income Countries*. Journal of Prosthetics & Orthotics, 17(4), S47-S49.
- FIGUEROA, R, MÜLLER-KARGER, C.M. (2007) Análisis de esfuerzo por el método de elementos finitos en el proceso de diseño de pie artificial. En: *IV Latin American Congress on Biomedical Engineering* (pp. 732-735).
- FIGUEROA, R.; Müller-Karger, C.M. (2009) *Using FE for Dynamic Energy Return Analysis of Prosthetic Feet during Design Process*, IFMBE 25th Southern Biomedical Engineering Conference, (pp. 289–292).
- HABERMAN, A. (2008) *Mechanical Properties of Dynamic Energy Return Prosthetic Feet Master Thesis Queen's University*, 2008-04-16 11:27:02.51
- HAFNER, B. (2005) *Clinical Prescription and Use of Prosthetic Foot and Ankle Mechanisms: A Review of the Literature*. Journal of Prosthetics & Orthotics, 17 (4s), 5-11.
- ISO 10328 (2006) *Prosthetics – Structural testing of lower-limb prostheses – Requirements and test methods*.
- KADABA, M.P.; RAMAKRISHNAN, H.K.; WOOTEN, M.E. (1990) *Measurement of Lower Extremity Kinematics During Level Walking*. Journal of Orthopedic Research., 8(3), 383–392.
- MILANI, R. (1997) *Diseño para nuestra realidad*. Ed. Equinoccio, Universidad Simón Bolívar, Venezuela.
- MUÑOZ, A; PELLICCIANI, O; MÜLLER-KARGER, C.M. (2009) *Diseño y construcción de un prototipo de bitutor largo de tipo KAFO termoconformado*. CIBIM'09. Islas Canarias, España, (pp. 14-10 – 14-17).
- NORDIN, M.; FRANKEL, V.H. (2001) *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, USA.
- PELLICCIANI, O.; MÜLLER-KARGER, C.M. (2010) *Análisis numérico de prototipos de bitutor largo de tipo KAFO termoconformado*. CIMENICS'2010. Mérida, Venezuela. pp. BI-43 - BI-48.

- RADCLIFFE, C.W. (1994) *Four-bar linkage prosthetic knee mechanisms: kinematics, alignment and prescription criteria*. Prosthetics and Orthotics, 18(3), 159-173.
- TORREALBA, R.R.; MÜLLER-KARGER, C.M. (2010) *Design and performance of plastic modular adaptors for external transtibial prostheses*. Transaction ASME Journal of Medical Devices. 4(2), 027510

DISEÑO DE UNA ÓRTESIS TOBILLO-PIE CON BLOQUEO ANTIQUINO PARA EL REPOSO Y SISTEMA DE COMPENSACIÓN DE CARGAS PARA LA MARCHA

*John Calle Sigüencia²¹, Freddy Moncayo Matute²²,
 Daniel Reinoso Zhindon²³, Cristian Torres Díaz²⁴*

El presente documento muestra el diseño de una ótesis dinámica de tobillo-pie que ayudará a detener y contrarrestar la deformación evolutiva de pie equino, además de contribuir a mejorar la marcha de una persona adulta que padece de cuadriparecia espástica, es decir, de una deformación que no permite que la persona tenga un control total sobre los movimientos del tobillo. Actualmente, en el mercado ecuatoriano se encuentran ótesis fijas AFO (Ankle foot orthosis) y DAFO (Dynamyc ankle foot orthosis), que presentan desventajas en la recuperación de movilidad del tobillo, puesto que se ponen rígidas por el uso continuo. En el ámbito internacional, estos problemas se han solucionado con la utilización de ótesis activas que permiten al tobillo un movimiento controlado en el ciclo de la marcha, pero que presentan la desventaja de que exigen grandes desgastes metabólicos por el peso de dispositivos. El diseño propuesto se basa en una ótesis AFO pasiva con un valor agregado en la implementación de un sistema de compensación de cargas

²¹Carrera de Ingeniería Mecánica, Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, Ecuador. {jcalle@ups.edu.ec, finoncayom@est.ups.edu.ec, dreinosoz@est.ups.edu.ec, ctorresd@est.ups.edu.ec}

²²Carrera de Ingeniería Mecánica, Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, Ecuador. {jcalle@ups.edu.ec, finoncayom@est.ups.edu.ec, dreinosoz@est.ups.edu.ec, ctorresd@est.ups.edu.ec}

²³Carrera de Ingeniería Mecánica, Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, Ecuador. {jcalle@ups.edu.ec, finoncayom@est.ups.edu.ec, dreinosoz@est.ups.edu.ec, ctorresd@est.ups.edu.ec}

²⁴Carrera de Ingeniería Mecánica, Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, Ecuador. {jcalle@ups.edu.ec, finoncayom@est.ups.edu.ec, dreinosoz@est.ups.edu.ec, ctorresd@est.ups.edu.ec}

en la articulación, proporcionándole de esta manera cualidades de una activa de tal manera que este dispositivo permita una marcha estable; este mecanismo funcionará también como “antiequino” en el reposo, limitando el ángulo de flexión plantar, además de estar diseñada para utilizarla con calzado normal.

Palabras clave: ótesis tobillo-pie, articulación; AFO, DAFO; pie equino.

INTRODUCCIÓN

El proyecto se desarrolló en la ciudad de Cuenca, Ecuador, tomando como referente una persona del sexo masculino de 35 años de edad con un peso corporal de 70 Kg, que padecía cuadriparexia espástica, que es una parálisis parcial que afecta a los cuatro miembros del cuerpo provocando que algunos músculos se mantengan permanentemente contraídos. Una de las consecuencias de dichas contracciones es cuando la persona ha adquirido una deformación de pie equino en su extremidad derecha, deformidad del pie que se caracteriza porque su totalidad está sostenida en posición de flexión plantar con relación a la pierna (la contractura del músculo tríceps es la causa de que el pie adopte esta posición). La evolución de esta deformidad ha ocasionado al paciente problemas en la marcha debido a la permanente posición de flexión plantar, la cual necesita corregir para que llegue a tener una correcta dorsiflexión evitando la marcha de puntillas y que el talón entre en contacto normal con el suelo (Levitt, 2012; Muñoz, 2006).

La marcha humana es un movimiento complejo gobernado por la actividad de numerosos grupos musculares que controlan su estabilidad a la vez que minimizan el coste metabólico del transporte. La propulsión coordinada del tobillo es un factor crítico para la eficiente caminata humana. La eficiencia de la marcha humana está particularmente afectada por el momento de la impulsión (Fig. 1). Por ejemplo, después del accidente cerebrovascular, los impulsos propulsores suministrados por los flexores plantares del tobillo son a menudo muy asimétricos (Chen, 2008; Detrembleur, 2003; Kuo, 2005; Wiggin, Collins y Sawicki, 2011).

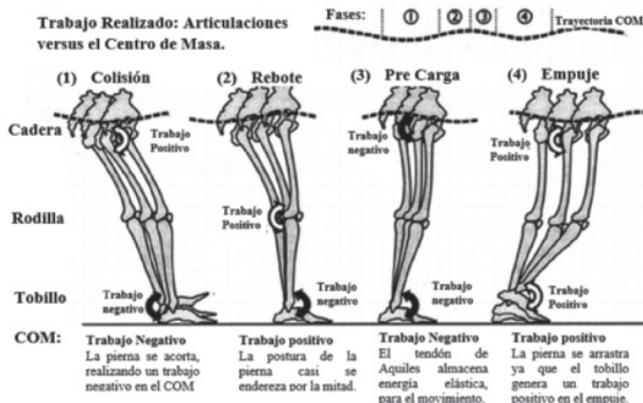


Figura 1. Trabajo ejecutado: Articulaciones con respecto al centro de masa del cuerpo (COM): esquema que detalla las fases de la generación de energía mecánica (trabajo positivo) y absorción (trabajo negativo) medidas a través de la dinámica inversa en las articulaciones del tobillo, la rodilla y la cadera durante la marcha a una velocidad intermedia (Wiggin y col., 2011)

En general, los dispositivos actuales se dividen en dos categorías distintas (1) con plena potencia y (2) puramente pasiva (Danielsson y Sunnerhagen, 2009) (Fig. 2). Los dispositivos de potencia completa emplean motores bajo control de fuerza de alta ganancia que pueden imitar la salida de par normal de las articulaciones en las extremidades inferiores durante todo el ciclo de la marcha. Algunas desventajas importantes de este enfoque son que los motores potentes son pesados y requieren engranajes voluminosos y marcos de montaje, además de basarse en fuentes de energía finita como eléctrica, neumática, hidráulica, etc. que de alguna manera deben ser puestas en marcha por el usuario. La consecuencia de esta masa añadida es una disminución marcada en la economía del caminar (es decir, sin ahorros metabólicos). Los dispositivos puramente pasivos (por ejemplo, las órtesis dinámicas de tobillo-pie DAFO) pueden almacenar y liberar energía elástica en marcos rígidos no empujados para ayudar a caminar sin ayuda de los motores. Las principales ventajas de los DAFO son que son ligeros, de bajo costo y

fáciles de mantener. Además, el trabajo reciente ha demostrado que DAFO puede conducir a pequeños aumentos en la velocidad de la caminata y la economía después del accidente cerebrovascular. Existen dos desventajas clave a los diseños actuales de DAFO. En primer lugar, los DAFO rígidos y no articulados restringen el rango completo de movimiento de la articulación del tobillo permitiendo solo una rotación limitada en el plano sagital (Fig. 3). En segundo lugar, y tal vez sea este el aspecto más crucial, las DAFO no permiten la rotación del tobillo libre durante el balanceo, por lo que es difícil la dorsiflexión (Franceschini, 2010).

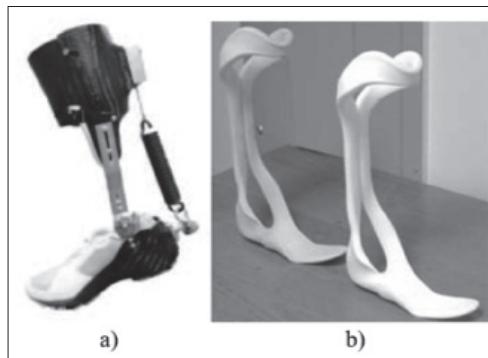


Figura 2. Ejemplos de órtesis: a) Órtesis de plena potencia (órtesis activa) (Wiggin y col., 2011), y b) Órtesis AFO (Faustini y Neptune, 2008)



Figura 3. Planos anatómicos: principales planos del cuerpo (Rubiano, 2014)

Para la elaboración de este trabajo se hizo un estudio previo de los desarrollos generados por otros autores dando mayor importancia a los siguientes: el estudio de los efectos de utilizar DAFO en la marcha en niños con parálisis cerebral desarrollado por Kerkum, y col. (2015), al estudio de cómo afecta la rigidez de la ótesis de tobillo-pie a la marcha en pacientes con rescate de miembros inferiores (Russell, y col., 2014) y al estudio de la contribución de la ótesis tobillo-pie en la regulación de los movimientos de tobillo y rodilla durante la marcha (Kobayashi y col. 2017).

Bajo la revisión bibliográfica se tomó la decisión de crear un diseño de prototipo de ótesis de pie-tobillo con un sistema de compensación de cargas que ayudase a mejorar la marcha humana de la persona beneficiada de este producto, y para describir su desarrollo se ha formulado la siguiente estructura: En la primera parte se describen los objetivos, la segunda alude a la metodología de estudio empleada haciendo hincapié en una revisión de los ángulos y fuerzas en la marcha humana, la tercera describe el diseño del mecanismo, la cuarta resalta los materiales y procedimientos involucrados para la construcción de la ótesis; la quinta muestra figuras del diseño del prototipo y, finalmente, en la sexta se redactan las conclusiones del presente estudio.

DESARROLLO

Para el desarrollo de este trabajo se ha planteado como objetivo principal diseñar una ótesis de tobillo-pie con bloqueo antiequino para cuando la persona esté en reposo y con sistema de compensación de cargas que contribuyan a mejorar la marcha humana. Además, como objetivos complementarios se plantea aprovechar por medio de la ótesis los beneficios de un sistema accionado activamente (ótesis activas), pero con una estructura ligera y sencilla que no requiere motores ni fuente alguna de energía externa.

MÉTODOS

Para dar cumplimiento a los objetivos, en primer lugar se hace un análisis dinámico de la marcha humana para definir los ángulos y fuerzas necesarias que se deben compensar con la ótesis.

Cinemática del tobillo en el ciclo de marcha

Durante un ciclo completo de marcha, el tobillo presenta dos trayectorias de flexión plantar y dos de dorsiflexión alternativamente. En la fase de apoyo se producen una flexión plantar, una dorsal y una plantar, mientras que en la fase de oscilación solo se registra dorsiflexión (Villa Parra, 2011). Los arcos de movimiento del tobillo en un ciclo de marcha se muestran en la Fig. 4, y los intervalos del ciclo de marcha se detallan en porcentajes en la tabla 1.

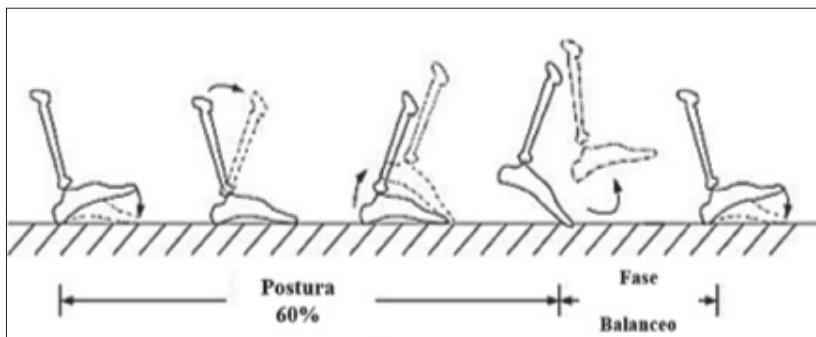


Figura 4. Arcos de movimiento del tobillo en una zancada (Sauer y Kozlowski, 2009)

Tabla 1. Intervalos en el ciclo de marcha (Sauer & Kozlowski, 2009)

Movimiento	Intervalo del ciclo de marcha
Flexión plantar hasta 7°	0-7%
Flexión dorsal hasta 10°	7-48%
Flexión plantar hasta 20°	48-62%
Flexión dorsal hasta 0°	62-100%

ÁNGULOS DE ACCIÓN

El movimiento normal del tobillo a la flexión dorsal llega a un ángulo máximo de 8° que ocurre en la fase de apoyo, y la flexión plantar tiene un ángulo mínimo de -20°, justo antes del despegue de los pies, presentando

un rango total de 28° . Para pie caído en el momento en el que la tibia está vertical, se presenta una flexión anormal del ángulo tibial-plantar, ya que este debe ser neutralmente 0° pero tiende a ser hasta de -40° . Como el tratamiento ortopédico puede ser aplicado a casos leves de pie caído, el ángulo máximo de flexión anormal (Fig. 5) definido es de -20° (Villa Parra, 2011).

Con esta información se determina que el rango de movimiento del pie para el diseño de la ótesis debe ser como máximo de 15° para dorsiflexión y de 20° para flexión plantar.

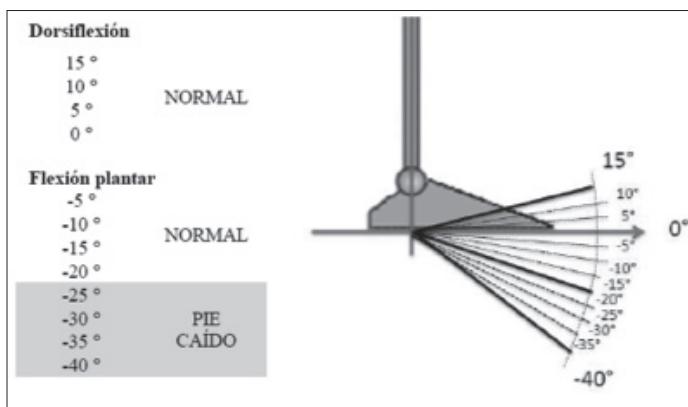


Figura 5. Ángulos de acción para el caso normal y para el caso de pie caído (Villa Parra, 2011)

FUERZAS A COMPENSAR

Para establecer la fuerza necesaria a compensar en la marcha humana, el desarrollo se basa en el estudio de Villa Parra (2011). Este estudio hace un análisis experimental con ayuda de resortes para la determinación de las fuerzas generadas por los músculos anteriores y posteriores, tanto para el caso normal como para el de pie caído, es decir, la deformación de pie equino, arrojando como resultado gráficas de fuerzas generadas por los músculos versus los ángulos del pie, (Figs. 6 y 7).

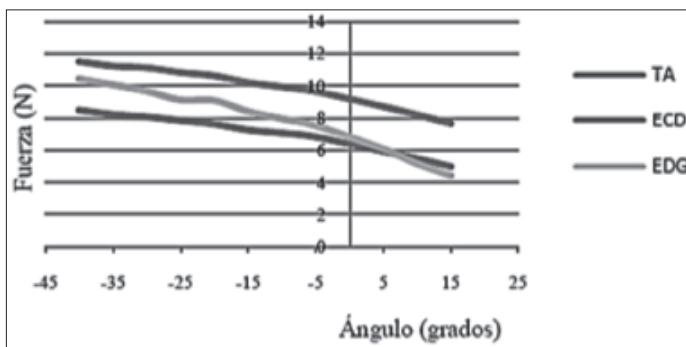


Figura 6. Fuerza generada por los músculos (resortes) de la parte anterior en cada posición angular en el caso normal de marcha (Villa Parra, 2011)

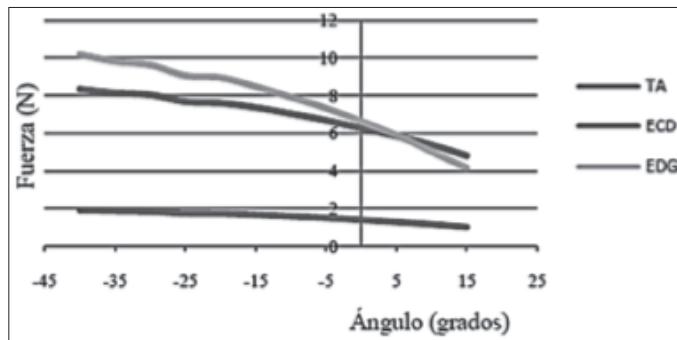


Figura 6. Fuerza generada por los músculos (resortes) de la parte anterior en cada posición angular en caso de pie caído (Villa Parra, 2011)

Donde:

EDG es el extensor del dedo grueso

ECD es el extensor común de los dedos

TA es el Tibial anterior

En las gráficas se puede observar que normalmente, el músculo que genera mayor fuerza a lo largo de la trayectoria de movimiento es el tibial anterior, pero en el caso del pie caído se puede observar disminución

de la fuerza del tibial anterior y menor variación de esta a lo largo de la trayectoria (Villa Parra, 2011).

En las Figs. 8 y 9 se muestran, según Villa, Parra, 2011, las gráficas de la fuerza calculada para los resortes que representan la función de los músculos posteriores en el caso normal y el patológico. Para el caso normal y de pie caído, las gráficas muestran que el músculo que genera mayor fuerza a lo largo de la trayectoria de movimiento es el gemelo, no existen diferencias en los dos casos.

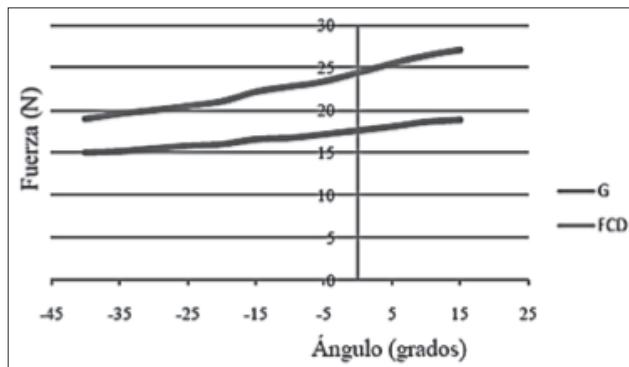


Figura 8. Fuerza generada en los músculos (resortes) de la parte posterior en cada posición angular en el caso normal (Villa Parra, 2011)

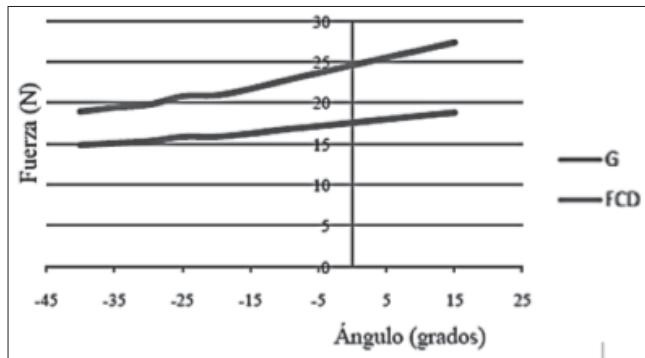


Figura 9. Fuerza generada en los músculos (resortes) de la parte posterior en cada posición angular en el caso de pie caído (Villa Parra, 2011)

Donde:

G son los gemelos

FCD es el flexor común de los dedos

Los resultados del torque generado en la articulación, según Villa Parra (2011), se muestran en la Fig. 10. El torque muestra un valor de $0.4 \text{ N}^*\text{m}$ para que el pie esté en la posición neutra en el caso normal; para pie caído, el torque de $-0.4 \text{ N}^*\text{m}$ indica que es necesario compensar un torque de casi $0.8 \text{ N}^*\text{m}$. Este valor es considerado al hacer el diseño del sistema compensador que se adoptará en la órtesis.

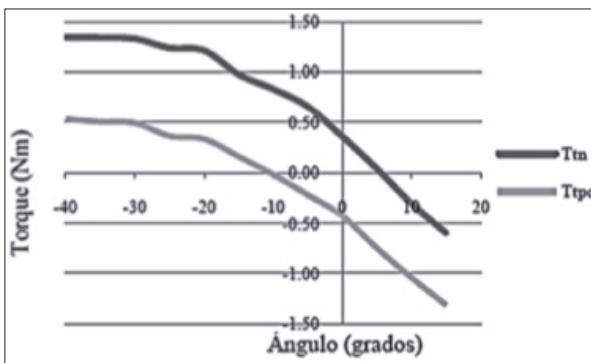


Figura 10. Resultados del torque en la articulación del tobillo en el modelo físico para el caso normal (T_{tn}) y el caso de pie caído (T_{pc}) (Villa Parra, 2011)

DISEÑO DEL MECANISMO

Diseño de sistema compensador

El mecanismo deseado tiene que compensar un torque de casi $0.8 \text{ N}^*\text{m}$ en la articulación del tobillo. Para eso se opta por utilizar un sistema de resortes de torsión, tal como se observa en la Fig. 11. Este sistema se ubicará solamente en la parte externa del tobillo para evitar así las lesiones más frecuentes de tobillo, las cuales son causadas por movimientos de inversión (Valero Flores, 2007).

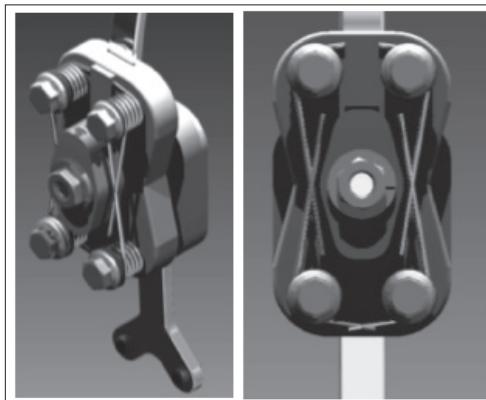


Figura 11. Mecanismo de compensación de cargas diseñado

El diseño involucra 4 resortes de espiras helicoidales de torsión, los cuales ejercen una fuerza sobre un volante conectado al eje de la articulación. En la tabla 2 se encuentran las características de los resortes, en la tabla 3 las características de fabricación, y en la figura 12 un esquema del resorte utilizado.

Tabla 2. Datos del resorte utilizado (Shingley, 2012)

Parámetro	Símbolo	Valor
Material	<i>A228 ASTM</i>	Alambre de piano
Módulo de Young	<i>E</i>	206.84 GPa
Coeficiente A	<i>A</i>	2211 Mpa*mm^m
Exponente m	<i>M</i>	0.145

Tabla 3. Datos del resorte fabricado

Parámetro	Símbolo	Valor
Diámetro del alambre	<i>d</i>	2.7 mm
Diámetro externo espiral	<i>Dext</i>	17.06 mm
Diámetro medio	<i>D</i>	14.36 mm
Numero de vueltas	<i>Nb</i>	4.25

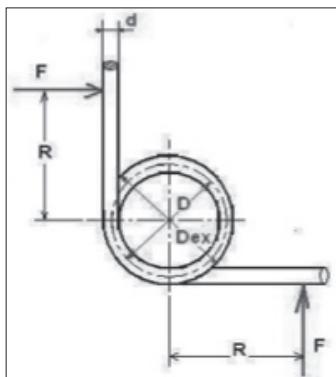


Figura 12. Esquema de resorte helicoidal de Torsión (Shingley, 2012)

Para el cálculo correspondiente a la fuerza y los momentos generados por el resorte se aplican las fórmulas (Shingley, 2012):

$$\theta = \frac{64\pi^2 R^3 D \cdot M}{G} \quad (1)$$

$$M = F * r \quad (2)$$

Donde:

M es el torque en $N*m$

F es fuerza aplicada por el resorte

R es distancia desde el centro de espiral a *F* en *m*

r es la distancia entre el par de fuerzas aplicadas al volante en *m*

θ es el ángulo de torsión del resorte

En la tabla 4 se detallan los valores según el mecanismo diseñado.

Tabla 4. Medidas en el mecanismo diseñado

Parámetro	Símbolo	Valor
Ángulo de torsión	θ	20°
Distancia desde el centro de espiral a <i>F</i>	<i>R</i>	0.015 m
Distancia entre el par de fuerzas aplicadas al volante	<i>r</i>	0.036 m

Al aplicar las fórmulas (1) y (2), y teniendo en cuenta que son 2 los pares de fuerzas aplicadas al volante del eje de la articulación, se obtiene un torque de **0.75 N*m**. Dado que la especificación de diseño para el torque del tobillo en una marcha normal es de 0.8 N*m, el mecanismo diseñado compensa un **93%** de este torque requerido. Este 93% es lo suficientemente cercano a lo ideal, pues el tratar de llegar a un 100% o un valor más cercano a él requeriría un mecanismo de mayores dimensiones que afectaría el espacio disponible y la estética de la órtesis.

Análisis de resistencia a flexión

Para el correcto funcionamiento del diseño se analiza la deformación y los esfuerzos en la parte fundamental del mecanismo mediante elementos finitos, teniendo como parámetro que la persona tiene 70 Kg (masa corporal del usuario). El material empleado para el diseño y análisis es aluminio 6061-O (), el cual presenta su máxima resistencia a la tracción a 125 MPa, su límite elástico es de 55 MPa, su elongación está entre el 25 y 30% y es resistente a la corrosión.

Condiciones de frontera para el análisis

El análisis es efectuado con el software Ansys en su módulo de análisis estructural. Este análisis se enfoca en el tirante (Fig. 13), ya que este está expuesto a mayor esfuerzo y fatiga. En la Fig. 14 se presenta el modelo 3D del tirante y el mallado para el tirante.

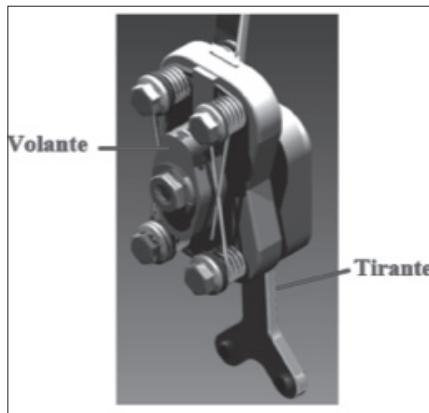


Figura 13. Diseño del mecanismo compensador (Autores, 2017)

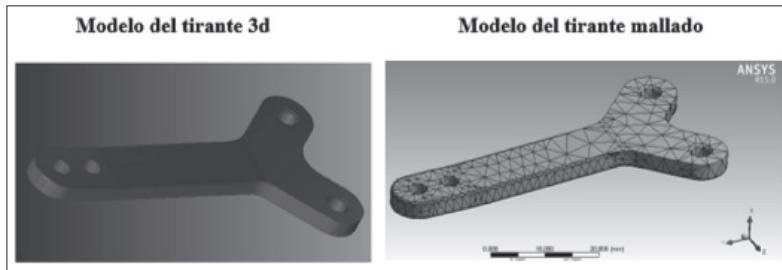


Figura 14. Modelo 3D y Mallado (Autores, 2017)

En la tabla 5 se presentan las características del mallado utilizado para el análisis de elementos finitos.

Tabla 5. Características del mallado (Autores, 2017)

Nodos	Elementos	Tamaño
7248	3897	0.8511 mm

En la Fig. 15 se observa la colocación de la carga y restricciones.

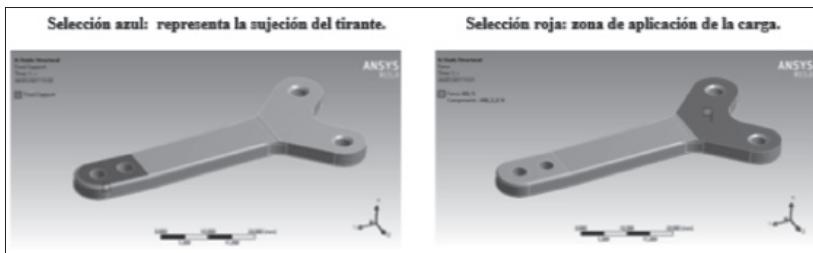


Figura 15. Restricciones y carga en el tirante (Autores, 2017)

En la Fig. 16 se presentan los resultados de la deformación máxima del tirante y la dirección de los esfuerzos a compresión y tensión.



Figura 16. Resultados de deformación y dirección de los esfuerzos
(Autores, 2017)

El resultado de deformación a la flexión es de aproximadamente 2.5 mm, y ya que se trata del diseño de una ótesis de pie, hay que tener en cuenta que el objetivo no es diseñar un mecanismo rígido, ya que se debe preservar la elasticidad natural de las extremidades del cuerpo humano, por lo que este valor de 2.5 mm es tolerable, aceptable y visualmente despreciable.

MATERIALES Y PROCEDIMIENTOS PARA LA CONSTRUCCIÓN

En cuanto a materiales empleados para la construcción de la ótesis se deben tener en cuenta 3 grupos: (1) los del mecanismos y estructura, (2) los involucrados en el moldeo y contorno de la ótesis, y (3) los de estética y accesorios. Con el análisis de flexión ya efectuado se define que el material del tirante es el aluminio 6061-O, y para no incurrir en gastos de materiales distintos, el mecanismo será también de este mismo aluminio.

MATERIALES TERMOPLÁSTICOS PARA MOLDEO

La ótesis está diseñada para que se construya con polipropileno de tonalidad negra y 5 mm de espesor. Dicho material tiene que ser utilizado para termo formado, pues la temperatura de reblandecimiento es importante, para este caso, de 200° C. Al mismo tiempo, para poner en práctica esta técnica se requiere un molde, que se puede hacer de yeso.

Los pasos para obtener dicho molde son los siguientes: (1) Se debe poner al paciente en posición boca abajo, luego (2), impregnar de vaselina la piel del paciente y añadir medias de nylon, (3) cubrir la piel con vendas de yeso húmedas, (4) una vez secado se corta en dos secciones el yeso para su extracción, (5) se hacen ajustes de imperfecciones agregando más vendas de yeso o retirando excedentes, (6) se vuelven a unir las secciones de yeso formando una tipo bota y se añade vaselina desmoldante, (7) se rellena esta bota con una mezcla de yeso, (8) se retira la bota o molde externo y se pulen finalmente las imperfecciones (Espinel, s. f.).

MATERIALES Y ACCESORIOS

El diseño creado involucra los siguientes materiales: Placas de aluminio 6061-O, platinas de aluminio de varios tamaños (16 * 3 mm) y (12*3 mm), pernos y tuercas M10, resortes helicoidales (descritos en la tabla 3), lámina de polipropileno (5 mm espesor), remaches rápidos de golpe (pequeños, medianos y grandes), remaches hojalateros, remaches pop, velcros (2.5 cm y 5 cm de ancho), elásticos de tela (5 cm y 10 cm de ancho), acolchados de espuma con y sin autoadhesivo, cuero (badana y sueleta), cuero sintético (tevinil), lycra.

DISEÑO FINAL

Para dar ergonomía y ligereza al producto se ha creado un diseño compacto como el que se observa en la Fig. 17. Cabe recalcar que la órtesis está pensada para el paciente mencionado en la sección introductoria. El diseño de esta órtesis involucra solo una articulación ubicada en la parte exterior del tobillo, un soporte posterior para un correcto agarre de la órtesis en la pantorrilla y un soporte del pie tipo plantilla para que la órtesis pueda ser utilizada con calzado normal.

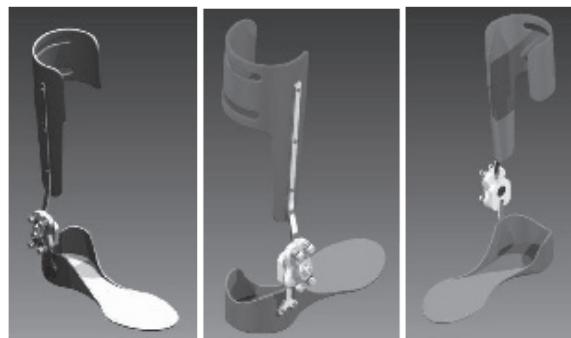


Figura 17. Diseño final de la ótesis de pie-tobillo con mecanismos compensador de fuerzas para la marcha (Autores, 2017)

3. CONCLUSIONES

El diseño del prototipo de ótesis de tobillo-pie mantiene un bloqueo antiequino para cuando la persona esté en reposo y con un sistema de compensación de cargas que contribuyan a mejorar la marcha humana. El sistema mecánico de compensación de cargas para el momento en el que el usuario camine garantiza la obtención de un torque máximo de **$0.75 \text{ N}*\text{m}$** .

El estudio de Villa Parra (2011) sobre fuerzas y torques en la articulación del tobillo de personas con pie de equino establece que dichas personas necesitan compensar un torque de $0.8 \text{ N}*\text{m}$ para llegar a considerarse una marcha normal-estable, por lo cual el mecanismo diseñado compensa un 93% del torque sugerido en la articulación del tobillo para una marcha normal. Este valor es aceptable tomando en cuenta el espacio disponible, el tamaño del mecanismo diseñado y la variación de rigidez de la articulación; además, el mecanismo permite tener un rango de movimiento de 15° para la dorsiflexión y de 20° para la flexión plantar (normales en la marcha humana).

El diseño creado es mecánico, sin motores ni control electrónico, por lo que elimina la necesidad de una fuente de alimentación externa y es además portátil y ligero. Su peso estimado está alrededor de los 0.65 Kg, que está dentro de los rangos factibles en comparación con ótesis

activas cuyos pesos se encuentran cercanos a los 2 kg, como el diseñado por (Wiggin et al., 2011), cuyo peso es de 1.8 kg.

El diseño está destinado para que el usuario utilice la órtesis con su calzado normal, y las pruebas de simulación computacional del prototipo muestran que soporta fácilmente el peso total del usuario (masa corporal = 70 Kg). Uno de los beneficios de la órtesis diseñada es que podría usarse para restaurar la marcha normal del usuario, puesto que actualmente tiene impedimentos después de un accidente cerebrovascular, lo que le ha causado una cuadripareesia espástica y, posteriormente, la condición de pie derecho equino.

El diseño propuesto actualmente se encuentra en fase de construcción y como trabajos futuros se tiene pensado implementar la prótesis con el paciente para analizar los resultados con un mínimo de 6 meses de uso. Así, de este proceso se obtendrán datos que permitirán mejorarlo y analizar los resultados plantados inicialmente para hacerle las mejoras correspondientes.

REFERENCIAS

- CHEN, G.; PATTEN, C. (2008) *Joint moment work during the stance-to-swing transition in hemiparetic subjects*. J Biomechanics, 41(4), 77-83.
- DANIELSSON, A.; SUNNERHAGEN, K.S. (2009) *Energy expenditure in stroke subjects walking with a carbon composite ankle foot orthosis*. Journal of Rehabilitation Medicine, 36(4), 165-168.
- DETREMBLEUR, C. (2003) *Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking*. Gait Posture, 18(2), 47-55.
- ESPINEL, R. (s. f.) *Ortopodología I*. Universidad Complutense, Madrid.
- FAUSTINI, M.C. (2008) *Manufacture of passive dynamic ankle-foot orthoses using selective laser sintering*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 55(2), 784-790.
- FAUSTINI, M.C., NEPTUNE, R. (2008) *Manufacture of Passive Dynamic Ankle-Foot Orthoses Using Selective Laser Sintering*. IEEE transactions on biomedical engineering, 55(2), 784-790.
- FRANCESCHINI, M. (2010) *Effects of an ankle-foot orthosis on spatiotemporal parameters and energy cost of hemiparetic gait*. Clinical Rehabilitation, 17(4), 368-372.

- KERKUM, Y.L.; VANDEN NOORT, J.C.; BEACHER, J.G.; HARLAAR, J.; BREHM, M.A. (2015) *The Effects of Varying Ankle Foot Orthosis Stiffness on Gait in Children with Spastic Cerebral Palsy Who Walk with Excessive Knee Flexion.* PloS one, 10(11), e0142878.
- KOBAYASHI, T.; ORENDRUFF, M.S.; SINGER, M.L.; GAO, F.; FOREMAN, K.B. (2017). *Contribution of ankle-foot orthosis moment in regulating ankle and knee motions during gait in individuals post-stroke.* Clinical Biomechanics, 45, 9-13.
- KUO, A.D. (2005) *Energetic consequences of walking like an inverted pendulum: step-to-step transitions.* Exercise and sport sciences reviews, 33(2), 88-97.
- LEVITT, S. (2012) *Tratamiento de la parálisis cerebral y del retraso motor* (5^a Ed.) Editorial Médica Panamericana, S.A., 2012.
- MUÑOZ, J. (2006) *Deformidades del pie.* Departamento de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Hospital Infantil Universitario Niño Jesús. Madrid. España. Recuperado a partir de <http://www.neonatos.org/DOCUMENTOS/Pie.pdf>
- RUBIANO, M. (2014, junio 6) *Planos anatómicos. Morfofisiología.* Recuperado 25 de julio de 2017, a partir de <https://morfofisiologiaut.wordpress.com/2014/06/06/planos-anatomicos/>
- RUSSELL, E.; BLANCK, R.; HARPER, N.; HSU, J. (2014) *How Does Ankle-foot Orthosis Stiffness Affect Gait in Patients With Lower Limb Salvage?* Clinical Orthopaedics and Related Research®, 472(10), 3026-3035.
- SAUER; KOZLOWSKI, K. (2009) *Ankle Robot for People with Drop Foot – Case Study.* Presentado en Lecture Notes in Control and Information Sciences, Robot Motion and Control. Springer-Verlag., Berlin.
- SHINGLEY. (s.f.) *Diseño en ingeniería mecánica de Shingley* (R.G. Budynas & J. K. Nisbett, Eds.) (Octava). McGraw-Hill Interamericana.
- VALERO FLORES, N.M. (2007) *Lesiones de los ligamentos del tobillo.* Canarias Médica y Quirurgica.
- VILLA PARRA, A.C. (2011, junio) *Sistema de control para asistir el movimiento de dorsiflexión de pie caido en la fase de oscilación de la marcha en pacientes hemipléjicos.* Pontificia Universidad Javeriana Facultad de Ingeniería, Bogotá, Colombia.

WIGGIN, M.B.; COLLINS, S.H.; SAWICKI, G.S. (2011) *An Exoskeleton Using Controlled Energy Storage and Release to Aid Ankle Propulsion.* Presented in IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Rehab Week Zurich, ETH Zurich Science City, Switzerland.

PROSPECTIVA PARA EL DISEÑO Y FABRICACIÓN DE UNA ÓRTESIS IMPRESA EN 3D

*José M. Segnini²⁵, Mary J. Vergara²⁶,
Sebastián E. Provenzano²⁷*

En la última década se han producido avances tecnológicos en Medicina, muchos de los cuales están relacionados con el uso de las impresoras 3D. Específicamente en el área de traumatología se están utilizando estos equipos de impresión para manufacturar órtesis que mejoran la calidad de vida del usuario, ya que son productos anatómicamente personalizados, más ligeros, cómodos, transpirables, estéticos y resistentes al agua. En el mercado global, que comprende tanto la producción como la investigación y desarrollo de estas, se impulsa principalmente la posibilidad de construirlas sin hacer pruebas funcionales y de homologación. Este proceso presenta tres fases: 1) la toma de datos digitales con equipos de escaneo 3D, 2) el procesamiento de datos, y 3) el modelado con paquetes computacionales de diseño

²⁵Grupo de Investigación en Diseño Sustentable GIDISUS, Escuela de Diseño de Productos y Control de Procesos, Pontificia Universidad Católica de Ecuador, Ibarra, Ecuador {jmsegnini@pucesi.edu.ec; mjvergarara@pucesi.edu.ec}

²⁶Grupo de Investigación en Diseño Sustentable GIDISUS, Escuela de Diseño de Productos y Control de Procesos, Pontificia Universidad Católica de Ecuador, Ibarra, Ecuador {jmsegnini@pucesi.edu.ec; mjvergarara@pucesi.edu.ec}

Grupo de Diseño y Modelado de Máquinas DIMMA, Escuela de Ingeniería Mecánica. Universidad de Los Andes,

²⁷Grupo de Diseño y Modelado de Máquinas DIMMA, Escuela de Ingeniería Mecánica. Universidad de Los Andes, Mérida, Venezuela {prse@ula.ve}

hasta llegar a la impresión 3D. El tiempo necesario para empezar a usar la órtesis es el principal inconveniente que se prevé en su desarrollo histórico, el cual se encuentra en alguna fase del proceso perjudicando directamente el tiempo de recuperación del paciente. Así, desde el mismo momento en que la extremidad del paciente es escaneada hasta que la órtesis es instalada sobre la región afectada, pueden pasar desde 24 horas hasta 72 horas.

En este sentido, esta investigación presenta una prospectiva para disminuir el tiempo de instalación de la órtesis considerando dos propuestas en su diseño y construcción: una para disminuir los tiempos que intervienen en la impresión 3D y otra en la que se incluye en la relación médico-paciente un sistema embebido de diseño generativo integrado por el uso de programas para ingeniería y fabricación en nube. La primera propuesta muestra cómo imprimiendo una órtesis de brazo, que fue dividido en seis piezas volumétricamente similares para su posterior ensamblaje, se logra una disminución en el tiempo de impresión de, por lo menos, un 46,7%, con un 33,3% de costo con respecto a la impresión simultánea de cada pieza; mientras que la segunda impulsa el uso de sistemas de cómputo de alto rendimiento en nube a fin de lograr bajar los tiempos para la incorporación de la órtesis.

Palabras clave: órtesis; impresión 3D; diseño; prototipado rápido

INTRODUCCIÓN

La impresión 3D es un proceso para construir objetos sólidos a partir de un archivo digital y podría considerarse la tecnología disruptiva más importante de los últimos tiempos porque está generando una gran transformación en muchos campos, especialmente en la medicina (Alcázar, 2017; Um, 2015; Borello y Backeris, 2017). Poco a poco, los tratamientos médicos han ido avanzando con la tecnología y muchos centros de tratamientos traumatológicos están revolucionando el mundo de la inmovilización de lesiones aplicando férulas personalizadas con dispositivos de impresión 3D a deportistas de alto rendimiento. Como plantea Rubio (2016), este tipo de tecnología posee varias ventajas

con respecto a los yesos convencionales (mayor ligereza, adaptación más precisa, transpiración, y la gran ventaja de que, al ser abierta, al especialista le permite trabajar en la zona afectada). Según Baez (2016), para el tratamiento de fracturas, los yesos y órtesis convencionales presentan muchos problemas, puesto que este material absorbe una cantidad de humedad del ambiente y sudor de la piel contribuyendo a la acumulación de bacterias, lo cual representa un peligro, sobre todo cuando hay laceraciones. De esta manera, la impresión 3D tiene un valor agregado en aquellas áreas que demandan personalización. La medicina es una de ellas, específicamente la Traumatología.

En este capítulo se presenta una prospectiva para el diseño y fabricación de una órtesis que destaca la disminución del tiempo de instalación tomando en cuenta en primer término la impresión 3D con sus costos, y en segundo término, que el proceso de diseño se encuentre contenido en la relación médico-paciente. En el primer caso se pueden lograr disminuciones de, por lo menos 46,7% en los tiempos de fabricación, y de 33% en los costos, mientras que con el segundo, dicha disminución dependerá de cómo se introduzca el diseño generativo en el proceso.

Para apoyar la prospectiva se presentan cinco secciones, la *primera* de las cuales introduce la historia de la impresión 3D; la *segunda*, su uso en la industria médica, que se complementa con la *tercera*, referida a la tecnología disponible, y a la *cuarta* con los diseños de órtesis que pueden realizarse. Estas secciones sirven de base para apoyar la prospectiva propuesta en la *quinta*, en la cual se presentan finalmente las conclusiones más relevantes.

INICIO DE LA IMPRESIÓN 3D

Muchas personas se han familiarizado hace poco con el concepto de impresión 3D a pesar de que estas impresoras 3D han estado disponibles desde hace casi tres décadas, específicamente desde 1984, cuando Chuck Hull desarrolló un sistema de prototipado que se basaba en el proceso conocido como estereolitografía. Cinco años más tarde, Scott Crump ideó y patentó una nueva tecnología de fabricación aditiva llamada modelado

por deposición fundida (FDM, por sus siglas en inglés Fused Deposition Modeling). En 1993, el Instituto Tecnológico de Massachusetts (MIT) fue el siguiente en patentar una nueva tecnología usando el término “impresión 3D” de la mano con dos estudiantes, Jim Bredt y Tim Anderson. A partir de ahí, la impresión 3D comenzó a perfilarse como una revolución a través del proyecto RepRap, y ahí es cuando entra en juego la comunidad Maker (hazlo tú mismo). Este hecho constituye la entrada de código abierto (open-source) en la historia de la impresión tridimensional y un gran paso hacia su normalización e implementación en el mercado (ver, por ejemplo, Zuniga y col. (2016)). La popularización de la impresión 3D ha logrado escalar importancia en casi todos los campos tecnológicos, entre ellos, uno de los que más está avanzando y que más controversia y escepticismo genera es el de la impresión 3D con fines médicos.

USO EN LA INDUSTRIA MÉDICA DE LA IMPRESIÓN 3D

La impresión 3D, como herramienta en la industria médica, está generando una serie de cambios significativos en la historia. Tal como se muestra en la figura 1, la experimentación con esta tecnología en el campo de la medicina no es para nada reciente, sino que se remonta a 1999 con el primer órgano impreso en 3D. Tras este primer acercamiento entre ambos mundos ha habido muchos más casos exitosos, como la creación en 2002 del primer riñón 3D en funcionamiento, la fabricación en masa de células y vasos sanguíneos o la impresión de prótesis útiles y adaptadas completamente al paciente (Marcos, 2013).

En la actualidad, esta tecnología se está convirtiendo en algo novedoso, necesario y como una elección de fabricación de dispositivos médicos a medida, tales como prótesis de rodilla, órtesis, implantes de cadera, órganos, todo orientado a mejorar la calidad de vida de las personas. Tal y como expresa Bucco y Hofman (2016) en su investigación, la impresión 3D promete ofrecer diversas características como la personalización según el paciente, la flexibilidad en el diseño y la fabricación, además de la disminución de desperdicio en el material y los bajos costos en el ciclo de vida del producto.

Las piezas impresas se están convirtiendo en una herramienta eficaz para los cirujanos y médicos para aumentar las tasas de éxito y reducir los tiempos de operación. La impresión 3D puede fabricar componentes con un detalle de hasta 0.001 mm (Moya, 2015), de formas complejas y en una amplia variedad de materiales. La producción rápida de piezas de pequeño volumen, así como la eliminación casi total de las limitaciones de fabricación, ofrece a los profesionales médicos y pacientes nuevas perspectivas (Beck y Vale, 2004).

La conexión entre el diseño digital en tres dimensiones, las imágenes médicas y la impresión en 3D, hacen posible que los datos específicos del paciente puedan ser capturados, manipulados y, en definitiva, aplicados a situaciones médicas de todo tipo y tamaño (ver Fig. 1.).

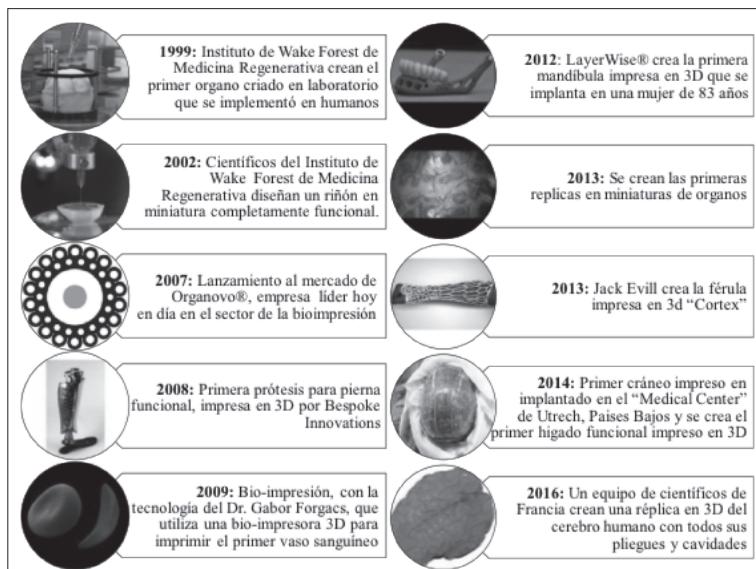


Figura 1. Infografía de la impresora 3D en la industria médica, información extraída de Escobar (2013)

Tal como lo indica la empresa Smartech® (2015), la tecnología de imágenes médicas permite la captura precisa de datos específicos del paciente en un formato digital, traduciendo estos a formatos que

pueden ser manipulados con el fin de planificar la solución ideal en el espacio digital (ver Fig. 2). Asimismo, Gómez, Vergara, y Alvarado (2016) utilizan esta interconexión para proponer un método que sirve para estimar distribuciones de densidad en tejidos corticales sanos como estrategia eficiente para asignar propiedades materiales en modelos numéricos de estructuras óseas complejas. Esta sinergia existente en los tres componentes tecnológicos presentados en la Fig. 2 hace posible que institutos como el Centro para la Integración de la Biomedicina y la Tecnología (CBMTI) de la Universidad de Malasia utilice esta tecnología para imprimir órganos humanos en 3D para que profesionales médicos puedan practicar sus cirugías utilizando los mismos instrumentos que se emplean en las cirugías reales.

Por otra parte, algunos dispositivos médicos han cambiado su proceso de manufactura radicalmente. Las prótesis, órtesis e implantes, que por lo general eran productos elaborados “artesanalmente”, hoy en día se generan desde un computador en el cual se evalúan morfológica y numéricamente disminuyendo así el margen de error que existía en el antiguo proceso manual de fabricación.

En estos últimos cinco años se ha diseñado y manufacturado una gran variedad de órtesis de inmovilización alrededor del mundo, todo ello con el fin principal de cumplir con los requerimientos citados. Algunos de estos son proyectos consolidados aprobados por la FDA (Food and Drug Administration) en Estados Unidos o la CE (European Commission) en Europa, tal como Cortex (Evill, 2013), Bespoke Innovations (Summit, 2015), (Younext, 2015), (Zdravprint, 2015), otros están en vías a alcanzar la aprobación como Osteoid (Barnes, 2014), Exovite (Escudero, 2016), Xkelet (Brown, 2016) y algunos son proyectos emanados de universidades que recién dan sus primeros pasos, tal como Fiixit (Fiixit Orthotic Lab, 2016), #Cast (Fathom, 2014), Splint+ (Carmichael, 2013), Imaginarium India Pvt Ltd (Autodesk, 2016) y NovaCast (MediPrint, 2016), los cuales se especifican en los siguientes apartados.

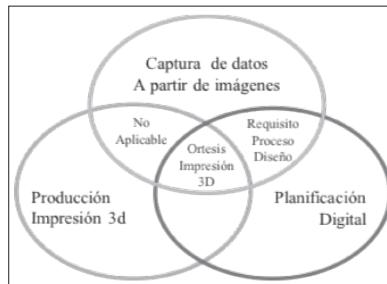


Figura 2. Interconexión para soluciones médicas usando de impresión 3D

TECNOLOGÍA DE FABRICACIÓN 3D

Las órtesis 3D están diseñadas para inmovilizar una región específica, por ejemplo, después de una fractura o cirugía y también para facilitar el movimiento en casos de parálisis o de contracturas (OrthoIDI3D, s.f.).

En la industria médica hay empresas destinadas al diseño y producción de estos dispositivos inmovilizadores (ver Fig. 3), la cuales, a su vez, emplean distintas tecnologías de impresión 3D para manufacturar sus productos.

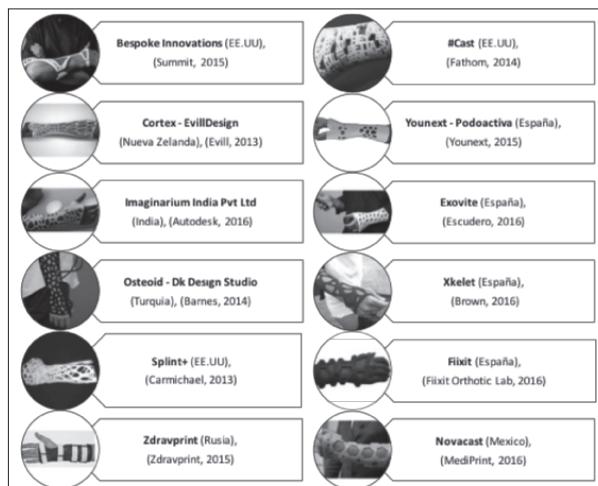


Figura 3. Empresas desarrolladoras de órtesis de brazos

Así, todas estas empresas utilizan la personalización como valor agregado para la producción de órtesis. Para eso se valen del manejo de escáner 3D para obtener los parámetros dimensionales de los pacientes. Una vez procesados los datos de la imagen 3D, modelan virtualmente el producto utilizando programas de Diseño Asistido por Computadora (CAD), Ingeniería Asistida por Computadora (CAE) y Manufactura Asistida por Computadora (CAM). Por último, convierten el diseño virtual en físico utilizando las impresoras 3D.

A pesar de que cada empresa utiliza distintos dispositivos de escaneo que van desde equipos de bajo costo, como lo muestra Contreras (2016), pasando por software desarrollado por ellos mismos (Xkelet, 2016), hasta dispositivos industriales de precisión metrológica como (Artec Europe, 2017) y a su vez, todas modelan geométricamente con diferentes programas para el dibujo y diseño asistido por computadora (CAD, CAE) y manufactura (CAM), existe una diferencia que estriba en la calidad del producto final, que suele ser consecuencia del proceso de impresión 3D empleado.

Este proceso se refiere a la tecnología o método utilizado por la impresora 3D para formar las diferentes capas que conforman el producto. Como expresa Um (2016), algunos métodos usan fundido o ablandamiento del material para producir las capas, por ejemplo, FDM y Modelado por Sinterizado selectivo por láser (SLS), mientras que otros depositan materiales líquidos que son curados con UV (Polyjet).

MODELADO POR DEPOSICIÓN FUNDIDA (FDM)

Es una técnica aditiva que deposita el material capa por capa para formar la pieza. Un filamento plástico es introducido en una boquilla que se encuentra por encima de la temperatura de fusión del material y puede desplazarse en tres ejes controlándola electrónicamente. La pieza es construida con finos hilos del material que se solidifican inmediatamente después de salir de la boquilla (Um, 2015; Borello y Backeris, 2017; BlogTD3D, 2017).

El FDM es una de las técnicas más accesibles y baratas de la manufactura aditiva, y también es uno de los procesos más fáciles de mantener y operar. Las empresas Osteoid, Zdravprint, Younext, Exovite, Fiixit y Novacast utilizan este proceso tecnológico para producir sus órtesis de inmovilización.

Destacamos la joven empresa Osteoid, que utiliza pequeñas vibraciones ultrasónicas de baja intensidad (LIPUS) para acelerar el tiempo de curación ósea hasta en un 40 por ciento (Lahuerta, 2014). Exovite también propone una característica única que reduce el tiempo de curación mediante la integración de un sistema de electroestimulación (Escudero, 2016).

Dicha tecnología sigue siendo un proceso de manufactura lento. Tal como lo indica Vidal (2016), estos procesos de creación y fabricación de ortesis impresas en 3D requieren varias horas, por lo que no pueden usarse en casos en los que se requiere inmovilización inmediata. Existen otros problemas de impresión ligados a esta tecnología, que en el ámbito de las impresoras 3D es conocido como “pandeo” en vértices (*warping*) y rupturas (*cracking*), las cuales son causadas por la contracción del plástico al enfriarse, lo cual, en ocasiones, provoca que las piezas se deformen o se rompan (FFF World, 2016).

La empresa Exovite está trabajando desde el año 2015 (en proceso de patente) en una tecnología que reduciría el proceso que actualmente es de 20 horas a solo 5 minutos, tal como se expresa en Climent (2015).

Otro método utilizado en la manufactura aditiva es el SLS por ofrecer una amplia variedad de materiales para trabajar y por una alta velocidad de impresión en comparación a la FDM

MODELADO POR SINTERIZADO SELECTIVO POR LÁSER (SLS)

Es un proceso en el que se utiliza un láser de CO₂ que sinteriza el material en polvo formando la pieza final capa a capa. De las ortesis de inmovilización revisadas, Bespoke Innovations (Summit, 2015), Cortex (Evill, 2013), Imaginarium India Pvt Ltd (Autodesk, 2016), #Cast (Fathom, 2014) y Splint++ (Carmichael, 2013) utilizan esta tecnología para fabricar sus productos.

La relación de costo de esta tecnología comparada con la deposición fundida (FDM) es mucho mayor, y si se utiliza una impresora SLS industrial, el costo puede alcanzar los 100.000 euros (Regidor, 2016). La gran ventaja de esta tecnología es que piezas con geometrías muy complejas pueden imprimirse con cierta facilidad, pero a pesar de ser esta una tecnología más rápida que la FDM, el tiempo de impresión en general sigue siendo el talón de Aquiles de todas las impresoras 3D.

Una tecnología relativamente nueva está siendo promovida por la industria Stratasys Ltd., y que encaja perfectamente en la personalización, diseño y producción de órtesis de inmovilización, tal como presentan Kelly, Paterson, y Bibb (2015) y Paterson et al. (2015) en sus investigaciones.

TECNOLOGÍA DE FOTOPOLÍMEROS (POLYJET)

Este proceso combina la tecnología *inkjet* (inyección a tinta) y el uso de fotopolímeros. Un carro equipado con cuatro o más cabezales de inyección de tinta y una lámpara UV cruzan el espacio de trabajo depositando pequeñas gotas de fotopolímeros que se solidifican cuando se exponen a la luz UV. Después de imprimir una capa delgada de material, el proceso se repite hasta completar la forma del objeto 3D (Comher, 2013). Esta tecnología presenta una serie de ventajas, las más importantes de la cuales son una excelente resolución de hasta 0.016 mm, superficies muy lisas y sin efecto de escalera (efecto característico de la FDM). Adicionalmente presentan una amplia gama de materiales y colores con un costo y un tiempo de impresión relativamente bajos (Sánchez, 2015). Al igual que la impresión SLS, esta tecnología es aún muy costosa.

Dado que esta tecnología permite crear objetos de múltiples materiales, Paterson et al (2015) han propuesto algunos diseños como los mostrados en la figura 4, hechos especialmente para personas de la tercera edad y pacientes con artritis reumatoide.

Las tecnologías presentadas permiten diseñar y crear casi cualquier forma de órtesis dando libertad para proponer diseños conceptuales que, además de cubrir con los requerimientos planteados, son personalizados.



Figura 4. Órtesis con malla textil impresa en 3D para pacientes de la tercera edad y piel sensible. Imagen extraída de Nelson (2016) y Paterson y col (2015)

DISEÑOS CONCEPTUALES DE LA ÓRTESIS DE BRAZO

Todos los productos cubren con los requerimientos de diseño que los diferencian de los yesos convencionales, además de ser productos ventilados, ligeros y anatómicos, fabricados con un material biocompatible, de alta resistencia estructural y alto grado de resistencia a la humedad, como se encuentran detallados por Kelly, Paterson y Bibb (2015).

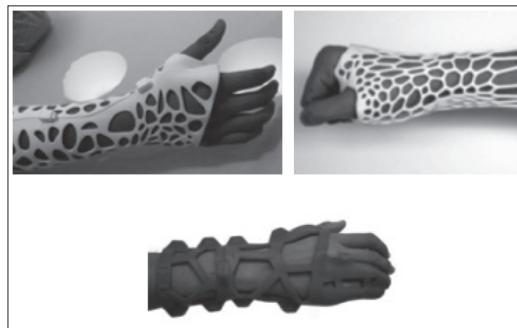


Figura 5. Diseño morfológico de algunas órtesis. Imagen extraída de (Autodesk, 2016; Evill, 2013; Fiixit Orthotic Lab, 2016)

La mayoría de los diseños presentados son morfológicamente similares y se enfocan en diseños trabajados con estructuras de voronoi, panel de abeja o combinación de ambas, tal como muestra la figura 5. Solo Bespoke Innovations (Summit, 2015), Zdravprint (Zdravprint, 2015) y #Cast (Fathom, 2014) presenta propuestas distintas, de las cuales #Cast propone una órtesis con una estructura morfológica basada en letras (ver figura 6), ya que la idea (netamente comercial) es que los familiares y amigos del paciente puedan escribir mensajes sobre el producto (Calhoon, 2014).

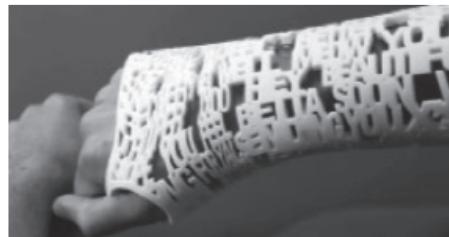


Figura 6. #Cast: Órtesis de inmovilización. Imagen cortesía de (Fathom, 2014)

Con respecto al comportamiento del material, la propuesta de Paterson et al (2015) muestra un estudio del uso del producto en forma empírica con diferentes materiales. En las demás propuestas de órtesis se debe partir de la suposición de que internamente se realizaron análisis del material, para definir así su comportamiento.

Hoy en día, los pacientes no participan en el diseño de su órtesis. En algunos casos, este podrá al menos seleccionar el color. Es evidente la mejora estética entre las órtesis impresas y las tradicionales, sin embargo, no son diseños centrados en los gustos de los usuarios. Solo la empresa Fathom con su modelo #Cast presenta un concepto con algo más de personalización considerando una estructura morfológica basada en letras, mientras que Paterson y su equipo presentan una propuesta en la que el paciente puede integrar algunos aspectos de personalización dentro del diseño de la órtesis, pero hasta la fecha, eso sigue siendo un proyecto.

La disruptiva presencia de las impresoras 3D en el proceso de fabricación de las órtesis marcó un precedente en el área traumatológica, así como en el desarrollo continuo del diseño de órtesis; sin embargo en cuanto a esta tecnología pueden evidenciarse algunos elementos problemáticos dentro del proceso de diseño y construcción, los cuales se analizan en el siguiente apartado.

PROSPECTIVA DEL DISEÑO Y FABRICACIÓN DE ÓRTESIS

Hay un vacío tecnológico que genera que el tiempo de respuesta desde que el paciente es diagnosticado hasta la instalación de la órtesis sea grande. Este se refiere a tres procesos: adquisición de datos (escaneo 3D), modelado en programas (CAD-CAE) e impresión. Así, con un proceso optimista de diseño, el tiempo total puede durar desde 24 hasta 72 horas (Serrano, 2016; Patrici, 2016; Climent, 2015; Miranda, 2013;), lo que genera cierta incomodidad del paciente, ya que debe llevar un yeso convencional durante varios días mientras su órtesis personalizada es producida, entregada e instalada.

De los tres procesos nombrados, la adquisición de imágenes digitales en 3D depende de equipos de escaneo corporal bastante precisos. El proceso de modelado con software especializado ha presentado aproximaciones que van direccionadas a disminuir el tiempo de procesado

de prototipos virtuales (Brown, 2016; Paterson et al, 2014), pero que pueden mejorarse si se consideran soluciones con computación de alto rendimiento y simulación en la nube (Ranbhise y Joshi, 2014).

El proceso que tiene que ver con la fabricación mediante la impresión 3D depende netamente de la tecnología de impresión aplicada y no del proceso de diseño y producción empleado. Así, se plantea como una vía principal para disminuir el tiempo de instalación de una ótesis una impresión con tecnología FDM, que es más económica, acompañada de técnicas y/o procedimientos para controlar la solidez estructural (Ultimaker, 2014; Torralba, 2014; Henshaw, 2015; Smart Materials 3D, 2016) que mejoran el resultado de impresión, como presenta Al-Gurnawi (2013) en su investigación.

De esta manera, un sistema de producción utilizando varias impresoras 3D con tecnología FDM trabajándolas paralelamente, logrará reducir el tiempo de impresión y, por tanto, es una solución factible para reducir el lapso de respuesta al paciente sin hacer una inversión económica significativa. Por esta razón, una ótesis debería ser fabricada por partes para luego ser ensamblada, como en el caso de aplicación que se detalla a continuación.

CASO DE APLICACIÓN: ÓRTESIS DE ANTEBRAZO, MUÑECA Y MANO

Considerando lo anterior proponemos el diseño de una ótesis para inmovilización desde el antebrazo hasta la mano y que mejore los tiempos de respuesta (ver Fig. 7). La idea principal es diseñar una ótesis ensamblada en seis partes que permita la desincorporación de piezas a medida que mejore el paciente. La impresión se efectúa en varios equipos a la vez, de manera que el tiempo de respuesta disminuye en proporción directa al número de impresoras en funcionamiento. La propuesta de diseño comprende la conformación de seis piezas con volúmenes de impresión similares, como se observa en la Fig. 7, de modo que los tiempos de impresión sean equivalentes.

Asimismo, esta propuesta ayudaría a reducir las pérdidas de material y tiempo por desperfectos de impresión a un 17% aproximadamente, ya que de producirse una falla de impresión, esta solo afectaría a una de las seis piezas que conforman el ensamble total y no a la ótesis completa.

La propuesta es conformada por las piezas: uno (1) y dos (2) corresponden a la inmovilización del antebrazo, las piezas tres (3) y cuatro (4) fueron diseñadas para inmovilizar la muñeca, y las piezas cinco (5) y seis (6) corresponden a la mano (ver Fig. 7).

El tiempo de impresión fue calculado por medio de un software comercial (Stratasys Mojo Print Wizard®) y un software libre (Repetier®). En la Fig. 8 se muestra el proceso de impresión 3D mediante el software libre Repetier®. Adicionalmente, la inversión de capital en maquinaria de impresión es un factor a considerar y está directamente relacionado con el número de impresoras 3D a utilizar, así como con la reducción en el tiempo de impresión que se quiera lograr, por eso en la Fig. 9 se muestra la relación entre los tiempos de impresión, el número de impresoras utilizadas y el costo de la inversión. De esta se observa que existe un rango de variación de los tiempos de impresión y costos que son inversamente proporcionales. Así, considerando 2, 3 y 6 impresoras, el ahorro de tiempo comparado con el de usar una es de 46,7%, 67,9% y 83,7%, mientras que los costos aumentan según 33,3%, 50% y 100%.

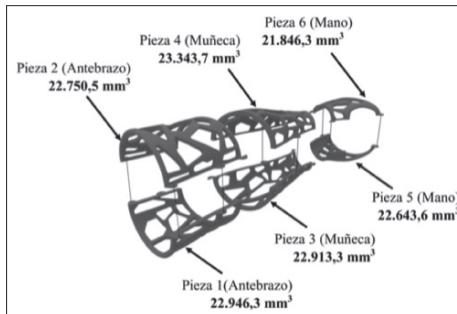


Figura 7. Propuesta de ótesis de brazo: Piezas y volumen

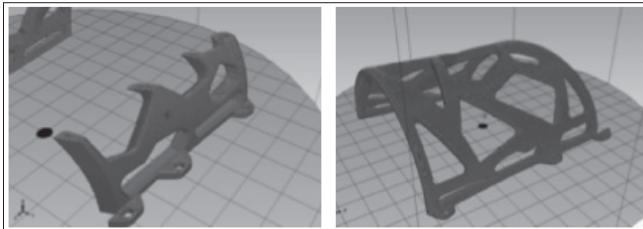


Figura 8. Proceso de impresión utilizando el programa Repetier®

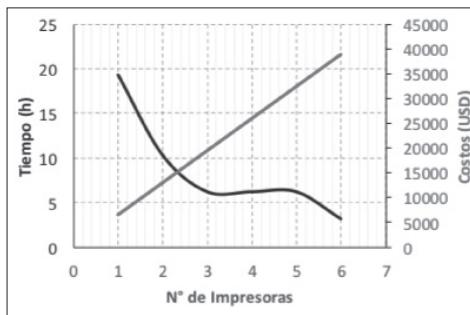


Figura 9. Grafica de tiempo de impresión (h) vs número de impresoras utilizadas vs costo de inversión (USD)

La órtesis cuenta con sistemas de sujeción desmontables (ver Fig. 10.a) que se logran con tornillo, clip plástico o banda de sujeción (*tie-wrap*). La propuesta ensamblada debe ser un producto con morfología pensada para reducir el peso, así como dar cumplimiento a los requisitos de diseño planteados por Kelly, Paterson y Bibb, (2015) (Ver la Fig. 10.b.)

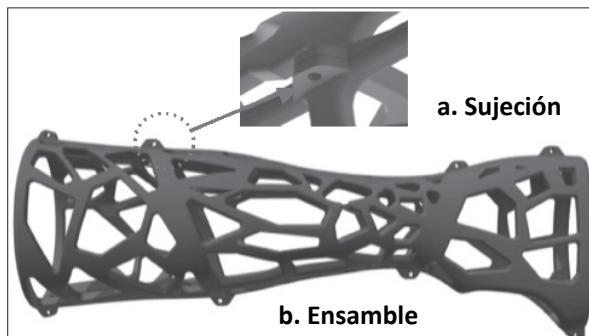


Figura 10. Propuesta de órtesis de Brazo. a) Sujeción y b) Propuesta ensamblada

A pesar de que el estado de carga al que está sometida la órtesis es relativamente pequeño como consecuencia de los movimientos involuntarios del paciente, y de que el tiempo de postura no excede de las ocho semanas, se debe hacer un análisis de esfuerzo del producto. Para

eso se deben considerar las propiedades mecánicas reales de los polímeros con las características de impresión que se usarán para manufacturarlos aditivamente. En este sentido se han dado aportes científicos (Martins et al, 2016; Relaño, 2013 y Boronat, 2009) que se pueden tomar como punto de partida considerando que las características de impresión 3D cambian dependiendo del fabricante de equipos y material. Por eso se deben caracterizar las propiedades mecánicas del material con que se trabajará para hacer así simulaciones numéricas más confiables.

Otro aspecto a considerar para mejorar el diseño y disminuir los tiempos para la instalación de la órtesis es la utilización de métodos para el diseño generativo y optimizar la morfología estructural de las órtesis. La empresa Autodesk ha desarrollado un software “Autodesk WithIn” (Autodesk PR, 2015) que, introduciendo parámetros de entrada como el peso deseado, el material, el esfuerzo máximo, desplazamientos y costos, es capaz de generar una variedad de diseños con densidad y estructuras variables según las necesidades.

Bajo la luz de lo anterior surge la necesidad de crear un software médico intuitivo que ayude a los especialistas en traumatología a diseñar órtesis como parte de la relación médico-paciente planteado en la Fig. 11. Los paquetes computacionales CAD-CAE actuales requieren horas de adiestramiento, sin contar con los conocimientos previos sobre diseño estructural, diseño generativo y fabricación aditiva. Existen varios avances en esta dirección, como la empresa Xkelet (Brown, 2016), que han desarrollado una aplicación comercial para dispositivos móviles capaz de hacer un escaneo del brazo y proponer una órtesis en pocos minutos. Así, Paterson et al (2014) proponen el diseño de un software que además de ser intuitivo presenta también unos parámetros para personalizar las órtesis desde el punto de vista estético. En la Fig. 11 se presenta un esquema en el cual se detallan las dos propuestas descritas en esta investigación para bajar el tiempo de espera referido a la instalación de la órtesis y que depende del proceso de impresión 3D y de la implantación de forma transparente como un sistema impregnado de los CAD, CAE y CAM con alto rendimiento en nube en la relación médico paciente y el proceso de manufactura.

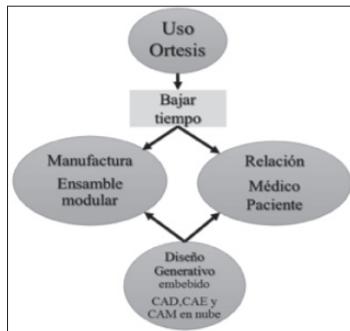


Figura 11. Propuesta para disminuir el tiempo de colocación de la órtesis

CONCLUSIONES

La inclusión de la impresora 3D en el área de la traumatología, particularmente en las órtesis de inmovilización, ha propiciado el desarrollo inminente de estos dispositivos. Las órtesis, hoy en día, son productos ligeros, transpirables, resistentes al agua, estéticos, que pueden contener componentes electrónicos que ayudan a acelerar el proceso de recuperación del trauma. Estos valores agregados hacen posible la inserción del paciente a sus actividades cotidianas.

A pesar de existir en el mercado muchas empresas que aportan a la traumatología, mediante el diseño y manufactura de órtesis impresas en 3D, solamente algunos estudios se basan en el mejoramiento del tiempo de respuesta para instalar una órtesis, y que en esta investigación está dirigida a:

Proponer la puesta en práctica de la impresión en 3D con tecnología FDM para una órtesis de brazo conformada por seis piezas imprimibles y volumétricamente similares que al ser ensambladas formen una sola, lo cual disminuye un 83.7% del tiempo empleado en esta actividad si se considera la impresión simultánea; sin embargo, esta propuesta requiere una inversión considerable, por cuya razón, una propuesta equilibrada está orientada al uso de dos o tres impresoras con una inversión 70% y 50% menor con respecto a la máxima inversión. Además, esta propuesta de diseño permite al médico intervenir la zona afectada en cualquier momento dado.

Introducir un diseño generativo que considere el cómputo de alto rendimiento en nube para CAD, CAE y CAM impregnados en la relación médico-paciente y la impresión 3D, que impulse el desarrollo de programas amigables y transparentes para uso médico.

REFERENCIAS

- ALCÁZAR, A. (2017) “*3D printing en la medicina*”, por Rafael Venegas. Obtenido de Infomotril: <https://www.infomotril.es/economia/3d-printing-en-la-medicina-por-rafael-venegas.html>
- AL-GURNAWI, R. (2013) *Preventing warping and improving adhesion of high temperature PLA: A practical guide*. Obtenido de Thingiverse: <https://www.thingiverse.com/download:250521>.
- ARTEC EUROPE (2017) *Artec Space Spider: Escáner 3D industrial con precisión metrológica*. Obtenido de Artec3D: Artec Europe.
- AUTODESK. (2016) *Imaginarium innovates in healthcare sector*. Obtenido de Customer Stories: http://images.autodesk.com/apac_india_main/files/imaginarium-india_case_study_16022016.pdf
- AUTODESK PR. (2015) *Autodesk Within: Generative Design Optimized for 3D Printing*. Obtenido de Autodesk News and Opinion: http://inthebold.autodesk.com/in_the_fold/2015/07/autodesk-within-generative-design-optimized-for-3d-printing.html
- BÁEZ, J. (2016) *Estos mexicanos revolucionarán el tratamiento de las fracturas*. Obtenido de Dinero en imagen: <http://www.dineroenimagen.com/2016-01-25/67796>
- BARNES, M. (2014) *3D Printing Is Revolutionizing the Medical World as We Know It*. Obtenido de Medical Design Technology: <https://www.mdtmag.com/article/2014/10/3d-printing-revolutionizing-medical-world-we-know-it>
- BECK, J.; VALE, A. (2004) *Drug and Medical Device Product Liability Deskbook*. Law Journal Press.
- BIRD, J. (Agosto de 2012) *Exploring the 3D printing opportunity*. Obtenido de Financial Times: <https://www.ft.com/content/6dc11070-d763-11e1-a378-00144feabdc0?mhq5j=e1>

- BLOGTD3D (2017) Fdm-fff o modelado por deposición fundida. Obtenido de Todo Digitalización 3D: <http://tododigitalizacion3d.com/fdm-fff-modelado-deposicion-fundida/>
- BORONAT, T. (2009) *Estudio y modelización de la procesabilidad mediante moldeo por inyección de materiales termoplásticos reciclados*. Obtenido de Repositorio Institucional de la Universitat Politècnica de València: <https://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/5024/tesisUPV3054.pdf>
- BORRELLO, J.; BACKERIS, P. (2017) *Rapid Prototyping Technologies*. Farooqi K., Rapid Prototyping in Cardiac Disease 3D Printind the Heart (págs.41-61). USA. Springer.
- BROWN, B. (2016) *Xkelet 3D printed casts*. Obtenido de Health Tech Insider: <http://healthtechinsider.com/2016/07/22/xkelet-3d-printed-casts-video/>
- BUCCO, M.; HOFMAN, E. (2016) *La impresión 3D y su aplicación en los servicios médicos (prótesis, fármacos, órganos)*. Obtenido de Repositorio Digital San Andrés: <http://repositorio.udesa.edu.ar/jspui/handle/10908/11878>
- BUTLER, B. (2015) Founder of Bespoke Innovations Fashions Open Structure for 3D Printed Arm Cast, Applied in Seconds. Obtenido de 3dPrint: <https://3dprint.com/85816/3d-printed-arm-cast/>
- CALHOON, J. (2014) *3D printed #cast for the social media age*. Obtenido de 3dCADWorld: <http://www.3dcadworld.com/3d-printed-cast-social-media-age/>
- CARMICHAEL, J. (2013) *We'd Happily Break Our Wrist For This 3-D Printed Splint*. Obtenido de Popular science: <http://www.popsci.com/technology/article/2013-08/intricate-3-d-printed-exoskeleton-splints>
- CLIMENT, M. (2015). Adiós escayola: Prótesis impresa en 3D con electroestimuladores. Obtenido de El Mundo: <http://www.elmundo.es/economia/2015/07/02/559410f2e2704e40378b4590.html>
- COMHER. (2013) *¿FDM o POLYJET? Determinar qué tecnología es la adecuada para nuestra aplicación*. Obtenido de Grupo Comher: <http://comher.blogspot.com/2013/11/fdm-o-polyjet-determinar-que-tecnologia.html>

- CONTRERAS, L. (2016) Top 10 con los mejores escáneres 3D low cost. Obtenido de 3DNatives: <http://www.3dnatives.com/es/top-10-escaneres-3d-low-cost-1910-2016/>
- ESCOBAR, C. (2013) *Breve historia de la impresión en 3D*. Obtenido de Impresion3D.com: <https://impresoras3d.com/blogs/noticias/102825479-breve-historia-de-la-impresion-3d>
- EVILL, J. (2013) Cortex. Obtenido de EvillDesign: <http://www.evilldesign.com/cortex>
- FATHOM. (2014) *What in the #Cast Project?* Obtenido de Studio Fathom: <http://studio.fathom.com/hashcast/>
- FFF WORLD. (2016) *Guía de impresión*. Obtenido de ABS Tech: <https://www.fffworld.com/documentation/>
- FIIXIT ORTHOTIC LAB. (2016) Alternativa de escayola. Obtenido de Fiixit: <https://fiixit.es/>
- GÓMEZ, N.; VERGARA, M.; ALVARADO, J. (2016) A Practical Approach to Describe Density Fields of Cortical Bone. En: Y. González, E.; Dávila, M.; Candal, D. Pelliccioni; M. Cerrolaza. *Simulación y aplicaciones recientes para ciencia y tecnología* (Págs. MF182-MF191). Venezuela: Sociedad Venezolana de Métodos Numéricos en Ingeniería Universidad Central de Venezuela (SVMNI).
- HENSHAW, S. (2015) *How to prevent warping*. Obtenido de 3dPrinting: <https://3d printing.com /tips-tricks/how-to-prevent-warping/>
- KELLY, S., PATERSON, A., & BIBB, R. (2015) *A review of wrist splint designs for additive manufacture*. Proceedings of 2015 14th Rapid Design, Prototyping and Manufacture conference. Loughborough: Great Britain.
- LAHUERTA, M. (2014) *Osteoid, un molde 3D que acelera la rehabilitación ósea*. Obtenido de Computer Hoy: <http://computerhoy.com/noticias/hardware/osteoid-molde-3d-que-acelera-rehabilitacion-osea-11975>
- MARCOS, A. (2013) *La historia del futuro industrial: cómo surgió la impresión 3D*. Obtenido de Teleco To Walk: <https://telecotowalk.wordpress.com/2013/11/01/la-historia-del-futuro-industrial-como-surgio-la-impresion-3d/>

- MARTINS, D. ET AL. (2016) Caracterización de las propiedades mecánicas de los cuerpos de prueba abs confeccionados con diferentes parámetros de extrusión vía impresión 3d. En: *Revista Iberoamericana de Polímeros*, 16(6), 303-309.
- MEDIPRINT (2016) Novacast: Órtesis rehabilitatorias. Obtenido de NovaCast de MediPrint: <http://mediprint3d.com.mx>
- MIRANDA, L. (2013) *Diseñado por Jake Evill, la Cortex soluciona los problemas que acarrea tener una férula de yeso.* Obtenido de FayerWayer: <https://www.fayerwayer.com/2013/07/cortex-una-ferula-impresa-en-3d-que-ayudara-a-sanar-tu-brazo-roto/>
- MOYA, P. (2015) *Crean una impresora 3D capaz de crear objetos más pequeños que glóbulos rojos.* Obtenido de Omicrono: <http://omicrono.elespanol.com/2015/06/crean-una-impresora-3d-capaz-de-crear-objetos-mas-pequenos-los-globulosrojos/>
- NELSON, B. (2016) *3D Printing in Rheumatology Holds Promise for External Devices, Joints.* Obtenido de The Rheumatologist newsmagazine: <http://www.the-rheumatologist.org/article/3d-printing-rheumatology-holds-promise-external-devices-joints/>
- ORTHOIDI3D (s.f.) Órtesis 3D. Obtenido de OrthoIDI3d: <http://www.orthoidi3d.com/>
- PALMA, C. (2010) *Análisis de la percepción estética de la sonrisa.* Obtenido de Repositorio académico de la Universidad de Chile: <http://repositorio.uchile.cl/bitstream/handle/2250/134339/An%C3%A1lisis%20de%20la%20percepci%C3%B3n%20est%C3%A9tica%20de%20la%20sonrisa.pdf?sequence=4>
- PATERSON ET AL. (2015) *Comparing additive manufacturing technologies for customised wrist splints.* Rapid Prototyping Journal, 21(3), 230-243.
- PATERSON, A. ET AL. (2014) *Computer-aided design to support fabrication of wrist splints using 3D printing: a feasibility study.* Hand Therapy, 19(4), 102-113.
- PATERSON, A.; BIBB, R.; CAMPBELL, R. (2012) *Evaluation of a digitised splinting approach with multiple-material.* International Solid Freeform Fabrication Symposium - An Additive Manufacturing Conference. Texas: The University of Texas.

- PATRICI. (2016) *Férulas en 3D que sustituyen a las escayolas*. Obtenido de Discapzine: <https://www.discapzine.es/actualidad/ferulas-en-3d-que-sustituyen-a-las-escayolas/>
- RANBHISE, S.M.; JOSHI, K.K. (2014) *Simulation and analysis of cloud environment*. Simulation, 2(4).
- REGIDOR, A. (2016) *Lisa, la impresora 3D SLS low cost*. Obtenido de Impresion3Daily: <https://www.impresion3daily.es/lisa-la-impresora-3d-sls-low-cost/>
- RELAÑO, A. (2013) *Estudio comparativo de piezas de ABS y PLA procesadas mediante modelado por deposición fundida*. Obtenido de Repositorio institucional Universidad Carlos III de Madrid: https://e-archivo.uc3m.es/bitstream/handle/10016/18015/PFC_Antonio_Relano_Pastor.pdf?sequence=1
- RUBIO, A. (2016) *La revolución del deporte anónimo Valenciano*. Obtenido de Yo soy noticia: <https://www.yosoynoticia.es/mas/el-proyecto-que-revoluciona-la-recuperacion-de-lesiones-en-el-mundo-del-deporte#>
- SANCHEZ, S. (2015) *La impresión 3D PolyJet, te explicamos todo*. Obtenido de 3dnatives: <http://www.3dnatives.com/es/la-impresion-3d-polyjet23072015/>
- SERRANO, C. (2016) *Brazo roto. Imprimiendo férula de inmovilización*. Obtenido de Heraldo: <http://www.heraldo.es/noticias/suplementos/tercer-milenio/innovacion/2016/03/09/exovite-impresiones-para-inmovilizar-fracturas-808751-2121030.html>
- SMART MATERIALS 3D. (2016) *Caso de éxito: cerramiento para nuestra Ultimaker*. Obtenido de Smart Materials 3D: <http://www.smart-materials3d.com/blog/casos-de-exito/caso-de-exito-cerramiento-para-nuestra-ultimaker/>
- SMARTECH (2015) *Revolutionizing Healthcare: How 3D Printing is Creating New Business Opportunities*. Obtenido de Smartech markets publishing: https://www.smartech_marketingpublishing.com/images/uploads/general/Final_Medical_White_Paper.pdf
- SUMMIT, S. (2015) *Post Operative*. Obtenido de SummitID - Bespoke Innovations: <https://3dprint.com/85816/3d-printed-arm-cast/>

- TORRALBA, J. (2014) *Evitar el temido WARPING*. Obtenido de Createc3d: <https://createc3d.com/evitar-el-temido-warping/>
- ULTIMAKER (2014) *How to fix warping*. Obtenido de Ultimaker: <https://ultimaker.com/en/resources/19537-how-to-fix-warping>
- UM, D. (2015) *Solid Modeling and Applications: Rapid Prototyping, CAD and CAE Theory*. Springer.
- VIDAL, L. (2016) *La inmovilización sin escayola de Younext en la revista Interempresas*. Obtenido de Podoactiva: <http://www.podoactiva.com/es/blog/innovacion/la-inmovilizacion-sin-escayola-de-younext-en-la-revista-interempresas>
- WIKIPEDIA. (2017) *Impresión 3D*. Obtenido de Wikipedia, La enciclopedia libre: https://es.wikipedia.org/wiki/Impresi%C3%B3n_3D
- XKELET. (2016) *Software y app de Xkelet*. Obtenido de Xkelet: <https://www.xkelet.com/>
- YOUNEXT. (2015) *Protección adaptada, ligera e higiénica para la recuperación de lesiones*. Obtenido de <https://www.younext.es/inmovilizaciones>
- ZAHUMENSZKY, C. (2016) *Adiós a las escayolas: así funciona la tecnología española de impresión 3D para curar fracturas*. Obtenido de Gizmodo: <http://es.gizmodo.com/adios-a-las-escayolas-asi-funciona-la-tecnologia-espana-1771778670>
- ZDRAVPRINT (2015) *Órtesis cómodas individuales*. Obtenido de Órtesis Zdravprint: <http://zdra vprint.ru/>
- ZUNIGA, J.M.; PECK, J.; SRIVASTAVA, R.; KATSABELIS, D.; CARSON, A. (2016) *An open source 3D-printed transitional hand prosthesis for children*. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, 28(3), 103-108.

PRÓTESIS DE MANO ACOPLABLE AL MUÑÓN PARA MUTILACIONES PARCIALES DE MANO

*Santiago Acurio Maldonado²⁸,
Daniel Acurio Maldonado, Pablo Rivas Pinto*

Al producirse una amputación, el paciente puede optar por utilizar una prótesis; sin embargo, una prótesis cosmética que reduce el impacto psicológico de la amputación no permite recuperar la función de la extremidad. Por otra parte, las prótesis funcionales más difundas son los ganchos o grafios que por su forma afectan la autoestima del paciente... sin mencionar que estas prótesis tienen un costo considerable. Por eso este trabajo combina de modo creativo el aspecto estético con el funcional para generar una prótesis suficientemente resistente y accesible que permita al paciente recuperar la movilidad y que, además, su aspecto estético incentive su uso cotidiano. A tal fin iniciamos este trabajo con el reconocimiento de los requerimientos básicos desde el aspecto psicológico y físico, así como la determinación de las dimensiones adecuadas para construir una prótesis que se adapte a cada paciente. Finalmente, se definen en él mecanismos y materiales resistentes, cómodos y ligeros que, acompañados con la impresión 3D, permitan obtener un producto personalizado a un costo razonable.

Palabras clave: prótesis, amputación, mano, dedos, impresión, 3D, prótesis de mano, mutilación parcial, impresión 3d.

²⁸ Pontificia Universidad Católica del Ecuador Ambato {sacurio@pucesa.edu.ec, dacurio@pucesa.edu.ec, pablo_707@hotmail.es}

INTRODUCCIÓN

Amputaciones

Las mutilaciones o amputaciones se definen como el procedimiento, corte, o interrupción de un miembro que involucra uno o más huesos, ya sea por un traumatismo o una cirugía (López y Hernández). Existen dos tipos de amputaciones, las cuales pueden considerarse totales si involucran la pérdida de un miembro en su totalidad; o parciales si involucran la pérdida de un fragmento del miembro donde se conservan los vasos principales y al menos el 75% de las partes blandas del miembro. Resulta relevante mencionar que las amputaciones pueden ocurrir por algún tipo de problema congénito, debidas a una enfermedad o a un traumatismo, que es la manifestación de la pérdida del miembro causada por algún tipo de accidente (Lorenzo 2009).

Este trabajo enfoca su estudio al desarrollo de un prototipo de prótesis de mano funcional que se acople al muñón de personas con mutilación parcial de mano en los dedos, y el resultado de dicho trabajo tiene como propósito ayudar al sujeto a desarrollar con mayor facilidad sus actividades diarias con acciones mecánicas y movimientos grandes propios de la motricidad gruesa, como el alcance y sostén de objetos.

Muñón funcional

La prótesis será funcional únicamente si el muñón del paciente es funcional (Fernández Mendoza y González Moreno, s.f), es decir, que para que actúe debe acoplarse a un muñón, el cual constituye una parte de tejido sobrante de la mano. Debe mantener terminaciones nerviosas activas que brinden sensibilidad al usuario del producto y que además pueda ejecutar algún tipo de movimiento capaz de generar en la prótesis otro movimiento mecánico de aprehensión. Cabe mencionar que el muñón es un fragmento que los médicos generalmente tratan de salvar tras una mutilación traumática.

Prótesis estéticas

Las prótesis estéticas, llamadas también cosméticas o pasivas, tienen su origen en la antigüedad, dado que se registra el uso de una prótesis de mano datada el año 2000 a.C. en una momia egipcia, ya en la Edad

de Hierro se empezaron a fabricar prótesis para remplazar extremidades perdidas en batalla; en la actualidad, el material usual para su construcción por su costo es el PVC, aunque también se usan materiales como silicona o piel sintética. El objetivo de estas prótesis pasivas es replicar del modo más fiel la extremidad dotándole de un aspecto real para que de este modo el paciente se sienta más confiado en el desempeño de sus actividades; los métodos de producción van desde el moldeo por gravedad hasta la producción en máquinas CNC que permiten replicar la extremidad con base en un escaneo de la extremidad conservada. Al no tener características funcionales, suelen fijarse por medio de adhesivos, ajuste o succión. Los problemas usuales que presentan, además de su falta de funcionalidad, son los elevados costos de producción y su reparación en caso de un daño (Bowers, 2002).



Figura 1. Prótesis estéticas Fuente: (Bowers, 2002)

Prótesis funcionales

Las prótesis funcionales son aquellas que pueden usarse para un fin determinado o brindan aportes a la ejecución de una actividad, y por su accionamiento se dividen en:

Prótesis mecánicas. Son aquellas cuyo movimiento es obtenido de otro miembro del cuerpo como el codo, hombro, y transmitida por medios mecánicos como cables y poleas; se fijan mediante arnés y por lo general sus movimientos son simples y se efectúan por medio de un gancho o garfio. Su costo es moderado (Brito y col., 2013).

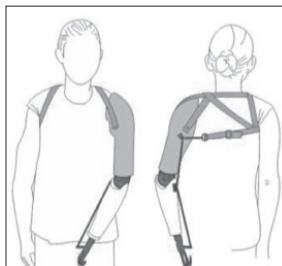


Figura 2. Prótesis mecánicas Fuente: (Brito y col., 2013)

Prótesis eléctricas. Son las que usan motores eléctricos para su accionamiento alimentados desde baterías recargables, generalmente ubicadas en la muñeca o codo; son controladas por servomecanismos o por pulsadores convenientemente ubicados. Para su acoplamiento se usan sockets especiales para no dañar el muñón y su costo de fabricación es elevado por las características de sus componentes; por otra parte, su estética y peso no son adecuadas por la cantidad de cables, motores y mecanismos usados. En caso de daños, su costo se eleva por no contar con un servicio técnico amplio. Una variación son las prótesis mioeléctricas, las cuales sustituyen el servocontrol o pulsadores por sensores mioléctricos capaces de detectar las pequeñas señales eléctricas producidas por el movimiento muscular del orden de los microvoltios (Dorador González, 2004). Este sistema presenta la ventaja de que solo requiere efectuar ciertos movimientos musculares para su accionamiento, pero, sin duda, los problemas referentes a costo y reparación se ven acentuados. También se pueden mencionar las prótesis neumáticas, hidráulicas o híbridas, cuyo uso no está difundido.

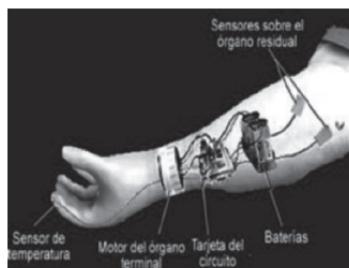


Figura 3. Prótesis mioléctricas Fuente: (Dorador González, 2004)

Por su uso, las prótesis funcionales han evolucionado con el estilo de vida del ser humano, y ya en 1508 se elaboró una prótesis para el mercenario alemán Gotz von Berlichingen tras perder su brazo derecho en batalla; esta era fijada mediante un arnés en la espalda y accionada soltando una serie de mecanismos de resorte con la mano natural. Asimismo se registran observaciones de amputados con prótesis que les permitían quitarse el sombrero, firmar y ejecutar otras actividades cotidianas (Kim, 2007).

En la actualidad se fabrican prótesis para actividades particulares como práctica del golf, baloncesto, esquí y otros (EMO Especialistas en ortopedia, s.f.).



Figura 4. Prótesis especiales Fuente: otros (EMO Especialistas en ortopedia, s.f.)

Prótesis biónicas. El desarrollo tecnológico ha permitido la fabricación de prótesis avanzadas que permiten control independiente de los dedos, tanto en su posición, presión o velocidad de actuación, como es el caso de la prótesis I-Limb, que es la más difundida de su clase en la actualidad, o la prótesis Bebionic, que incluye materiales inteligentes. También se pueden encontrar prótesis con gran fuerza de agarre y resistencia al agua, como el caso de la prótesis Michelangelo o prótesis que se unen quirúrgicamente insertando electrodos en las terminaciones nerviosas del muñón del paciente para permitirle sentir la presión y temperatura, como es el caso de la Cyber Hand (Brito y col., 2013).

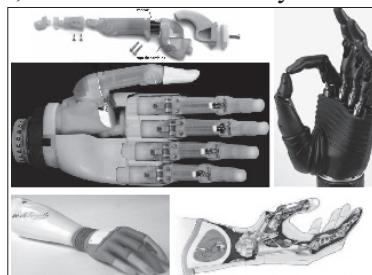


Figura 5. Prótesis biónicas. Ariba a la izquierda I-Limb. Ariba a la derecha, Bebionic. Abajo a la izquierda, Michelangelo. Abajo a la derecha, Cyber Hand. Fuente: Brito y col. (2013)

DESARROLLO

El desarrollo de nuestra prótesis se inicia por la definición de sus funciones con base en los requerimientos del usuario, así como en su aspecto estético, para hallar un adecuado equilibrio entre el aspecto cosmético y funcional. Seguidamente se determinan los materiales y mecanismos que permitan obtener los movimientos requeridos para pasar a la etapa de construcción usando el proceso de impresión 3D por su versatilidad y economía y adecuando las dimensiones a la antropometría del paciente de modo que la prótesis sea cómoda y se acople sin problemas, para lo cual se cuenta con la colaboración del señor Diego Manzano como sujeto de prueba.

Requerimientos del usuario

Para la determinación del análisis de necesidades y requerimientos de los posibles usuarios se ha considerado que los pacientes con mutilaciones traumáticas de la mano tienen dos tipos de requerimientos, uno de ellos es el psicológico debido a que su condición genera gran impacto no solo en el paciente, sino también en su entorno, y el otro es el físico, puesto que se ve limitado para llevar a cabo determinadas actividades de su vida diaria. Dichos requerimientos se resumen en el siguiente cuadro:

Tabla 1. Requerimientos de usuario

REQUERIMIENTOS DEL USUARIO									
REQUERIMIENTOS Usuario	<table border="0"> <tr> <td>Joven con mutilación traumática</td><td>Físicamente</td></tr> <tr> <td>Busca:</td><td></td></tr> <tr> <td>Psicologicamente</td><td>Poder realizar movimientos de la mano Recoger y sostener objetos Soporte estético Abrir y cerrar los dedos Mover la mano No sentir deficiencia física No verse incompleto Desarrollar su motricidad gruesa Desarrollar su motricidad fina</td></tr> <tr> <td>No tener rechazo social Sentirse incluido dentro de la sociedad Poder laborar sin discriminación Quiere poder sentirse autosuficiente Sentirse útil Elevar su autoestima</td><td></td></tr> </table>	Joven con mutilación traumática	Físicamente	Busca:		Psicologicamente	Poder realizar movimientos de la mano Recoger y sostener objetos Soporte estético Abrir y cerrar los dedos Mover la mano No sentir deficiencia física No verse incompleto Desarrollar su motricidad gruesa Desarrollar su motricidad fina	No tener rechazo social Sentirse incluido dentro de la sociedad Poder laborar sin discriminación Quiere poder sentirse autosuficiente Sentirse útil Elevar su autoestima	
Joven con mutilación traumática	Físicamente								
Busca:									
Psicologicamente	Poder realizar movimientos de la mano Recoger y sostener objetos Soporte estético Abrir y cerrar los dedos Mover la mano No sentir deficiencia física No verse incompleto Desarrollar su motricidad gruesa Desarrollar su motricidad fina								
No tener rechazo social Sentirse incluido dentro de la sociedad Poder laborar sin discriminación Quiere poder sentirse autosuficiente Sentirse útil Elevar su autoestima									

Es importante resaltar que cada paciente asume de un modo distinto estos requerimientos, por lo que es necesario un análisis individualizado en el momento de construir la prótesis. Para el caso planteado en este trabajo, el paciente sufrió la amputación de dos dedos de la mano debido a un accidente laboral.

FUNCIÓN

Se podrán ejecutar 3 movimientos básicos de la mano, flexión, extensión y pinza digital, los cuales permiten el alcance y sujeción de objetos pequeños y livianos como el volante de un carro y la manilla de una puerta, entre otros.

FISONOMÍA

La prótesis de mano no intenta parecerse al miembro mutilado del usuario, sino que involucra aspectos de diseño para obtener un producto innovador que genere atracción estética, y su forma se basa en un concepto futurista que emule a una prótesis biónica.



Imagen 6. Fisonomía

MORFOLOGÍA

Su forma está regida por la función natural de una mano, es decir, que para ejercer los movimientos y funciones requeridas debe constar de dedos móviles divididos en secciones o falanges -al igual que los huesos de la mano- acopladas a una estructura principal en esta con un mecanismo de accionamiento mecánico ubicado en el antebrazo. Para su sujeción se incorpora un *socket* que permite el funcionamiento sin lastimar los tejidos del muñón.



Figura 7. Morfología del producto

ACOPLE

La prótesis es capaz de sujetarse al antebrazo de la persona por medio de correas, las cuales brindan al usuario seguridad en el momento de sujetar y mover objetos sin que la prótesis se desprenda o se caiga, así como a la mano por medio de un *socket* o guante que permita su transpiración y proteja los tejidos.

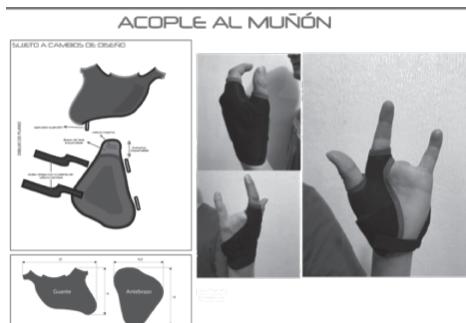


Figura 8. Modo de acople

MECANISMO

Como la prótesis debe llevar a cabo movimientos mecánicos de aprehensión y sostén de objetos, se emplea un mecanismo de barras articuladas que permite el cierre y apertura de los dedos de la prótesis dotados por el movimiento del muñón; además, este mecanismo permite la incorporación de sensores mioeléctricos y servomotores en caso de ser requeridos.

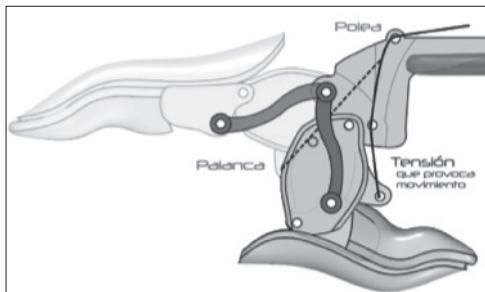


Figura 9. Mecanismo de barras articuladas

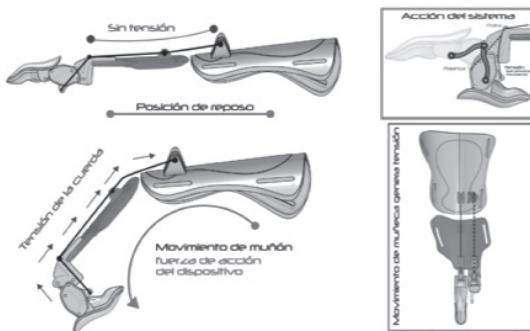


Figura 10. Funcionamiento del mecanismo

MATERIALES

Con el fin de obtener la ligereza y la alta resistencia requeridas para su uso cotidiano y utilizar además de un sistema de fabricación económico y versátil que permita la producción de piezas individuales acordes a los requerimientos de cada usuario, se adopta el ABS como material base producido mediante impresión 3D, lo que permite además obtener formas adecuadas de las piezas móviles que se adapten a los requerimientos funcionales de cada paciente. Las partes en contacto directo con la piel estarán protegidas por un guante fabricado en spandex microporoso y sujeto por medio de velcro. El mecanismo es accionado mediante hilos de nylon que proveen la resistencia adecuada, además de que permite fácil intercambio en caso de rotura. Cabe indicar que en el caso de requerir accionamiento por medio de servomotores, el mecanismo permite el uso de cables de acero sin problema alguno.

ANÁLISIS ANTROPOMÉTRICO ESPECÍFICO DEL USUARIO

Resulta relevante el análisis de medidas antropométricas específicas del usuario debido a que la condición del sujeto de estudio es particular por el tipo de mutilación y la prótesis que precisa.

Tabla 2. Requerimientos antropométricos

Componentes de la mano	Dimensión - Dimensión máxima de extremos
Circunferencia del antebrazo	240 mm
Extensión del brazo	210 mm
Dimensión del muñón	95 mm
Extensión del muñón	110 mm
Ancho del muñón en su superficie	210 mm
Dedo índice	63 mm – 165 mm
Dedo meñique	55 mm – 135 mm
Circunferencia de la muñeca	160 mm
Ancho de la muñeca	60 mm
Anchura dedo medio	23 mm
Anchura dedo anular	22 mm
Extensión de la palma	55 mm



Figura 11. Uso del prototipo

EVALUACIÓN

Para evaluar el prototipo se hace un breve análisis comparativo entre el prototipo fabricado, una prótesis estética de alta calidad EMO, otra prótesis funcional en gancho de fabricación colombiana y otra biónica Bebionic:

Finalmente se hizo una entrevista tanto al paciente de prueba como al técnico en ortesis y prótesis de la Fundación Hermano Miguel de la ciudad de Quito, cuyos resultados son positivos y se presentan en el anexo 1.

AGRADECIMIENTOS

Al Laboratorio de Órtesis y Prótesis de la Fundación Hermano Miguel de la ciudad de Quito y al Sr. Diego Manzano Pérez, quienes han brindado su tiempo y colaboración desinteresada para desarrollar este trabajo

Análisis comparativo				
Aspecto	Prototipo	Prótesis estética	Prótesis funcional	Prótesis biónica
Forma	Basada en la anatomía de la mano del paciente pero no réplica de modo real	Replica de modo real	No replica de ninguna manera	Replica la forma de la mano pero no de modo real
Función	Aprehensión, sostén movimientos propios de la motricidad gruesa	Ninguna	Aprehensión sostén	Movimientos independientes de cada dedo propios de la motricidad fina
Accionamiento	Mecánico	Ninguno	Mecánico	Mioeléctrico
Materiales	ABS, hilo nylon, spandex	PVC con microcubierta de silicona	PVC, cuero, acero inoxidable	ABS, duraluminio
Sujeción	Correas de velcro, socket de spandex	Ajuste - succión	Arnés	Socket - atornillado
Montaje	Fácil	Fácil	Fácil	Mediano - alto
Personalización	Personalizada	Ninguna	Ninguna	Ninguna
Costo referencial	120-300	600 - 1000	600 -800	10000

Tabla 3. Análisis comparativo

CONCLUSIONES

Desde el punto de vista estético, el prototipo no replica la forma natural de la mano, pero la morfología de los dedos y su fisonomía en general

invitan a su uso cotidiano en pacientes jóvenes adultos que aprecian la tecnología o un enfoque futurista.

El diseño de las partes y piezas del mecanismo con base en un estudio antropométrico facilita la réplica específica de los miembros amputados de forma que la funcionalidad del producto final provee movimientos de aprehensión y sostén de forma efectiva.

Desde el aspecto funcional, la prótesis se acopla de modo adecuado al muñón del paciente y permite movimientos ordinarios, además, el mecanismo usado permite recuperar la capacidad de agarre del sujeto de prueba con la presión adecuada y permite el acople de materiales más resistentes como el acero, así como alojar sistemas mioeléctricos para su accionamiento de ser requeridos.

En cuanto a su costo, constituye una alternativa importante, sobre todo por tratarse de una prótesis personalizada con dimensiones acordes a los requerimientos del paciente, lo cual, para los métodos de fabricación tradicionales, supone un costo elevado.

El mantenimiento de este producto es sencillo y la durabilidad y resistencia de los materiales facilitan el intercambio. Además, al ser desarrollado de manera local se facilita la reimpresión de partes y piezas por otras nuevas.

REFERENCIAS

- BOWERS, R. (2002) El maravilloso mundo de la prótesis cosmética. En: *Motion*.
- BRITO, J.; QUINDE, M.; CUSCO, D.; CALLE, J. (2013) *Estudio del estado del arte de las prótesis de mano*. Ingenius, (9), 57-64.
- DORADOR GONZÁLES, J.M. (2004) Robótica y prótesis inteligentes. En: *Revista Digital Universitaria*, 2-15.
- EMO ESPECIALISTAS EN ORTOPEDIA (s.f.) *Protésica de miembros superiores*. Catálogo de componentes.
- FERNÁNDEZ MENDOZA, O.; GONZÁLEZ MORENO, Á. (s.f.) Amputación, desarticulación: definición, indicaciones; niveles de amputación en miembro superior e inferior: tipos de órtesis o prótesis; amputación en niños y en enfermedades vasculares periféricas; técnicas operatorias. En: *Cirugía Ortopédica y Traumatología* (págs. 215-221).

- NORTON, K. (2007) Un breve recorrido por la historia de la protésica. En: Revista *Motion de Amputee Coalition*, 17(7).
- LOPEZ, B.; HERNÁNDEZ, J. (2010) *Amputación. Diagnóstico de enfermería*, I, págs. 1- 22.
- LORENZO, J. (2009) *Cómo debemos actuar ante una amputación traumática*. Asepeyo, Mutua de Accidentes de Trabajo y Enfermedades Profesionales de la Seguridad Social no 151, 1-8.

ANEXO 1 ENTREVISTAS DE VALIDACIÓN

Entrevista #1: Marco Muñoz Técnico en Órtesis y Prótesis



Lugar y fecha: Quito, Fundación Hermano Miguel / 24- 01-2017

Objetivo: Validar el funcionamiento y utilidad del prototipo de prótesis de mano desarrollado en este proyecto.

1.- ¿En qué grado considera usted que la prótesis de mano desarrollada le aporta a mejorar el movimiento de aprehensión?

En alto grado. Esta será la única alternativa para pacientes con amputación parcial de mano. Es una alternativa muy viable que será para las personas amputadas una bendición para poder reactivar sus actividades diarias, ya que anteriormente solo existían prótesis cosméticas para este tipo de traumas.

2.- ¿Qué otros movimientos de la mano considera usted que se mejoraron con la utilización de esta prótesis?

Varios movimientos de la mano. Con esta prótesis, prácticamente viene a desaparecer la prótesis cosmética porque esta viene a ser una prótesis mecánica y ayuda a generar movimientos únicos, no hay otra, no hay como reemplazarla, genera movimientos únicos.

3.- ¿Considera que uso de prótesis ayuda al mejoramiento de la sujeción de objeto?

No solamente a eso, sino a la calidad de vida de la persona, ya que se sentirá más optimista porque podrá hacer cosas que con la prótesis pasiva no podía.

4.- ¿En qué grado considera usted que esta prótesis ayuda al mejoramiento en el desarrollo de actividades cotidianas como la escritura o la manipulación de objetos?

En alto grado. No podemos comparar lo que están haciendo ustedes ahorita con lo que anteriormente se ponía antes, solamente de latex, que se quedaban en una sola posición, estas manejan la función de aprehensión y agarre.

5.- ¿Qué características mencionaría usted como más relevantes en este prototipo?, ¿su forma, función, sistema, mecanismo, entre otros?

Anatómicamente está muy bien hecha, los dedos son muy bien elaborados y tienen similitud con los naturales.

6.- ¿Considera que el diseño de este prototipo es apropiado para el desarrollo de prótesis similares?

Claro que sí, este es un prototipo que puede irse mejorando al conversar con los técnicos protesistas para que mejore su nivel y su presión

Entrevista #2: Diego Manzano Pérez



Ocupación: Estudiante

Lugar y fecha: Ambato, 23-01-2017

Objetivo: Validar el funcionamiento y utilidad del prototipo de prótesis de mano desarrollado en el presente proyecto.

1.- ¿En qué grado considera usted que esta prótesis de mano desarrollada le permite mejorar el movimiento de aprehensión? (bajo grado, moderado, alto, muy alto)

En un 100%

2.- ¿Qué otros movimientos de la mano considera usted que se han podido mejorar con la utilización de esta prótesis?

La pinza digital, en gran manera lo que es muy importante para desarrollar varias cosas

3.- ¿Considera que uso de la prótesis ayuda a mejorar la sujeción de objeto?

Si se aplica una pequeña recomendación dada por el usuario, ayuda en mucho a la sujeción, en un 100%, porque se puede usar la fuerza de la muñeca y la fuerza natural de los tendones.

4.- ¿En qué grado considera usted que esta prótesis ayuda al mejoramiento en el desarrollo de sus actividades cotidianas como la escritura o la manipulación de objetos?

En un 100% en la manipulación de objetos grandes.

5.- ¿Qué características mencionaría usted como más relevantes en este prototipo, su forma, función, sistema, mecanismo, entre otros?

La función, esta me ayuda en gran manera para el desarrollo de mis actividades

6.- ¿Considera que el diseño de este prototipo es agradable?

Sí, el diseño es muy agradable, me encanta la forma de los dedos.

MODELADO Y SIMULACIÓN DE ROBOTS PARALELOS CON V-REP. APLICACIÓN DE TELEOPERACIÓN Y MONITORIZACIÓN DE UN ROBOT DE 3 GRADOS DE LIBERTAD

*Ángel Valera²⁹, Vicente Mata³⁰, Álvaro Page³¹,
Marina Vallés³² y Ernesto Oliver³³*

El objetivo de este trabajo es mostrar cómo se puede llevar a cabo el modelado y la simulación de robots paralelos. Para ello se propone utilizar la versión educativa de la aplicación *V-REP*. La utilización de esta aplicación es muy importante porque se trata de un simulador 3D muy potente y completamente gratuito que incluye un conjunto muy amplio de módulos para el cálculo de la cinemática y la dinámica de robots, la planificación de trayectorias, la detección de colisiones, etc. Además, presenta otra ventaja adicional, que es la posibilidad de la programación de macros y de funciones, lo que facilita poder personalizar la aplicación.

En el trabajo se muestra primero cómo se puede hacer el modelado de cualquier sistema robotizado a partir de ficheros de CAD de las

²⁹*Instituto Universitario de Automática e Informática Industrial (ai2), Universitat Politècnica de València, Valencia, España. {avalera@ai2.upv.es, mvalles@ai2.upv.es, erolchi@etsii.upv.es}*

³⁰*Centro de Investigación en Ingeniería Mecánica, Universitat Politècnica de València, Valencia, España. {vmata@mcm.upv.es}*

³¹*CIBER de Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), Spain
Instituto de Biomecánica de Valencia. Universitat Politècnica de València, Valencia, España. {alvaro.page@ibv.upv.es}*

³²*Instituto Universitario de Automática e Informática Industrial (ai2), Universitat Politècnica de València, Valencia, España. {avalera@ai2.upv.es, mvalles@ai2.upv.es, erolchi@etsii.upv.es}*

³³*Instituto Universitario de Automática e Informática Industrial (ai2), Universitat Politècnica de València, Valencia, España. {avalera@ai2.upv.es, mvalles@ai2.upv.es, erolchi@etsii.upv.es}*

distintas piezas y componentes del robot. A partir de estos ficheros con *V-REP* se debe completar la estructura cinemática del robot indicando las articulaciones y las restricciones de movimiento.

Una vez modelado el robot, ya se puede proceder a la simulación y el análisis. En el artículo se detallan las formas que dispone *V-REP* para hacer la simulación: mediante programación off-line, la programación on-line mediante *sockets* y la programación on-line con ROS.

Por último, el trabajo presenta una aplicación desarrollada con este entorno, con la que se puede establecer la teleoperación de un robot real y la monitorización remota de éste.

Palabras clave: cinemática de robots, robots paralelos, simulación, control de robots, control por computador

INTRODUCCIÓN

Podemos definir un robot paralelo como una plataforma móvil conectada a la base fija por varias cadenas cinemáticas (también conocidas como piernas). Esta configuración hace que la carga del elemento final se comparta entre las piernas del robot. Comparado con los robots de cadena cinemática abierta (robots serie), los PR suelen tener mayor rigidez, velocidad y precisión. Estas características han provocado que los PR se hayan convertido en un tema de investigación muy importante en el área de la robótica en los últimos años.

De esta forma se pueden encontrar numerosas aplicaciones basadas en PR, como simuladores de movimientos o vuelo y máquinas de pruebas y ensayo (Steward, 1965; Gough y Whitehall, 1962; Merlet, 2000, aplicaciones de fabricación asistida por computador (Pierrot et al. 2009; Valles y col., 2013), (Tsai, 1999), (Chablat y Wenger, 2003), aplicaciones médicas como equipos de reanimación cardiopulmonar (Li y Xu, 2007), robots quirúrgicos (Merlet, 2002) o robots de rehabilitación (Vallés y col. 2015).

En muchas de estas aplicaciones, los PR disponen de seis grados de libertad (DOF) con configuraciones que se siguen desarrollando con nuevas arquitecturas (Cao y col., 2015). Sin embargo, habitualmente, las aplicaciones requieren un número menor de DOF, lo que permite reducir

sustancialmente el precio del desarrollo de estas. De hecho, una de las arquitecturas de PR más rápidas se basa en la arquitectura 3T1R (Pierrot y col., 2009). Además, las aplicaciones de *pick-and-place* se pueden hacer con tres DOF de traslación (3T), como en el robot Delta (Clavel, 1988).

Como se ha comentado anteriormente, los PR tienen un conjunto de características que los hacen muy interesantes. Sin embargo, si se compara esta configuración paralela con la configuración serie de los robots manipuladores industriales típicos se puede comprobar que los PR tienen un conjunto de limitaciones y problemas relacionados con la pequeña área de trabajo que suelen proporcionar y la aparición de singularidades. Además, en los PR es más complejo el cálculo del problema dinámico del robot y de la cinemática directa, lo que complica la simulación y el desarrollo de los sistemas de control de dicha clase de robots.

En este trabajo se va a abordar el modelado y la simulación de PR, lo que ayudará a hacer un análisis de su comportamiento y facilitará posteriormente establecer el control de estos robots. Para poder hacer este modelado y la simulación se puede utilizar una gran variedad de paquetes informáticos. En este artículo se propone utilizar el software *V-REP*.

V-REP es un potente simulador 3D del robot disponible para las plataformas Windows, Mac-OS y Linux. Cuenta con varios módulos de cálculo versátiles que incluyen la cinemática y la dinámica de robots, detección de colisiones, cálculos de distancia mínima, planificación de trayectorias, etc., por lo cual es una herramienta muy indicada para la creación rápida de prototipos y su verificación, la simulación de robots, el desarrollo de sistemas de monitorización remotos, etc.

V-REP presenta además dos ventajas sumamente interesantes: la primera es que, aunque se trata de un software propietario, disponemos de una versión educativa gratuita. La segunda ventaja es la facilidad de programación de algoritmos y macros que proporciona esta aplicación.

Este trabajo presenta cómo se pueden modelar, simular y analizar robots paralelos con *V-REP*, mostrando las diferentes formas de trabajo que este permite. Para ello se va a partir de un PR de 3DOF desarrollado previamente.

El trabajo se estructura de la forma siguiente: en la sección 2 se presenta el robot paralelo desarrollado, detallándose la arquitectura

3-PRS y el conjunto de variables generalizadas que definen al robot. La sección 3 presenta el software de simulación *V-REP*, analizándose las características más destacables de este. Posteriormente, en la sección 4 se presenta cómo se puede hacer el modelado y la simulación del robot paralelo. En esta sección de detalla cómo se puede hacer con *V-REP* la programación *off-line*, *on-line* mediante *sockets* y la programación on-line con el middleware *Robot Operating System* (ROS).

Finalmente, en la sección 5 se aborda un ejemplo de aplicación desarrollado con *V-REP* y con el robot paralelo, presentándose la arquitectura programada para la teleoperación y la visualización remota de dicho robot.

Cabe destacar que, aunque en este trabajo se ha optado por *V-REP* y *middleware* de control de robots, el robot podría ser presentado como un banco de pruebas muy interesante para utilizarlo con otros entornos de programación y/o aplicaciones de simulación.

ROBOT PARALELO 3-PRS

Los autores de este artículo son miembros de equipo del proyecto de investigación: *Metodología de Diseño de Sistemas Biomecatrónicos. Aplicación al desarrollo de un Robot Paralelo híbrido para diagnóstico y rehabilitación* (MEBIOMEC, 2016). Se trata de un proyecto de I+D+i correspondiente al Programa Estatal de Investigación, Desarrollo e Innovación Orientada a los Retos de la Sociedad del Ministerio de Economía y Competitividad del Gobierno de España.

Uno de los objetivos de este proyecto fue el desarrollo de un robot que permitiera hacer el análisis funcional y la rehabilitación de lesiones en miembros inferiores de las personas.

La elección de la arquitectura y movimiento del PM vino determinada por la necesidad de desarrollar un robot de bajo costo capaz de generar rotación angular en dos ejes (alabeo γ y cabeceo β) y elevación como movimiento lineal (altura z). Tras analizar las ventajas e inconvenientes de diversas arquitecturas, finalmente se seleccionó la arquitectura 3-PRS. La Fig. 1 muestra el robot desarrollado.

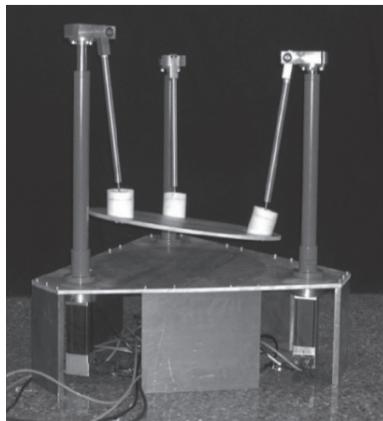


Figura 1. Robot paralelo desarrollado

El robot desarrollado está definido por las 9 coordenadas generalizadas mostradas en la Fig. 2. De estas, q_1 , q_6 y q_8 son las articulaciones activas, que corresponden a las articulaciones prismáticas del robot controladas mediante motores de corriente continua *brushless*.

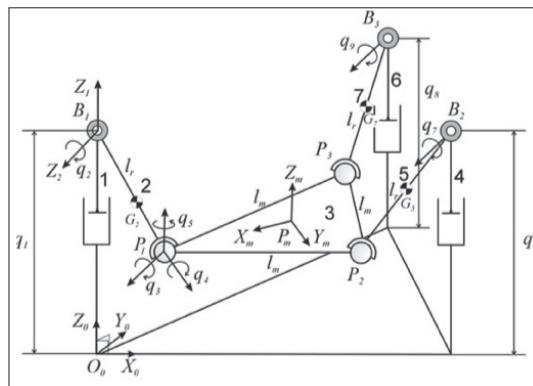


Figura 2. Arquitectura 3-PRS robot paralelo

Para resolver el modelo cinemático directo se plantea un sistema no lineal en el que las coordenadas q_2 , q_5 y q_9 son incógnitas desconocidas, utilizándose el método numérico de Newton-Raphon, puesto que es un

método de convergencia rápida (convergencia cuadrática) cuando la estimación inicial está cerca de la solución deseada (Jalón y Bayo, 1994).

La localización de la plataforma móvil se define mediante un sistema de coordenadas locales asociado a ella. Las coordenadas de las articulaciones esféricas de la plataforma se obtienen después de haber encontrado las coordenadas generalizadas de cada pierna del robot. Esas 3 articulaciones comparten el plano de la plataforma, y por tanto se define el eje local X_p como un vector unitario \vec{u} con la dirección dada por $p_1 p_2$. El eje Z_p se define por un vector unitario \vec{v} perpendicular al plano definido por los puntos p_1, p_2 y p_3 . El eje Y_p (eje \vec{w}) se determina por el producto cruzado $\vec{u} \times \vec{v}$. Finalmente, las coordenadas generalizadas restantes (q_3, q_4 y q_5) se pueden obtener a partir de la matriz de rotación de la plataforma móvil.

Por otro lado, la resolución del problema cinemático inverso consiste en encontrar los valores de las articulaciones prismáticas (controladas mediante los actuadores eléctricos) a partir de la orientación (alabeo γ y cabeceo β) y la altura (z) de la plataforma. En este problema se debe calcular primero el ángulo de guiñada (α) a partir del alabeo y cabeceo, y a partir de estos tres ángulos se puede calcular la matriz de rotación de la plataforma obteniéndose finalmente las posiciones de los actuadores (Tsai, 1999).

SOFTWARE DE SIMULACIÓN *V-REP*

Para modelar y simular el PM se ha empleado la aplicación *V-REP* (ver Fig. 3). Se trata de un software de código abierto orientado a la simulación de robots, el cual integra multitud de funciones para la simulación y el control de estos (Coppelia Robotics, 2016).

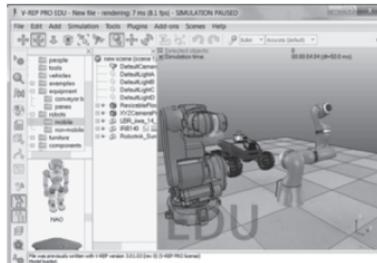


Figura 3. Interfaz V-REP

V-REP se basa en una arquitectura de control distribuido, es decir, que cada objeto o modelo puede ser controlado mediante un *script* embebido, un *plug-in*, un nodo de *ROS*, un cliente API remoto o una solución personalizada (ver Fig. 4). *V-REP* también admite distintos lenguajes de programación (C/C++, Python, Java, Lua, Matlab, Urbi).

Las diferentes formas de controlar la simulación de robots con *V-REP*, son las siguientes:

- *Script embebido*: Mediante el lenguaje de programación de *scripts* Lua, un lenguaje muy intuitivo, se personaliza la simulación a efectuar a través de una secuencia de comandos. Con este método no se puede personalizar el propio el propio simulador.
- *Add-on*: Consiste en la escritura de *scripts* con objeto de personalizar el simulador en sí. Se pueden iniciar automáticamente y se ejecutan en segundo plano o al ser llamados por una función.
- *Plugin*: Adhesión de un plugin para *V-REP* con objeto de personalizar el simulador y/o la simulación.
- *Remote API*: Permite la personalización de la simulación y/o simulador a través de una aplicación externa. Una API básicamente consiste en una biblioteca de instrucciones de un programa para poder ser usadas en otro programa. Existen una gran cantidad de APIs las cuales permiten conectarse a *V-REP* de forma sencilla.
- *ROS node*: ROS es una herramienta basada en la abstracción de *hardware* que permite la interacción entre diversos sistemas. *V-REP* también incluye la posibilidad la posibilidad de conectarse a un nodo de ROS con el objeto de personalizar la simulación.
- *Custom client/server*: Consiste en la personalización del simulador a través de una aplicación externa, la cual actúa como cliente/servidor. Este método es el más complejo, pero a su vez el que permite conseguir un mayor grado de personalización.

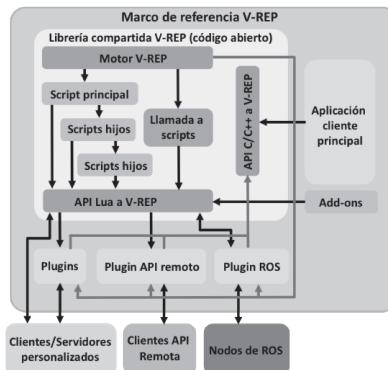


Figura 4. Posibles formas de personalización de *V-REP*

MODELADO Y SIMULACIÓN CON *V-REP* DEL ROBOT PARALELO

Modelado del robot paralelo

Para modelar y simular el PM se ha empleado la aplicación *V-REP*. Se trata de un *software* de código abierto orientado a la simulación de robots, el cual integra multitud de funciones para la simulación y el control de éstos.

Para poder trabajar con el modelado y la simulación con *V-REP*, primero se tuvieron que modelar los diferentes elementos del PM: base y vástagos fijos (Fig. 5a), vástagos motrices (Fig. 5b), vástagos guiados (Fig. 5c) y la plataforma (Fig. 5d). Para ello se utilizó el programa de diseño asistido por computador *SolidWorks*, importándose a *V-REP* mediante ficheros formato “.STL”.

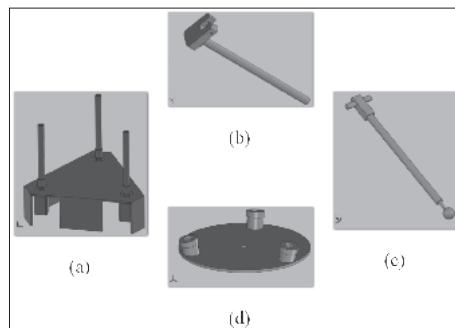


Figura 5. Diseño de los componentes del robot paralelo

Para llevar a cabo la importación de la geometría del robot hay dos opciones. La primera consiste en importar a *V-REP* componente a componente, montando posteriormente el robot mediante las herramientas que tiene *V-REP* para hacer rotaciones y traslaciones de sólidos. La segunda opción consiste en ensamblar el robot en SolidWorks (2016) e importar a *V-REP* el sistema completo. Debido a que en la versión actual la metodología de ensamblaje en *V-REP* no está lo suficientemente desarrollada y presenta algunas limitaciones, es más recomendable la segunda.

El paso siguiente es especificar a cada elemento con qué otros elementos está unido, añadiendo de este modo las restricciones cinemáticas de estos. Para la definición de los elementos hay dos grupos claramente diferenciados: a) elementos estáticos o con un movimiento motriz, y b) elementos con un movimiento guiado. En el primer grupo está la base y el vástago fijo y los vástagos motrices. En el segundo grupo están los vástagos guiados y la base móvil.

A continuación se deben indicar las articulaciones y las restricciones de movimiento. Es necesario tener en cuenta que para cada uno de los vástagos motrices del PM es necesario especificar un par prismático (coordenadas generalizadas q_1, q_6 y q_8), uno rotacional (coordenadas q_2, q_7 y q_9) y un esférico (q_3, q_4 y q_5). Para eso se utilizará la opción *Add joint* y se colocarán los pares prismáticos alineados con los vástagos motrices. Los pares rotacionales se colocarán alineados con el eje del bulón del vástago guiado, y finalmente se ubicarán los pares esféricos en los extremos esféricos de los vástagos guiados.

Por último, para completar la cadena cinemática hay que unir los elementos y restricciones. Para eso hay que pinchar el elemento *slave* que queremos que cuelgue y se arrastra al elemento *master* de tal forma que uno dependa del otro. De este modo, la cadena cinemática debe partir de la base fija y acabar en la base móvil.

Programación y simulación del robot paralelo

Una vez listo el ensamblado del robot se desarrollaron distintas formas de programar el movimiento del PM. En concreto, para este trabajo se ha usado la programación *off-line*, la programación *on-line* con Matlab y la programación *on-line* con ROS.

Con la *programación off-line* se puede simular y analizar el comportamiento del robot para la trayectoria especificada. En este trabajo se ha desarrollado una macro que toma como datos de partida las coordenadas directas del robot: la altura (z) y las orientaciones (θ, ψ) de la plataforma. Estos datos estarán definidos en un archivo de texto. De esta forma, para cada terna de las coordenadas directas se calculará el problema cinemático inverso del robot, obteniéndose un vector con los valores de las coordenadas de traslación de las articulaciones prismáticas q_1, q_7 y q_8 .

Para la creación del script de programación off-line se debe seleccionar el botón *Script* de la barra del menú lateral de la parte izquierda de la ventana de *V-REP* y seleccionar la opción *Insert new script: child script (threated)* (Fig. 6).

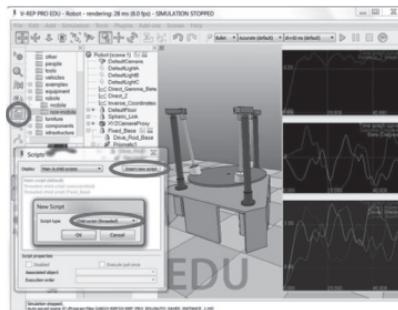


Figura 6. Creación de script de movimiento del robot paralelo

El script estará asociado al primer eslabón de la cadena cinemática (la base fija, en este caso). Posteriormente, solo hay que hacer doble *click* en el ícono azul de la base fija (ícono del script) y escribir el código que ejecutará el mecanismo.

En los *scripts* de movimiento (Fig. 7) se pueden identificar cuatro partes bien diferenciadas: la declaración de pares motrices, la parametrización de datos de movimiento, los vectores de posición y la instrucción de movimiento *SimRMLMoveToJointPositions*. En esta última parte del *script* se encuentra un bucle *for*, que mediante la instrucción anterior recorrerá el vector de posiciones de las variables prismáticas del robot.

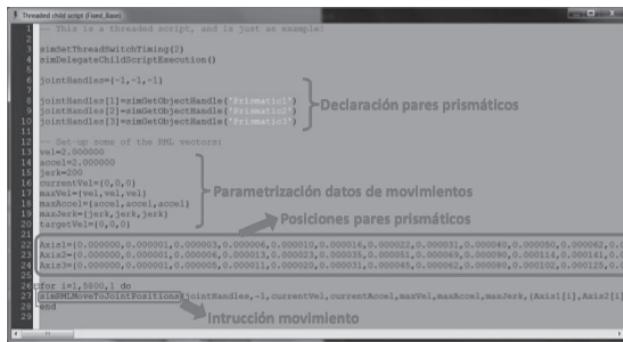


Figura 7. Script de movimiento del robot paralelo para la programación off-line

El segundo método desarrollado para la programación del movimiento del PM es la *programación on-line basada en sockets y Matlab*. El concepto *socket* es una forma muy cómoda y utilizada de comunicación a través de una red entre dos programas alojados en computadoras distintas. Esta forma de comunicación es más conocida por el término API (Interfaz de Programación de Aplicaciones). Para definir un *socket* se necesitan las direcciones IP de ambos computadores y dos puertos que identifiquen cada uno de los programas dentro de cada máquina. Esta forma de comunicación se basa en una arquitectura cliente-servidor.

En este caso, el servidor será la aplicación *V-REP*, mientras que los clientes se pueden desarrollar como una aplicación C/C++, un programa Matlab, una aplicación Java, un script de Python, Lua o Urbi, etc.

En este trabajo se ha establecido la comunicación con un programa de Matlab. Para ello, lo primero que hay que hacer es iniciar el servicio de servidor remoto en *V-REP*. Esto se puede hacer de dos formas diferentes. La primera es modificando el archivo raíz *remoteApiConnections.txt* que está en el directorio de instalación de *V-REP*. Este método ejecuta la simulación al arrancar *V-REP*, comenzando a transmitir sus servicios desde el inicio y permitiendo cargar modelos, objetos, escenarios etc. de forma remota.

La segunda manera es muy parecida a la programación *off-line* comentada anteriormente. Para ello se debe generar un *script* como

el mostrado en la figura 7 sustituyendo la segunda mitad de este (la definición de movimientos de cada punto, los vectores con las posiciones de los pares prismáticos y el bucle *for* con la instrucción de movimiento) por un único comando: *simExtRemoteApiStart*, el cual contiene el puerto asignado para establecer la comunicación.

Para poder iniciar la aplicación cliente remota de Matlab se necesitan las macros *remApi.m*, *remoteApiProto.m* y la librería *remoteApi.dll*. Todos estos ficheros se encuentran en la carpeta de instalación de *V-REP*.

El programa de Matlab deberá constar principalmente de 3 etapas:

1. *Inicio de la conexión*: con el comando *simxStart* se especifica la dirección *IP* donde se está ejecutando *V-REP* y el puerto de trabajo.
2. *Declaración de los pares prismáticos del robot*. Esto se hace mediante el comando *simxGetObjectHandle* y permite operar con ellos desde el lado del cliente.
3. *Envío de los valores de los pares prismáticos*. Para poder actuar sobre los pares de forma simultánea se utiliza el comando *simxSetJointPosition*.

El tercer método desarrollado para este trabajo ha sido la *programación on-line mediante ROS*. Este es un metasistema operativo de código abierto desarrollado inicialmente en el *Willow Garage* con colaboración con la *Stanford University* y la *University of California*. Este presenta las funcionalidades de los sistemas operativos adaptados a los sistemas robotizados (ROS, 2016). Para ello utiliza, entre otros conceptos, los nodos y los *topics*. Un nodo es un programa ejecutable capaz de comunicarse con otros nodos emitiendo y leyendo mensajes almacenados en los *topics*.

V-REP permite la integración con *ROS* de una forma muy sencilla mediante *topics* de *ROS*. Para ello se debe generar un *script* parecido a los programados para la comunicación *off-line* y *on-line* con Matlab, utilizándose la instrucción *simExtRos_enableSubscriber*, a la cual se le debe indicar en nombre del *topic* al que se debe suscribir, la acción a ejecutar y el nombre del objeto a manipular. De esta forma, cada vez que se modifique el valor de una articulación prismática en *ROS*, *V-REP*, recibirá dicho cambio modificando la posición y/o la orientación de la plataforma del PM.

Ejemplo de aplicación

A partir del modelado y la simulación del robot paralelo 3-PRS se pudo comprobar que la configuración escogida cumplía satisfactoriamente las especificaciones de movimiento requeridos para la plataforma, por lo cual se procedió posteriormente a su desarrollo práctico. El robot está compuesto por dos unidades: la unidad mecánica y la de control.

La unidad mecánica se efectuó a partir de 3 motores *brushless* BMS465, de la compañía AEROTECH. Se trata de motores muy potentes y lineales equipados con codificadores digitales incrementales (*encoders*) muy precisos.

La unidad de control se ha desarrollado a partir de un PC industrial de altas prestaciones 4U Rackmount equipado con tarjetas de adquisición de datos que permiten la lectura de las posiciones de las articulaciones prismáticas, así como para poder, mediante convertidores digital/analógicos, proporcionar las acciones de control para controlar los 3 motores. En Vallés et. al. (2013) se puede encontrar una descripción más exhaustiva sobre la arquitectura *hardware* del PM.

Para programar las distintas aplicaciones y algoritmos de control del robot se ha instalado en el PC el sistema operativo *Linux Ubuntu* y los *middlewares* de control de robots ROS y Open RObot COntrol Software (Orocос).

Orocос se está consolidando como una de las mejores opciones para llevar a cabo el control de robots, proporcionando la abstracción del sistema operativo, el soporte en tiempo real, la infraestructura de comunicaciones y un modelo basado en componentes (Orocос, 2016).

Mediante Orocос se han implementado diferentes controladores en tiempo real para este robot 3-PRS, como, por ejemplo, controladores por dinámica inversa (Vallés y col. 2012) basados en la pasividad (Díaz-Rodríguez y col. 2013) o controladores adaptativos (Cazalilla y col. 2014).

Para establecer la integración y comunicación entre los componentes de Orocос y la red de ROS se ha utilizado el paquete *rtt_ros_integration*. De esta forma, los componentes pueden publicar y suscribirse a los topics de ROS haciendo completamente compatible los dos *middlewares*. Así, mientras que ROS tiene una gran variedad de herramientas y funcionalidades muy útiles en el desarrollo de aplicaciones robóticas, Orocос proporciona un núcleo sólido para la ejecución de esquemas de control en tiempo real.

Gracias a esta integración entre los dos *middlewares* se ha podido desarrollar una aplicación de teleoperación y visualización del PM cuya arquitectura se muestra en la Fig. 8. Para llevar a cabo la teleoperación se puede utilizar cualquier dispositivo móvil equipado con giróscopos, como los teléfonos inteligentes o las tabletas digitales. Para la visualización remota se ha utilizado el modelo virtual del PM en *V-REP*.

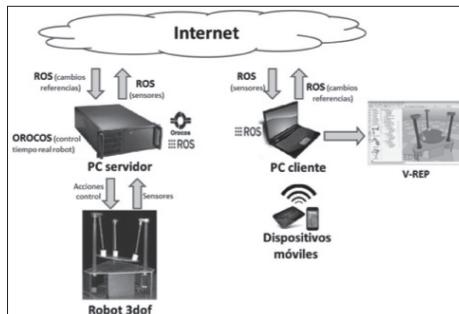


Figura 8. Arquitectura, teleoperación y visualización robot paralelo

La aplicación está dividida en 2 partes: el PC industrial y un PC cliente. En el PC industrial se establece el control de posición en tiempo real con Orocóss a una frecuencia de 100Hz. Por ello, cada 10mS Orocóss calcula y aplica las acciones de control. Además, se encarga de publicar la posición actual de las articulaciones del robot en *topics* de ROS y de leer los cambios en la referencia suministrados por el dispositivo móvil.

Por otra parte, el PC cliente se encarga de leer los cambios de referencia suministrados por el dispositivo móvil. Además, otro nodo de ROS se encarga de que el robot virtual desarrollado en *V-REP* se mueva a partir de la información suministrada por el robot real.

Utilizando este modelo se hace una visualización en tiempo real de los movimientos del robot real. Se debe destacar que para ello, los valores leídos por el nodo que implementa el modelo virtual *V-REP* provienen directamente de los sensores del robot real. De esta forma, si se diera un error en el control o un fallo inesperado, se podría ver en el robot virtual exactamente la misma posición que la del robot real. Además, puesto que el modelo virtual solo necesita 3 valores (la posición de las 3 variables

prismáticas q_1 , q_6 y q_8), se requiere un ancho de banda muy reducido, por lo que no se ha detectado ningún problema con la visualización de forma remota de la evolución de los movimientos del robot.

CONCLUSIONES

En este trabajo se ha presentado una herramienta de simulación de sistemas robotizados: la aplicación *V-REP*. Se trata de una herramienta que permite modelar, simular y analizar cualquier configuración de sistemas robotizados. Las ventajas de *V-REP* son evidentes: es una aplicación muy potente con una versión educativa gratuita que proporciona gran variedad de formas de programación y comunicación.

Este trabajo ha mostrado primero cómo se ha modelado un PM con configuración 3-PRS, y tres formas diferentes de programar *V-REP* para hacer la simulación de este: la programación off-line, la programación *on-line* basada en *sockets* y la programación *on-line* mediante ROS.

Por último, se ha presentado una aplicación que utiliza esta última forma de programar. Gracias al bajo ancho de banda necesario, el robot virtual modelado en *V-REP* reproduce en tiempo real los movimientos que del robot real. Esto permite hacer una teleoperación y una visualización remota del equipo real sobre un modelo virtual.

Las ventajas de esto podrían ser numerosas. Un médico fisioterapeuta, por ejemplo, podría estar supervisando y analizando de forma remota la evolución de un conjunto de PM diseñados para la rehabilitación de pacientes con lesiones en piernas o brazos.

AGRADECIMIENTOS

Los autores de este trabajo desean hacer llegar su agradecimiento al Plan Nacional de I+D de la Comisión Interministerial de Ciencia y Tecnología (FEDER-CICYT) bajo el proyecto de investigación DPI2013-44227-R, así como al Instituto Universitario de Automática e Informática Industrial (ai2) de la Universitat Politècnica de Valencia por la financiación parcial de este estudio.

REFERENCIAS

- CAO, R.; GAO, F.; ZHANG, Y.; PAN, D.; CHEN, W. (2015) *A new parameter design method of a 6-DOF Parallel Motion Simulator for a Given Workspace*. Mechanics Based Design of Structures and Machines 43(1):1–18.
- CAZALILLA, J.I.; VALLÉS, M.; MATA, V.; DíAZ-Rodríguez, M.; VALERA, A. (2014) *Adaptive control of a 3-DOF parallel manipulator considering payload handling and relevant parameter models*. Robotics and Computer-Integrated Manufacturing, 30(5), 468–477.
- CHABLAT, D.; WENGER, P. (2003) *Architecture optimization of a 3-dof translational parallel mechanism for machining applications, the orthoglide*. IEEE Transactions on Robotics and Automation 19(3), 403–410.
- CLAVEL, R. (1988) *DELTA, a fast robot with parallel geometry*. Proceedings of 18th International Symposium on Industrial Robot, Lausanne, April, 91–100.
- COPPELIA ROBOTICS (2016) *V-REP, virtual robot experimentation platform*. Descargado de: <http://www.coppeliarobotics.com/index.html>
- DÍAZ-RODRÍGUEZ, M.; VALERA, A.; MATA, V.; VALLÉS, M. (2013) *Model-Based Control of a 3-DOF Parallel Robot Based on Identified Relevant Parameters*. IEEE/ASME Transaction on Mechatronics, 18(6), 1737-1744.
- GOUGH, V.; WHITEHALL, S. (1962) Universal tire test machine. In: *Proceedings of 9th International Technical Congress FISITA*.
- JALÓN, J.G.; BAYO, E. (1994) *Kinematic and Dynamic Simulation of Multibody Systems: The Real-Time challenge*. Springer-Verlag, New-York.
- LI, Y.; XU, Q. (2007) *Design and development of a medical parallel robot for cardiopulmonary resuscitation*. IEEE/ASME Transaction on Mechatronics, 12(3), 265–273.
- MEBIOMEC (2016) Metodología de diseño de sistemas biomecatrónicos. *Aplicación al desarrollo de un robot paralelo híbrido para diagnóstico y rehabilitación*. Disponible on-line en: <https://mebiomec.ai2.upv.es/>
- MERLET, J. P. (2000) *Parallel Robots*. Kluwer, London, U.K.

- MERLET, J.P. (2002) Optimal design for the micro parallel robot MIPS. In *Proceedings of IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp.1149-1154.
- OROCOS (2016) *The Orococos Project*. Disponible on-line en: <http://www.orocos.org/>
- PIERROT, F.; NABAT, V.; COMPANY, O.; KRUT, S.; POIGNET, P. (2009) Optimal design of a 4-dof parallel manipulator: From *Academia to Industry*. *IEEE Transactions on Robotics* 25(2), 213–224.
- ROS (2016) *ROS, Powering the world's robots*. Disponible on-line en: www.ros.org/
- SOLIDWORKS (2016) Disponible on-line en: <http://www.solidworks.es/>
- STEWARD, D.A. (1965) A platform with 6 degree of freedom. In: *Proceedings of the Institution of mechanical engineers*, 180(1=, 371-386.
- TSAI, L. W. (1999) Robot Analysis: The Mechanics of Serial and Parallel Manipulator. Wiley Interscience.
- VALLÉS, M.; CAZALILLA, J.I.; VALERA, A.; MATA, V.; PAGE, A. (2012) *Mechatronic Development and Dynamic Control of a 3-DOF Parallel Manipulator*. Mechanics Based Design of Structures and Machines, 40(4), 434–452.
- VALLÉS, M.; CAZALILLA, J.I.; VALERA, A.; MATA, V.; PAGE, A. (2013) Implementación basada en el middleware OROCOS de controladores dinámicos pasivos para un robot paralelo. En: *Revista Iberoamericana Automática e Informática Industrial* 10(1), 96–103.
- VALLÉS, M.; CAZALILLA, J.I.; VALERA, A.; MATA, V., PAGE; DÍAZ-RODRÍGUEZ, M. (2015) *A 3-PRS parallel manipulator for ankle rehabilitation: towards a low-cost robotic rehabilitation*. *Robotica*, 35(10), 1939-1957.

DISEÑO DE UN BIPEDESTADOR MODULAR PEDIÁTRICO INSPIRADO EN EL ARTE PRECOLOMBINO ECUATORIANO

*Mary J. Vergara³⁴, José M. Segnini³⁵,
Pablo. R. Santacruz³⁶ y Andrea Kastillo³⁷*

La parálisis cerebral es una de las causas más frecuentes de discapacidad motora en niños. Su gravedad es extremadamente variable y trae como consecuencia que un gran número de ellos pasen la mayor parte de sus vidas sentados o acostados. Este problema de capacidad postural reducida puede resolverse con ayuda de dispositivos para estabilizar el cuerpo y mantener una posición bipedestada. En este capítulo se presenta un diseño de un bipedestador modular para niños de cinco años de edad que permite que las actividades de la vida diaria de ellos se puedan efectuar de mejor manera, ya que incrementa el equilibrio del cuerpo superior y asiste al desarrollo musculoesquelético. El dispositivo está constituido por un chasis ensamblado por ocho piezas con sujetaciones de presión conectadas sobre una superficie móvil, que además contiene dos piezas opcionales para apoyar la cabeza en caso de ser necesario. Las restricciones de diseño consideradas se orientan básicamente a que resista las cargas a la que será sometido, sea fácil de ensamblar con la menor cantidad de piezas, sirva para desplazar

³⁴Grupo de Investigación en Diseño Sustentable GIDISUS, Escuela de Diseño de Productos y Control de Procesos, Pontificia Universidad Católica de Ecuador; Ibarra, Ecuador / Grupo de Diseño y Modelado de Máquinas DIMMA, Escuela de Ingeniería Mecánica, Universidad de Los Andes, Mérida, Venezuela {mjvergara@pucesi.edu.ec}

³⁵Grupo de Investigación en Diseño Sustentable GIDISUS, Escuela de Diseño de Productos y Control de Procesos, Pontificia Universidad Católica de Ecuador, Ibarra, Ecuador {jmsegnini@pucesi.edu.ec }

³⁶Grupo de Investigación en Diseño Sustentable GIDISUS, Escuela de Diseño de Productos y Control de Procesos, Pontificia Universidad Católica de Ecuador, Ibarra, Ecuador

³⁷Grupo de Investigación en Diseño Sustentable GIDISUS, Escuela de Diseño de Productos y Control de Procesos, Pontificia Universidad Católica de Ecuador, Ibarra, Ecuador

al niño, incorpore la identidad del país y sea económicamente accesible. Así, los resultados obtenidos muestran que es posible materializar el diseño propuesto con campos de esfuerzo, deformación y desplazamientos menores a los permisibles considerando tableros de fibra de media densidad (MDF). El costo total es 40% menor que uno comercial análogo, ya que posee piezas topológicamente básicas que incorporan elementos de sujeción sencillos de tipo clip como parte de un todo. Además, el dispositivo propuesto considera no solo lo funcional, sino que refleja rasgos de la cultura Jama Coaque, con una identidad propia que da una visión del pasado en el siglo XXI inspirándose en el arte precolombino de Ecuador.

Palabras clave: diseño; bipedestador; arte precolombino; pediátrico

INTRODUCCIÓN

Según el Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades de Ecuador (CONADIS, 2016), de las personas registradas en él, alrededor del 1,75% corresponde a niños de edades comprendidas entre tres y seis años, lo que determina la existencia de un problema que se debe resolver y está dirigido a mejorar la calidad de vida de quienes pertenecen a esta población y tienen dificultades asociadas a la adaptación de diferentes posiciones del cuerpo, como se detalla en Montesdeoca (2014). Así, la utilización de un bipedestador para estar de pie durante un tiempo determinado es común para mejorar el equilibrio del cuerpo superior, asistir al desarrollo musculoesquelético, activar la presión sanguínea, mejorar el tránsito intestinal, la digestión, la espasticidad (Paleg y col., 2013; Rivi, 2014) y que en general que se puedan llevar a cabo de mejor manera las actividades de la vida diaria en niños con parálisis cerebral (Gibson, 2009), sin olvidar, claro está, que es recomendable un tratamiento preliminar para el manejo del dolor, común en estos niños, como se describe en Nilsson (2016).

Varios estudios están enfocados hacia el impacto que tiene el uso del bipedestador en diferentes tipos de pacientes, algunos de los cuales van dirigidos a minimizar complicaciones secundarias de la esclerosis múltiple (Hendrie, 2014). También se encuentran estudios dirigidos hacia los factores que se deben considerar en la prescripción e implementación de programas de bipedestación por parte de los fisioterapeutas escolares con

la intención de describir la forma en que estos pueden ser utilizados en la escuela (Kristin, 2009) y otros dirigidos al uso de tecnología de punta para desarrollar dispositivos automatizados que además ayuden al proceso de caminar (McCormick, 2016; Franco, 2012). Sin embargo, se debe considerar que dicha automatización encarece y dificulta aún más las posibilidades de adquisición de estos cuando los costos pueden llegar hasta los miles de dólares, como puede verse en Pediatric Standers (2016).

Una revisión que presenta Daniels (2005) de los bipedestadores comerciales detalla que un sistema de bipedestación debe contener: apoyo en los pies, apoyo de rodilla con ajuste anterior y posterior que permita soportar grados variables de flexión, cinturones pélvicos asimétricos y soporte para cabeza que brinde apoyo para la posición supina, además de brindar seguridad y soportar los miembros superiores. Estos requerimientos son satisfechos por la mayoría de los bipedestadores, pero con algunas limitaciones en cuanto a la complejidad de armado y su posterior mantenimiento, ya que muchos de ellos contienen una gran cantidad de piezas ensambladas.

En esa misma dirección, varias patentes muestran la evolución de dichos dispositivos, principalmente para adultos, pero que pueden ser construidos de forma análoga para niños. Así, Duran y Guzzetti (1997) presentan un bipedestador desplazable sobre cuatro ruedas con soportes de apoyo anatómicos ajustables y regulables en tres direcciones. En Tholkes y col. (2013) se presenta un soporte adaptable unido a una rueda que sirve para apoyar y elevar al usuario a fin de proporcionar posturas sentadas y erguidas, mientras que Matos y Zupicich (2014) proponen un dispositivo que puede ser usado como bipedestador y permite un desplazamiento autónomo.

Una variedad similar se encuentra en las patentes de bipedestadores para niños. Así, Nava y Gil (2000) presentan un elemento único con tres funciones: silla de transporte, tabla de bipedestación y camilla con un sistema adicional que facilita el paso de la posición sentada a la bípeda. Patentes más recientes como la de Zhang y col. (2011) presentan un bipedestador para niños que además de mantenerlo en la posición bípeda puede fijar la cabeza por un dispositivo ajustable, mientras que en Li Ruiyin (2014) se exhibe una estructura para niños provista de varias piezas ensambladas que permiten al niño estar de pie. Por último, Santos (2014) presenta una invención referida

a un andador que contiene un conjunto ortésico que incorpora componentes para asistir en la bipedestación y ayudar a caminar en posición erguida.

Finalmente, es importante resaltar que no se han hallado diseños idénticos al dispositivo para bipedestación en niños con minusvalías motoras como el presentado en las siguientes tres secciones de este capítulo. Este considera formas precolombinas de la cultura Jama Coaque representativa de Ecuador, de bajo costo, compuesto de pocos elementos de fácil sujeción y que puede construirse con MDF (Medium Density Fiberboard), ya que es un material en el que en su superficie no se desarrollan microorganismos. En la primera sección se detalla un proceso de diseño especificando cada uno de los requerimientos que apoyan el desarrollo del bipedestador propuesto. La segunda sección presenta los resultados obtenidos considerando programas CAD-CAE-CAM que sirven de base para que en la sección tres se presente un prototipo hecho a escala, acompañado de consideraciones para la construcción de un bipedestador que será sometido a condiciones de servicio.

Para cerrar el capítulo se destacan las conclusiones más relevantes del diseño del bipedestador propuesto.

PROCESO DE DISEÑO

Para diseñar el bipedestador se lleva a cabo un proceso de diseño propio, resumido en la Fig. 1, en el cual la primera fase está relacionada con el planteamiento de la problemática embebida en el entorno, por lo que en esta investigación surge como un proyecto de vinculación de la Pontificia Universidad Católica de Ecuador, sede Ibarra, con el Centro Infantil Hogar para sus Niños en Quito. Allí se efectuó la retroalimentación con un fisioterapeuta que describió las necesidades y requerimientos del dispositivo para niños con parálisis cerebral. El usuario potencial del dispositivo es uno de sus pacientes de cinco años de edad, y las características más relevantes consideradas para el diseño del chasis del bipedestador son:

- a. La medida de la base debe ser mayor a la medida de la cadera.
- b. La base debe ser amplia para poder mantener la posición.
- c. No necesita inclinación, la posición del niño debe estar a 90° con respecto a la base.
- d. La mesa ocupacional debe ser regulable, y en lo posible debe ajustarse desde la altura de la cadera.

- e. Utilizar bordes de 4 cm de altura en la mesa ocupacional para evitar que los juguetes caigan al suelo.
- f. Debe tener ruedas con seguro para trasladarse.
- g. Debe poder apoyarse en la pared para sostener la cabeza.
- h. El número de piezas totales del bipedestador debe ser lo más reducido posible.
- i. Los materiales deben ser accesibles y de bajo costo.

En la segunda fase se considera un proceso creativo inspirado en el arte precolombino de la cultura Jama Coaque de Ecuador, acompañado de una investigación de antecedentes de dispositivos similares y una visión de la tecnología disponible en la zona para la construcción del bipedestador.

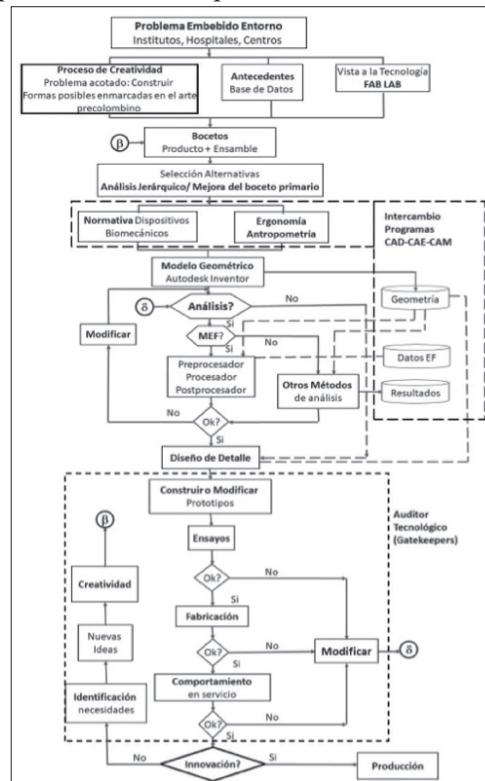


Figura 1. Proceso de diseño

Un tercer paso surge como resultado del proceso anterior y corresponde al desarrollo de bocetos acompañado de una selección de alternativas que en este caso corresponden a una mejora del boceto primario, tal y como se muestra en la Fig. 2a. En las partes b y c de la misma figura se muestran las formas digitalizadas y una propuesta inicial de lo que conforma un empaque -que también se propone en este proceso- como una visión global del entorno del producto. Así, se introducen en el diseño preliminar los requerimientos funcionales, estructurales, formales, productivos y de uso.

Después es necesario considerar la ergonomía y las dimensiones antropométricas mostradas en la tabla 1. El siguiente paso está referido al uso de programas CAD-CAE utilizados para levantar la geometría en 3D, hacer una simulación del comportamiento estructural utilizando el método de elementos finitos (MEF) apoyados en los datos que se encuentran en la Tabla 2.

Para el dispositivo se plantea un análisis estructural estático, ya que su ensamblaje se hará pocas veces y entre grandes intervalos de tiempo, así que no se produce fatiga en las uniones. Al culminar con este análisis se pasa al diseño de detalle del dispositivo para construir un primer prototipo con intercambio de información de los programas CAD-CAE-CAM utilizados. En este prototipo se verifica principalmente el comportamiento de las uniones tipo clip propuestas que sustituyen a los clásicos elementos mecánicos de sujeción y sirven de base para la construcción del modelo de prueba en servicio.

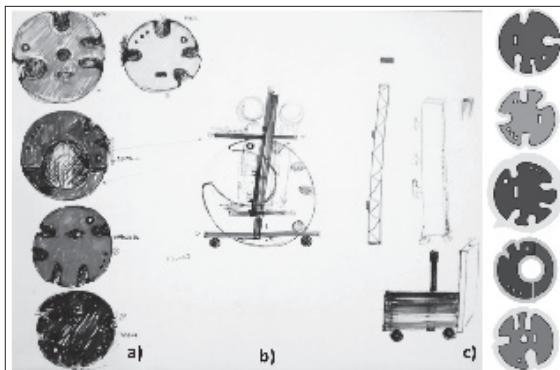


Figura 2. Boceto inicial del bipedestador. a) Módulos b) Propuesta del empaque. c) Formas digitalizadas

Tabla 1. Medidas antropométricas del niño de 5 años

Descripción (Dimensiones)	Características (cm)
Altura	93.5
Pie hasta la rodilla	24.5
Pie hasta la cintura	50
Rodilla hasta la nalga	15
Pie hasta la nalga	41
Pie hasta apófisis xifoides	60
Ancho de cadera	21
Ancho de hombros	30
Espalda al ombligo	17
Espesor máximo de MDF	2

Tabla 2. Consideraciones iniciales

Peso máximo Usuario	40 Kg
Partes	Ocho piezas fijas y dos optionales
Sujeción	Tipo clip
Material	Madera o MDF de la región
Formas	Precolombinas, con diámetro máximo

La última fase, que considera la innovación antes de la producción del bipedestador, se ha conectado con una creatividad propia, ya que sin ella, no existe potencial para tal innovación (Thompson y col., 1999). Esta usa como base el conocimiento de las formas curvas representativas de la cultura precolombina Jama Coaque, una de las más estudiadas y cronológicamente extensas en Ecuador, como se muestra en Zeidler (2016); Stahl y Pearsall (2012). Esa cultura considera una deidad al mono para así dar idea de supremacía y conexión con el reino animal. Así, el resultado final de la forma surge como un híbrido entre lo que significa la forma animal, las curvas representativas de la cultura y el diseño propuesto como un ‘todo integral’. La idea del diseño propuesto se inspiró en la imagen de un mono que abraza a un niño para mantenerlo en pie para promover movimientos en él que fuera de esta posición.

serían imposibles. Para culminar es importante recalcar que el auditor tecnológico (*gatekeepers*) dentro de este proceso de diseño, desempeña un papel importante hasta llegar a la producción del prototipo, pues alimenta la segunda fase propuesta en este proceso de diseño.

PRESENTACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

La generación de la geometría, efectuada con el programa Autodesk Inventor®, se muestra con detalle en la figura 3. Con ese programa se hace el análisis estructural para las cargas asociadas a los 40 Kg del niño repartidas en el dispositivo, en la cual, además, se considera una condición crítica que puede desestabilizar la estructura. Una vez que se analiza la simulación realizada en Ansys ® se presenta el modelo geométrico final, que se encuentra en proceso de patente (ver Vergara y col.,2017).

Geometría propuesta en 3D

El dispositivo de posicionamiento alternativo diseñado es un bipedestador modular y portable para niños de cinco años de edad que no pueden permanecer en pie por sí mismos, el cual ayuda apoyar a niños con discapacidad de leve a severa, incluso con parálisis cerebral espástica. Está constituido a partir de un chasis de soporte ensamblado (ver tabla 3) constituido por las partes: (1), (3), (4), (5) y (6), con sujetaciones de presión (8) situado sobre una superficie móvil, formado por la unión de un segundo ensamble formado por (2) y (7) que además contiene dos piezas opcionales (9) y (10) para apoyar la cabeza en caso de ser necesario. Para su uso, el ensamble debe hacerse uniendo primero las dos piezas que forman el espaldar (1) a través del clip de sujeción (6). Un segundo ensamble requiere unir el espaldar (1) con uno de los módulos (4) o (5), para luego encajar con el portabrazos, que es una pieza intercambiable (3). Todas las uniones son de tipo clip (8) y generan el bipedestador modular cuando se une la base móvil (2) y las ruedas (7) con el chasis que resulta del primer y segundo ensamble. En caso de ser necesario apoyar la cabeza se considera un último ensamble de (9) y (10).

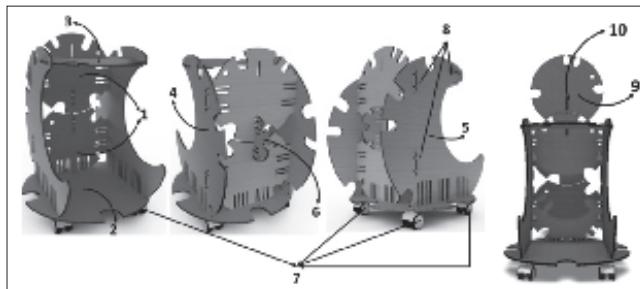


Figura 3. Geometría del bipedestador y sus piezas

Tabla 3. Descripción de los elementos del bipedestador pediátrico

Descripción	Elemento	Cantidad
Espaldar	1	2
Base móvil	2	1
Porta brazos intercambiable	3	1
Módulo izquierdo	4	1
Módulo derecho	5	1
Pieza secundaria	6	1
Elementos móviles ruedas	7	4
Sujeciones tipo clip	8	9
Apoya cabeza opcional	9	1
Pieza secundaria de unión opcional	10	1

Análisis estructural

Para la construcción del prototipo del bipedestador se ha considerado el MDF por poseer características deseables y ser actualmente utilizado para dispositivos análogos; de hecho, en la última década, este ha sido remplazado por madera, como se detalla en Akgül y col. (2013).

El MDF tiene un espesor de 18 mm para todas sus piezas y está disponible en el mercado. Presenta propiedades mecánicas como las especificadas en (Martínez y col., 2002), cuya resistencia promedio en

la condición seca es de 17.64 MPa y el módulo de elasticidad 2144 MPa sin dirección preferencial en estas propiedades.

Para el análisis de los campos de esfuerzo y deformación se plantea un modelo estático con dos tipos de carga: uno en el que interviene el peso del niño repartido en un 70% en las extremidades inferiores (base móvil del bipedestador), un 30% en las superiores (portabrazos) y otro que corresponde a una carga lateral igual al peso del niño que puede desestabilizar el chasis, lo que sería la condición más crítica. Se supuso un material de comportamiento isotrópico y se consideraron las propiedades mecánicas del MDF mencionadas anteriormente.

Estado de carga y refinamiento de malla para el análisis estático

Para el estudio del bipedestador se considera la posición y malla refinada final, mostrada en la Fig. 4, con fuerzas de 280 N, 120 N y 400 N distribuidas en el apoyo móvil, portabrazos y un lateral. Las direcciones de estas, se definen de acuerdo al peso del niño repartido como ya se ha mencionado, con una carga perpendicular a uno de los laterales.

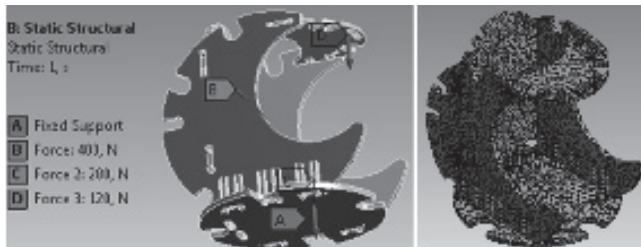


Figura 4. Condiciones iniciales de carga y último mallado

La zona de estudio, donde se presenta el esfuerzo máximo para cada refinamiento, corresponde a la superior entre el portabrazos y el lateral izquierdo. En la Fig. 5 se muestra el esfuerzo equivalente de Von Misses en el último refinamiento de malla. En esta puede observarse además que el esfuerzo producido por las cargas establecidas no sobrepasa los 6,2 MPa, lo que significa que el dispositivo resistirá ese estado de carga.

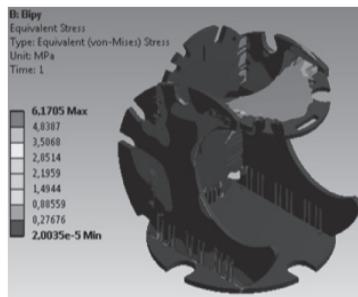


Figura 5. Esfuerzos de Von Mises

En la Fig. 6 se observa que los desplazamientos no superan los 1,6 milímetros, mientras que la 7 muestra que la deformación producida para las cargas máximas establecidas no sobrepasa el 1%. Motivado a lo anterior se observa que con estas magnitudes de cargas de operación, el bipedestador no fallará por deflexión ni deformación.

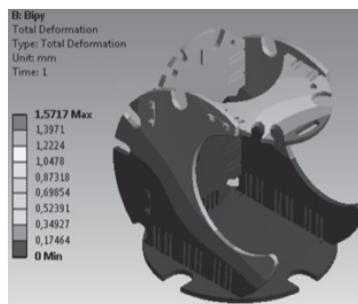


Figura 6. Distribución de los desplazamientos en mm

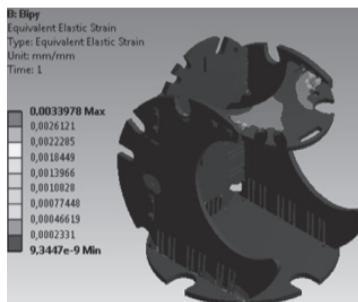


Figura 7. Distribución de las deformaciones

Verificación numérica del dispositivo. Convergencia

Para la verificación de la simulación efectuada se debe analizar la convergencia de esfuerzos de Von-Mises hacia la solución y el error estructural cometido en la representación de la geometría con la malla de elementos finitos. En la Fig. 8 se muestra que se hicieron cinco refinamientos, y que a partir del cuarto existe convergencia hacia una magnitud de esfuerzo máximo de 6.2 MPa con un error aceptable de 0.0036 mJ, tal como se muestra en la figura 9.

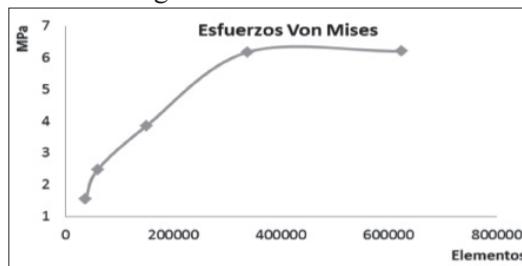


Figura 8. Convergencia numérica

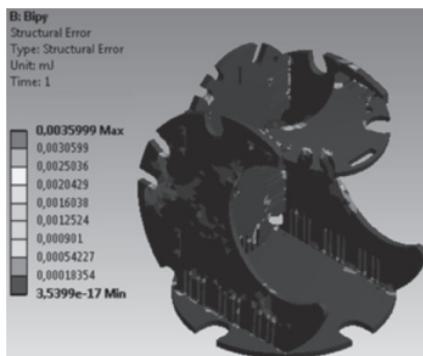


Figura 9. Error estructural

CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO. CAM

Una propuesta final del bipedestador, junto con los elementos para sujeción del niño, se presenta en la figura 10. En ella se considera el velcro con una lámina de polímero revestida con tela antitranspirante, de tal manera que el usuario se pueda ajustar suavemente al dispositivo.



Figura 10. Bipedestador con sujeteciones para el niño

Se ha construido un primer prototipo (ver Fig. 11) que junto con el empaque y la imagen corporativa, mostrada en la Fig. 12, presentan una propuesta completa de un producto íntimamente ligado a la solución de problemas vinculados con la sociedad, el referido a los niños con minusvalías motoras.

Con objeto de comprobar que las uniones tipo clip son funcionales se construye un primer prototipo en MDF de 4 mm a escala 1:50, como se observa en la Fig. 11. Para la construcción del prototipo se exporta de Autodesk Inventor® un fichero de extensión .dxf con la geometría de cada una de las piezas obtenidas con una cortadora laser.



Figura 11. Prototipo del bipedestador



Figura 12. Diseño del empaque

Para el costo total del prototipo real propuesto se ha considerado un tablero de MDF de 18 mm, cortes en equipos de control numérico, cuatro ruedas con seguridad, lijado, sellado y pintura, correas, tela antitranspirante y velcro para la sujeción del niño a la silla. Este da como resultado un costo 40% menor que otro comercial similar.

Es importante resaltar que para el corte del modelo propuesto en MDF, en periodo de prueba por el parte del usuario, se ha considerado una velocidad de alimentación baja y una de corte elevada para minimizar la delaminación en la perforación de MDF, como el sugerido por Gaitonde y col. (2008).

AGRADECIMIENTOS

Los autores desean expresar su agradecimiento al Centro de Investigaciones de la PUCESI por haber brindado su apoyo económico para la construcción del bipedestador.

CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos muestran que se puede materializar un bipedestador modular pediátrico de diez piezas para niños con discapacidad motora con un diseño que incorpora rasgos de la cultura Jama Coaque de Ecuador. Adicionalmente, este diseño permite fijar la cabeza del niño, en caso de ser requerido, mediante la incorporación de dos accesorios.

El costo total es 40% menor que uno elaborado comercialmente, ya que está construido en MDF, posee pocas piezas y los elementos de sujeción tipo clip necesarios para su ensamblaje están incorporados en las piezas que lo constituyen.

Los resultados obtenidos en la simulación muestran que las magnitudes de desplazamientos son de 1.6 mm, las deformaciones de 1% y un esfuerzo máximo de 6.2 MPa, lo que implica un factor de seguridad aproximado de 3, apto para el dispositivo presentado.

REFERENCIAS

- AKGÜL, M.; AYRILMIS, N.; CAMLIBEL, O.; KORKUT, S. (2013) *Potential utilization of burned wood in manufacture of medium density fiberboard. Journal of Material Cycles and Waste Management*, 15(2), 195-201.
- CONSEJO NACIONAL DE DISCAPACIDAD (2016) *Estadísticas*. Consultado el Diciembre 6, 2016, de <http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadistica/index.html>.
- DANIELS, N.; PINNINGTON, L.; CLIFT, M.; GOPSILL, C.; ARMSTRONG, J.; WARD, C. (2005) *A review of standing frame features and their impact on user acceptability*. International Journal of Therapy & Rehabilitation, 12(8), 363-367.
- DURAN J.; GUZZETTI H. (1997) *Un bipedestador*. Patente No. AR000537 (A4). Número de solicitud. AR19140000095. Número de prioridad: AR19140000095. Argentina.
- FRANCO, A.B. (2012) Ayudas para la marcha en la parálisis cerebral infantil/ Help for the March in the Child Cerebral Palsy. En: *Revista Internacional de Ciencias Podológicas*, 6(1), 9.
- GAITONDE, V.N.; KARNIK, S.R.; DAVIM, J.P. (2008) *Prediction and minimization of delamination in drilling of medium-density fiberboard (MDF) using response surface methodology and Taguchi design*. Materials and Manufacturing Processes, 23(4), 377-384.
- GIBSON, K; SPROD, JA; MAHER CA (2009) *The use of standing frames for contracture management for nonmobile children with cerebral Pals*. International Journal of Rehabilitation Research, 32(4), 316-323.
- HENDRIE, W.A., WATSON, M.J.; MCARTHUR, M.A. (2015) *A pilot mixed methods investigation of the use of Oswestry standing frames in the homes of nine people with severe multiple sclerosis*. Disability and rehabilitation, 37(13), 1178-1185.

- KRISTIN, TAYLOR (2009) *Factors Affecting Prescription and Implementation of Standing-Frame Programs by School-Based Physical Therapists for Children with Impaired Mobility*, *Pediatric Physical Therapy*, 1(2), 282-288.
- LI, RUYIN. (2014) *Child standing frame*. Patente EE.UU. No. CN104208844.
- MATOS F.; ZUPICICH, W. (2014) *Andador-entrenador de marcha con dispositivo para uso como bipedestador*. Patente No. AR090746 (A1). Número de solicitud. AR2013P101290 20130419. Número de prioridad: AR2013P1012902013 0419. Argentina.
- MARTÍNEZ-ESPINOSA, MARIANO; CALIL JR., CARLITO; FIORELLI, JULIANO (2002) *Resistencia mecánica de los tableros de densidad media: parte 1: resistencia a la tracción paralela a la superficie*. Maderas. Ciencia y tecnología, 4(2), 179-185.
- McCORMICK, ANNA; ALAZEM, HANA; MORBI, ALIASGAR; BERANEK, RICHARD; ADLER, ROSELLE; TIBI, GENEVIEVE; VILÉ, ELIZABETH (2016) *Power Walker Helps a Child with Cerebral Palsy*. Proceedings of the 3rd International Conference on Control, Dynamic Systems, and Robotics, Canada.
- MONTESDEOCA, ANDREA (2014) *Equipamiento para desarrollar actividades escolares para niños con parálisis cerebral espástica leve y moderada de 5 a 11 años*. Trabajo de titulación, Pontificia Universidad Católica del Ecuador, Facultad de Arquitectura Diseño y Artes Carrera de Diseño, Ecuador.
- NAVA L.; GIL R., (2000) *Silla multipropósito*. Patente No. P000105229 Oficina de Patentes y Marcas de Buenos Aires. Argentina.
- NILSSON, STEFAN; JOHNSON, ENSA; ADOLFSSON, MARGARETA (2016) *Professionals' Perceptions about the Need for Pain Management Interventions for Children with Cerebral Palsy in South African School Settings*. *Pain Management Nursing*, 17(4), 249–261.
- PALEG, GS; SMITH, BA. (2013) *Glickman LB. Systematic review and evidence-based clinical recommendations for dosing of pediatric supported standing programs*. *Pediatr Phys Ther*, 25(1), 233-247.
- PEDIATRIC, STANDERS (2016) *Standing Frames and Systems*. Consultado el diciembre 6, 2016, de <http://www.rehabmart.com/>.

- RIVI, E.; FILIPPI, M.; FORNASARI, E.; MASCIA, MT.; FERRARI, A.; COSTI, S. (2014) *Effectiveness of standing frame on constipation in children with cerebral palsy: a single-subject study.* Occupational Therapy International. 21(3),115–23.
- SANTOS M. (2014) *Andador especialmente indicado para niños con parálisis cerebral.* P201232058. España.
- STAHL, P.W.; PEARSALL, D.M. (2012) *Late pre-columbian agroforestry in the tropical lowlands of western Ecuador.* Quaternary international, 249, 43-52.
- THOLKES, A. (1997) *Modular Standing Support.* Patente EE.UU. No. 5884935. Washington; DC: Oficina de Patentes y Marcas de EE.UU.
- THOMPSON, G.; LORDAN, M. (1999) *A review of creativity principles applied to engineering design.* Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part E: Journal of Process Mechanical Engineering, 213(1), 17-31.
- VERGARA, M.; SEGNINI, J.; SANTACRUZ, P.; KASTILLO, A. (2017) *Dispositivo para bipedestación en niños con minusvalías motoras.* Ecuador. IEPI-2017-53927. Patente Modelo de Utilidad. En prenta
- ZHANG, Q.; WEI, B.; JIA, X., FA, L.; SHAO, X. (2011) *Standing frame.* Patente CN202051859 (U). Número de solicitud. CN2011259019U. Chinese
- ZEIDLER, J.A. (2016) *Modeling cultural responses to volcanic disaster in the ancient Jama-Coaque tradition, coastal Ecuador: A case study in cultural collapse and social resilience.* Quaternary International, 394, 79-97.

11

COMPORTAMIENTO MECÁNICO DEL TEJIDO ÓSEO PARA EL DESARROLLO DE ÓRTESIS

*Nino J. Gómez Ruiz³⁸, Mary J. Vergara Paredes³⁹,
José A. Alvarado Contreras⁴⁰*

Para el diseño de órtesis es necesario considerar la anatomía del paciente incluyendo el comportamiento mecánico de la estructura ósea asociada a su calidad. Esto permite que no se generen compensaciones que creen deformidades en otras estructuras. Con el objetivo de proporcionar información a los ingenieros mecánicos, de materiales, biomédicos y/o de tejidos sobre el comportamiento mecánico del hueso para el desarrollo de órtesis, este capítulo presenta una amplia información relativa al tejido óseo a nivel macroscópico. El capítulo se divide en cuatro secciones. La primera ofrece una visión general de las características del hueso humano. La segunda va dirigida a los métodos de ensayos mecánicos uniaxiales en tejido óseo. La tercera se refiere a las propiedades mecánicas del hueso cortical y trabecular bajo cargas axiales. En la cuarta se documenta sobre la simulación ósea.

Palabras clave: tejido óseo; ensayos mecánicos; propiedades mecánicas, simulación ósea.

³⁸ Departamento de Mecánica y Tecnología de la Producción, Universidad Nacional Experimental Francisco de Miranda, Punto Fijo, Venezuela {ninojosegomezruiz@gmail.com}

³⁹ Departamento de Tecnología y Diseño, Universidad de Los Andes, Mérida, Venezuela {vmary@ula.ve}

⁴⁰ Departamento de Tecnología y Diseño, Universidad de Los Andes, Mérida, Venezuela {ajose@ula.ve}

INTRODUCCIÓN

Por su naturaleza biológica, el tejido óseo exhibe un comportamiento mecánico complejo que no puede ser fácilmente descrito mediante las teorías clásicas de la mecánica de sólidos. En este tipo de tejido, las propiedades varían no solo entre distintos individuos, sino que en una misma persona, su estructura interna se modifica constantemente de según diversas condiciones mecánicas y metabólicas.

A pesar de su complejidad, el conocimiento del comportamiento mecánico del material óseo es fundamental para abordar la síntesis de prótesis y órtesis. Para que el diseño de órtesis permita una correcta recuperación del paciente es necesario conocer el comportamiento mecánico de la estructura ósea asociada a la lesión, de lo contrario pueden ocurrir alteraciones anatómicas que podrían requerir de cirugía o tratamientos adicionales para su corrección.

En este capítulo se ofrece a los profesionales de la ingeniería interesados en el diseño de órtesis información relevante sobre la anatomía de los huesos humanos, ensayos mecánicos, comportamiento mecánico del hueso, investigaciones desarrolladas sobre simulaciones óseas y un ejemplo metodológico para el análisis numérico de estructuras óseas.

CARACTERÍSTICAS DEL HUESO HUMANO

En términos biológicos, el hueso se puede describir como un tejido sólido que sirve de soporte y protección a los órganos y permite la articulación de los distintos miembros. Luego de los dientes, los huesos están conformados por el segundo tejido más duro del cuerpo. Según Boskey (2006), esta dureza se debe a la existencia de una fase mineral constituida por cristales de hidroxiapatita ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$). Para Rho, Spearing y Ziopoulos (1998), Meyers y col. (2008), entre otros, la estructura de los huesos largos puede analizarse considerando las siguientes partes (Fig. 1):

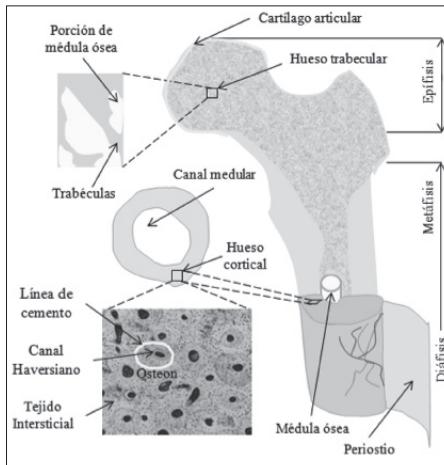


Figura 1. Estructura del hueso

- *Diáfisis*. Está comprendida entre los dos extremos del hueso largo y formada básicamente por un tejido denso conocido como tejido cortical.
- *Epífisis*. Pertenece a los extremos del hueso. Está formadas de un núcleo central de hueso esponjoso o trabecular rodeado de una capa delgada de hueso cortical. En general es más ancha que la diáfisis para facilitar la articulación con otros huesos y proporcionar una superficie más amplia para la unión muscular.
- *Metáfisis*. Corresponde a una región intermedia de los huesos largos, es decir, entre la diáfisis y las epífisis.
- *Cartílago articular*. Es una fina capa de cartílago que recubre la epífisis en las zonas donde el hueso forma articulación con otro miembro. El cartílago reduce la fricción y absorbe las fuerzas de choque en las articulaciones que se mueven libremente.
- *Periostio*. Es una membrana que rodea la superficie del hueso sin cubrir el cartílago articular. Está compuesto por dos capas, una capa fibrosa externa formada por tejido conjuntivo denso que contiene los vasos sanguíneos, vasos linfáticos y nervios que pasan por el hueso, y una capa osteogénica interna que contiene fibras elásticas, vasos sanguíneos y otros tipos de células óseas.

- *Médula amarilla grasa.* Como su nombre indica es de composición grasa y participa en la formación de la sangre. Se sitúa en el interior de los huesos largos.
- *Canal medular.* Es el espacio del interior de la diáfisis que contiene la médula amarilla grasa.
- *Endostio.* Recubre la cavidad medular conteniendo células osteoprogenitoras.

A nivel macroscópico, los huesos de mamíferos y otros animales son generalmente clasificados como corticales y trabeculares. El hueso cortical se encuentra principalmente en la diáfisis de los huesos largos, mientras que el trabecular se observa en las regiones proximales, distales y en las vértebras (Clarke, 2008).

- *El hueso cortical.* Comprende aproximadamente al 80% de la masa total del esqueleto. Es un tejido establecido en las superficies óseas que puede consistir en laminillas circunferenciales o tejido plexiforme.
- *Osteons.* Se encuentran ubicados dentro de las laminillas circunferenciales. En general, pueden formarse en los lugares de curación de fractura. Los osteons varían en tamaño con un diámetro medio de 200 μm .
- *Líneas de cemento.* Son aquellas que separan los osteons del tejido circundante.

Uno de los principales parámetros microestructurales en el hueso cortical es la porosidad. El hueso cortical es muy denso y su porosidad se encuentra entre el 5-10% (Martin, Burr y Sharkey, 1998). La porosidad del hueso cortical es aportada en su mayoría por los canales haversianos y de Volkmann y las cavidades de reabsorción.

- *Canales de Havers.* Son espacios vacíos con un diámetro medio aproximado de 50 μm ubicados en el centro de los osteons y que contienen vasos sanguíneos y nervios.
- *Canales de Volkmann.* Son conductos que recorren el hueso de forma transversal interceptando las laminillas óseas y comunicando entre sí a los canales de Havers.

- *Cavidades de reabsorción.* Son espacios temporales creados por la eliminación de las células óseas (osteoclastos) en la etapa inicial de la remodelación ósea.
- *El hueso trabecular.* Se encuentra en la metáfisis, epífisis y cavidad medular de los huesos largos o planos, así como en los cuerpos vertebrales. Martin (1998) afirma que el hueso trabecular consiste en una estructura tridimensional de interconexión de placas y barras conocidas como trabéculas, cada una de ellas es de aproximadamente 200 μ m de espesor. El hueso trabecular tiene una porosidad que varía del 75 al 95%. Los poros en el hueso trabecular están interconectados y llenos de medula ósea.
- *La matriz ósea.* Consta de un componente orgánico (que supone un 22-30% del peso del tejido), inorgánico (70%) y agua (5-8%). En el tejido óseo existen cuatro tipos de células: osteoprogenitoras (osteogénicas), osteoblastos, osteocitos y osteoclastos.
- *Células osteoprogenitoras.* Son células alargadas con citoplasma poco prominente que proceden de las células mesenquimáticas primitivas (totipotenciales o pluripotenciales) y forman una población de células troncales capaces de dividirse y dar origen a células que se diferencian a osteoblastos.
- *Osteoblastos.* Son las células que sintetizan la parte orgánica (colágeno y glucoproteínas) de la matriz ósea y participan en su mineralización (depósito óseo). Esto sucede no solo cuando se empieza a formar el hueso, sino también para remodelar y reparar el hueso ya formado. El depósito óseo es regulado en parte por el sistema de fuerzas al que está sometido el hueso, es decir, cuanto mayores sean las fuerzas, mayor será el depósito. Por tanto, los huesos inmovilizados sufrirán enfraquecimiento, mientras que un conjunto de fuerzas hará que el hueso crezca grueso y fuerte. Además, la fractura del hueso estimulará a los osteoblastos dañados a que proliferen y secreten grandes cantidades de matriz para la formación de hueso nuevo.
- *Osteocitos.* Son las células principales del tejido óseo derivadas de los osteoblastos. Los osteoblastos se encuentran en la

superficie del hueso pero a medida que van siendo rodeados por los materiales de la matriz se convierten en osteocitos. Estos no secretan materiales de la matriz, sino que mantienen actividades cotidianas del tejido óseo como el intercambio de elementos nutritivos de la sangre y desechos.

- *Osteoclastos.* Se desarrollan a partir de los monocitos y su función es destruir el tejido óseo (resorción ósea). Los osteoclastos secretan ácidos y otras enzimas que atacan a la matriz y liberan calcio. También participan en la eliminación de los restos del tejido óseo que se forman durante la reabsorción del hueso.

El hueso desempeña una serie de funciones vitales para el organismo que pueden clasificarse en funciones biológicas y mecánicas. Su principal función biológica es regular el metabolismo de ciertos iones de importancia, entre los que se encuentran calcio, fósforo, sodio, hidrógeno y magnesio, almacenándolos o liberándolos de forma controlada para mantener constante su concentración en los líquidos orgánicos (sangre y linfa). Interviene en la hematopoyesis, proceso de formación, desarrollo y maduración de los eritrocitos, leucocitos y plaquetas a partir de un precursor celular común conocido como célula madre hematopoyética pluripotencial.

El hueso cumple funciones mecánicas, como servir de soporte a las partes blandas y proteger órganos vitales como los contenidos en el cráneo, tórax y columna vertebral. Proporciona apoyo a los músculos esqueléticos transformando sus contracciones en movimientos útiles y constituyendo un sistema de palancas que amplía los movimientos generados en la contracción muscular. Participa en la movilidad del organismo. El correcto desempeño de estas funciones mecánicas depende fundamentalmente de la composición tanto mineral como orgánica de la matriz extracelular. Presentan un diseño arquitectónico específico para cada región del hueso en función de sus necesidades mecánicas. Proporcionan una relación masa ósea/resistencia mecánica de elevada eficacia, lo cual permite a los vertebrados desplazarse ágil y rápidamente sin perjuicio de la seguridad del material.

ENSAYOS MECÁNICOS UNIAXIALES

Son varios los ensayos de laboratorios que se han ideado con el objeto de obtener información sobre las propiedades mecánicas del hueso. Las pruebas de tracción y compresión son algunas de las más importantes para caracterizar las propiedades mecánicas del tejido óseo. Las probetas para ensayo de tracción suelen ser mecanizadas con sección transversal rectangular o circular. La Fig. 2 muestra (izquierda) la geometría de probetas para ensayos de tracción, y (derecha) una probeta para ensayo de tracción de tejido óseo cortical proveniente de muestra femoral bovina.

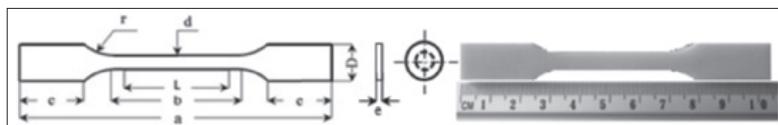


Figura 2. Probeta ósea para ensayo de tracción

Estas probetas (figura 2) de longitud total (a) presentan una región (b) de sección transversal constante (d) que se incrementa en sus extremos (c) con el propósito fundamental de que durante el ensayo, la fractura se produzca en la zona central de prueba (L) y no en los extremos por donde se sujetó la probeta y aplican las cargas axiales de tracción. La zona central de prueba (L) también es llamada distancia entre puntos, la cual corresponde a la longitud que se utiliza para medir las deformaciones. La transición de la zona central a los extremos se hace de manera suave mediante radios de empalme (r) con la finalidad de disminuir al máximo la concentración de esfuerzos.

Según An y Draughn (2000), las relaciones d/D y L/d deberían ser aproximadamente de 0.5 y 3.0 respectivamente. La curvatura del radio (r) debe ser lo suficientemente amplia como para evitar las concentraciones de esfuerzo. La longitud de agarre (c) es una cuarta parte de toda la muestra de longitud (a). Debido a la relativa homogeneidad, los especímenes de tejido cortical pueden ser de dimensiones relativamente pequeñas.

La probeta se monta entonces en una máquina de ensayos para someterla a una carga en su dirección longitudinal (axial) de tracción P. En la figura 3 se muestra el montaje en una máquina universal de ensayos.

La probeta se sujeta en uno de sus extremos a la mordaza superior de la máquina de ensayos, la cual está fija, mientras que su otro extremo se conecta a la mordaza inferior, la cual es accionada por un pistón hidráulico. Con el fin de someter la probeta al ensayo de tracción, la velocidad de deformación se fija en un valor muy pequeño y constante para simular una carga estática. La máquina va aplicando entonces la carga axial necesaria para que el pistón se desplace verticalmente hacia abajo a la velocidad previamente especificada. Con los valores de los desplazamientos y de carga aplicadas que se extraen del ensayo se construye un gráfico de P versus l .

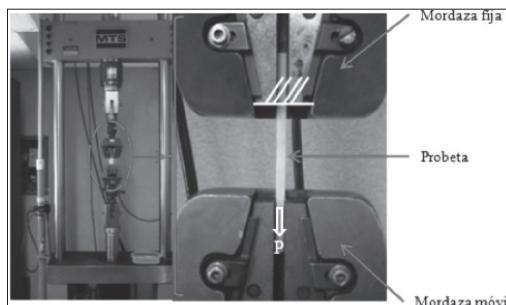


Figura 3. Montaje de una muestra ósea plana a ensayo de tracción

Las probetas para ensayo de compresión son por lo general columnas cilíndricas o hexaédricas (Fig. 4). Para evitar el pandeo durante la prueba de compresión, la relación altura/diámetro o alto/ancho de la muestra se sugiere que debería ser inferior a 2.0 (Wang, Nyman, Dong, Leng & Reyes, 2010).

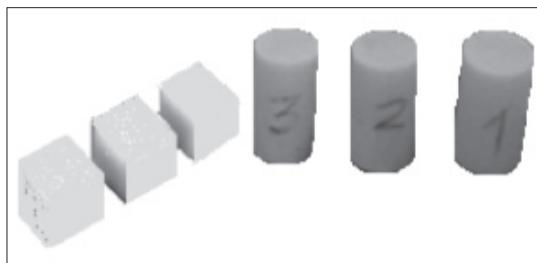


Figura 4. Probetas óseas para ensayos de compresión

La Fig. 5 muestra un típico ensayo de compresión. La probeta es colocada entre dos platos. Los resultados obtenidos podrían ser poco confiables si las caras en contacto con los platos no son paralelas porque podrían generar concentraciones de esfuerzos que condujeran a subestimar resultados muy por debajo de los reales.

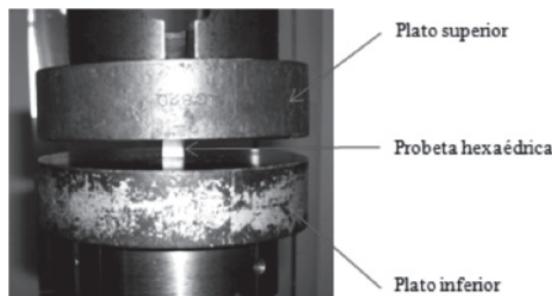


Figura 5. Montaje de una probeta ósea hexaédrica en un ensayo de compresión

PROPIEDADES MECÁNICAS DEL TEJIDO ÓSEO

La composición del hueso vivo se encuentra en un continuo proceso de crecimiento o resorción permitiendo adaptar su estructura de forma eficiente al estado de esfuerzos en que se encuentre sometido. Este proceso de remodelado del tejido óseo tiene lugar tanto interna como externamente. El remodelado interno ayuda a mantener la dirección de las trabéculas constitutivas del tejido esponjoso alineado con la dirección de acción de las cargas principales, mientras que el externo contribuye a la deposición o resorción de la superficie exterior del hueso. El proceso de deposición o resorción se lleva a cabo por la intervención de los *osteoclastos*, los cuales eliminan *tejido óseo* liberando *minerales*, resultando en una transferencia de ion *calcio* desde la *matriz ósea* a la *sangre* (Doblaré, García y García, 2000).

El hueso se caracteriza porque muestra una geometría complicada por ser un material heterogéneo, no lineal y viscoelástico. El tejido óseo se puede considerar material anisótropo por presentar propiedades mecánicas diferentes en todas las direcciones.

Los dos casos particulares de anisotropía que presentan mayor interés en el hueso son la isotropía transversal y la ortotropía. Los materiales transversalmente isótropos son aquellos que tienen características elásticas iguales en dos direcciones perpendiculares pero diferentes en la tercera dirección. Los materiales ortótropos son aquellos que tienen características elásticas diferentes en tres direcciones mutuamente perpendiculares.

La tabla 1 presenta una relación porcentual entre los módulos de elasticidad, módulos de corte y módulos de Poisson determinadas por Van Buskirk, Cowin y Ward (1981). Ellos usaron técnicas de ultrasonido para determinar las nueve constantes elásticas ortotrópicas en hueso cortical bovino. Los subíndices 1, 2 y 3 coinciden con las direcciones transversal radial, transversal tangencial y longitudinal respectivamente. La Fig. 6 representa el sistema de referencia.

Tabla 1. Constantes elásticas ortotrópicas en hueso cortical bovino		
Módulo de elasticidad (E)	Módulo de corte (G)	Módulo de Poisson (v)
$E_1 = 0.53E_3$	$G_{12} = 0.24E_3$	$v_{32} = 0.81v_{21}$
$E_2 = 0.67E_3$	$G_{13} = 0.29E_3$	$v_{31} = 0.54v_{21}$
$E_3 = 1.00$	$G_{23} = 0.32E_3$	$n_{12} = 1.00$

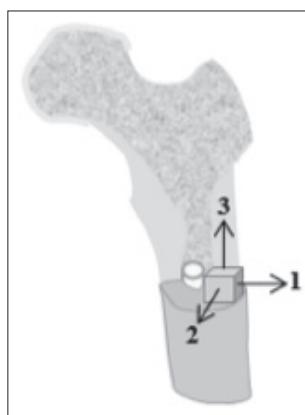


Figura 6. Sistema de referencia. Direcciones transversal radial (1), transversal tangencial (2) y longitudinal (3)

El tejido cortical es considerado material transversalmente isótropo (Reilly y Burstein, 1975) y ortótropo (Van Buskirk, 1981; Ashman y col. 1984; entre otros). La tabla 2 muestra resultados obtenidos por estos autores para hueso cortical bovino y humano.

Tabla 2. Constantes elásticas de hueso cortical bovino y humano.			
Autor	Reilly (1975)	Van Buskirk(1981)	Ashman (1984)
Hueso	Fémur humano	Fémur bovino	Fémur humano
Anisotropía	Isotropía transversal	Ortotropía	Ortotropía
Método	Mecánico	Ultrasonido	Ultrasonido
E_1	11.5	11.60	12.00
E_2	11.5	14.60	13.40
E_3	17.0	21.90	20.00
G_{12}	3.6	5.29	4.53
G_{13}	3.3	6.29	5.61
G_{23}	3.3	6.99	6.23
u_{12}	0.58	0.302	0.376
u_{13}	0.31	0.109	0.222
u_{23}	0.31	0.205	0.235
u_{21}	0.58	0.380	0.422
u_{31}	0.46	0.206	0.371
u_{32}	0.46	0.307	0.350

Los módulos elásticos y de corte están dados en GPa

Muchas investigaciones (Carter y Hayes, 1977; Lotz, Gerhart y Hayes, 1990; Anderson, Keyak y Skinner, 1992; Morgan, Bayraktar y Keaveny, 2003; Kaneko y col., 2004) proponen expresiones matemáticas en las que se estima el módulo elástico en función de la densidad ósea (ρ). La tabla 3 representa algunas de estas correlaciones halladas en la literatura a partir de ensayos a compresión.

Tabla 3. Estimaciones del módulo elástico longitudinal a compresión en función de la densidad						
Autor	Estructura anatómica	Tipo de hueso	ρ [g/cm ³]	Rango ρ [g/cm ³]	E [GPa]	VD [s ⁻¹]
Carter (1977)	Fémur humano y bovino	Cortical - trabecular	ρ_{app}	0.07-2.00		0.001-10.00
Lotz (1990)	Fémur humano	Trabecular	ρ_{app}	0.18-0.95		0.03
Anderson (1992)	Tibia humana	Trabecular	ρ_{dry}	0.14-0.48		0.01
Morgan (2003)	Vértebra humana	Trabecular	ρ_{app}	0.11-0.35		0.005
Kaneko (2004)	Fémur humano	Trabecular	ρ_{ash}	0.102-0.331		0.01
ρ_{app} :	Densidad aparente. Se obtiene de dividir la masa del tejido hidratado entre el volumen total de la muestra.					
ρ_{dry} :	Densidad seca aparente. Se obtiene de dividir la masa del tejido deshidratado entre el volumen total de la muestra.					
ρ_{ash} :	Densidad de ceniza. Se obtiene de dividir la masa de ceniza del tejido entre el volumen total de la muestra.					
VD:	Velocidad de deformación					

SIMULACIÓN ÓSEA

Es común el uso de simulaciones computacionales basadas en el método de los elementos finitos (MEF) para determinar el estado de esfuerzo-deformación en tejidos biológicos. La exactitud de los resultados con esas simulaciones obedece a la capacidad del investigador para reproducir la geometría, las leyes de comportamiento y de evolución de las variables internas, las propiedades mecánicas y las condiciones de borde.

En modelos óseos, una de las variables de entrada más importantes para el MEF es la ecuación constitutiva usada para representar el tejido. La tomografía axial computarizada (TAC) se emplea para obtener valores acertados de densidad y correlacionarlos luego con las propiedades mecánicas del hueso (Kaneko, y col., 2004; Helgason, y col., 2008; Pettersen, Wik y Skallerud, 2009).

La TAC es una herramienta diagnóstica de imagen médica generada por rayos X. Las imágenes son creadas empleando una escala de grises cuantificada en unidades Hounsfield (UH) con un rango de -1024 a 3071 (Coolens y Childs, 2003) según el nivel de absorción de rayos X por parte del tejido. El nivel de absorción de rayos X es función directa de la densidad de cada material (Taylor, Roland, Ploeg, Hertig, Klabunde, Warner, Hobatho, Rakotomanana & Clift, 2002), por lo cual es posible usar las UH para describir la distribución de densidad del tejido óseo (Townsend y col., 1975; Neil y col., 1983; Kaneko, 2004; Helgason, 2008; Pettersen, 2009).

En la literatura hay publicaciones orientadas a utilizar las TAC para construir modelos óseos personalizados mediante el MEF. En esta dirección, Marom y Linden (1990) utilizaron datos de TAC para generar un modelo tridimensional del hueso. Ellos reconstruyeron las secciones transversales de imágenes pixel por pixel para obtener una matriz tridimensional de información de las TAC. La malla de elementos finitos 3D se creó a partir de estas secciones transversales bidimensionales, de manera que en cada sección transversal se generó una malla con igual número de elementos que en la siguiente y así, al conectar las dos secciones transversales, se forma el modelo tridimensional. Luego, se aplica una subrutina para asignar la propiedad del elemento como un promedio de las propiedades de los píxeles involucrados en ambas secciones transversales.

Zannoni, Mantovani y Viceconti (1998) desarrollaron un algoritmo para la generación de un modelo computacional de fémur distal humano, empleando el MEF, las UH de imágenes de una TAC y las relaciones propuestas por Carter (1977).

Muller-Karger y Cerrolaza (2001) construyeron un modelo tridimensional de tibia humana, en condiciones fisiológicas, para un mejor entendimiento del comportamiento óseo. Para hacer esta simulación desarrollaron una metodología para la extracción de la información geométrica y propiedades de los materiales partiendo de las tomografías axiales computarizadas. Crearon un arreglo de propiedades mecánicas del hueso como datos de entrada para el método de elementos finitos con la versión **p**, que es la herramienta que se utilizará para la determinación de

tensiones y deformaciones. Los resultados se compararon con modelos presentes en la literatura, los cuales demuestran que la metodología presentada es adecuada para la simulación ósea.

Taylor (2002) determinaron las constantes elásticas ortotrópicas de un fémur humano completo fresco, mediante un modelo numérico usando el MEF, TAC y un análisis modal.

Buroni y col. (2004) estimaron la distribución de esfuerzos alrededor de implantes óseos y determinaron las constantes elásticas anisótropas del tejido óseo utilizando TAC y el MEF.

San Antonio, Muller-Karger y Casanova (2006) desarrollaron un estudio de sensibilidad a un modelo computacional de tibia humana al variar correlaciones matemáticas que se encuentran en la bibliografía, las cuales estiman el módulo elástico en función de la densidad. Primero se generó la geometría tridimensional a partir de la segmentación de imágenes de TAC. Luego, se obtuvo un módulo de elasticidad para cada elemento convirtiendo la escala de grises en propiedades mecánicas. Al variar estas ecuaciones se obtuvieron diferencias apreciables en el valor máximo del esfuerzo de von Mises, incluso para los casos donde los desplazamientos son similares.

Cisilino y col. (2008) desarrollaron una metodología para la construcción de modelos computacionales de piezas óseas a partir de TAC. Los modelos computacionales son utilizados para el análisis de esfuerzos utilizando el método de los elementos finitos. Las constantes elásticas del tejido óseo son calculadas a partir de los datos de densidad de las TAC. La metodología propuesta es aplicada en la construcción de un modelo para el análisis de la articulación glenohumeral.

En el estudio de Kazembakhshi y Luo, (2014) se intentó construir modelos anisotrópicos mediante el MEF, TAC y modificaciones de las relaciones empíricas existentes de elasticidad-densidad ósea. Los resultados numéricos obtenidos mostraron que el error relativo en las soluciones de elementos finitos producidas por los modelos isotrópico y anisotrópico pueden ser hasta de un 50%.

Pakdel, Fialkov y col. Whyne (2016) desarrollan un nuevo enfoque para la asignación de las propiedades del material óseo a través del método del elemento finito y el uso de imágenes de TAC. Este estudio presenta la asignación de módulos elásticos a nivel nodal. El

procedimiento generó con éxito modelos de las complejas estructuras óseas con módulos elásticos superficiales que reflejan las propiedades del material óseo cortical. Los resultados numéricos fueron validados con pruebas experimentales practicadas en estructuras óseas delgadas provenientes de los huesos de la cara de seis (06) cadáveres humanos.

Ejemplo de simulación de radios bovinos bajo cargas monotónicas compresivas utilizando el método de los elementos finitos

La metodología desarrollada para el estudio del comportamiento mecánico elástico de modelos computacionales de radios bovinos es presentada en seis fases: construcción de probetas, reconstrucción ósea, generación de malla, asignación de propiedades mecánicas, condiciones de contorno y resultados. Los resultados numéricos son validados con datos experimentales.

CONSTRUCCIÓN DE PROBETAS

Dos (2) radios bovinos frescos fueron maquinados en las epífisis para generar superficies planas y paralelas, con el propósito de que la carga se distribuya apropiadamente durante el ensayo de compresión (Turner y Burr, 1993). Las probetas se hidrataron con solución fisiológica y se envolvieron en gasa y plástico hermético. Se conservaron por congelamiento a -20°C.

Reconstrucción ósea

El empleo de TAC para la reconstrucción de la geometría ósea consiste en un proceso de segmentación del contorno de la sección transversal de la muestra representada en cada imagen. La Fig. 7 representa una imagen de TAC con polilíneas en el contorno de la sección transversal de un espécimen de radio.

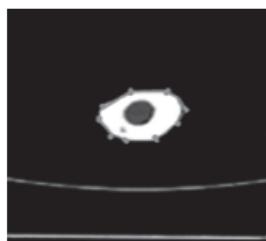


Figura 7. Imagen tomográfica en escala de grises de la diáfisis de un radio bovino

A partir de las polilíneas se elaboran curvas suaves. Con estas curvas se forman superficies que luego se unen para construir un sólido. La Fig. 8 muestra tres imágenes de un modelo computacional de radio bovino.

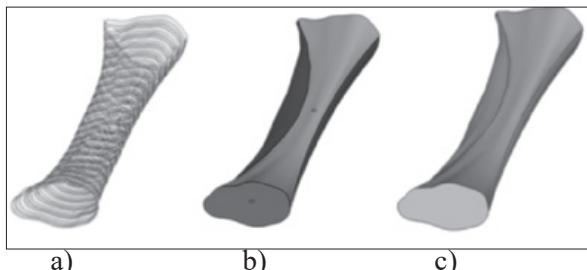


Figura 8. Reconstrucción tridimensional de la diáfisis radial bovina:
 (a) contorno de curvas suaves, (b) superficies y (c) sólido

Generación de malla

El elemento utilizado un tetraedro de 10 nodos con tres grados de libertad por nodo. Se estableció un tamaño de arista del elemento 2.1 mm. De esta forma resultaron 153.742 y 208.064 elementos en los modelos óseos correspondientes a las estructuras 1 y 2 respectivamente.

Asignación de propiedades mecánicas

Según Trabelsi y col. (2011) se asume una relación lineal entre la densidad mineral y la UH. Las componentes asumidas en esta investigación son la densidad del aire (-1000 UH , $1.085 \times 10^{-3} \text{ g/cm}^3$) y el tejido cortical. Para el hueso cortical bovino se empleó 1.8 g/cm^3 (Carter, 1977), al cual se le estableció el valor de 1610 UH . La ecuación 1 representa la relación lineal entre la UH y la densidad aparente del hueso.

$$\rho[\text{g/cm}^3] = 6.85 \times 10^{-4} \text{UH} + 0.686493 \quad (1)$$

La Fig. 9 muestra la distribución heterogénea de densidades de un modelo computacional perteneciente a la mitad de un radio bovino. En la imagen izquierda se observa la sección transversal de una región de la diáfisis en la que el menor rango de densidades corresponde a la médula ósea con valores de $0.65338 - 0.87114 \text{ g/cm}^3$ y los valores entre $1.524-1.96 \text{ g/cm}^3$

pertenecen al tejido cortical (Perillo-Marcone, Ryd, Jonsson y Taylor, 2004; Beaupré, Orr y Carter, 1990). La imagen derecha representa una distribución de densidad inferior a 1.089 g/cm^3 en la epífisis, lo que indica la presencia de tejido trabecular (Perillo-Marcone y col., 2004), y la zona de inserción del cubito exhibe densidades entre 0.100×10^{-3} – 0.21786 g/cm^3 , debido a la superficies suavizada en el momento de la reconstrucción tridimensional.

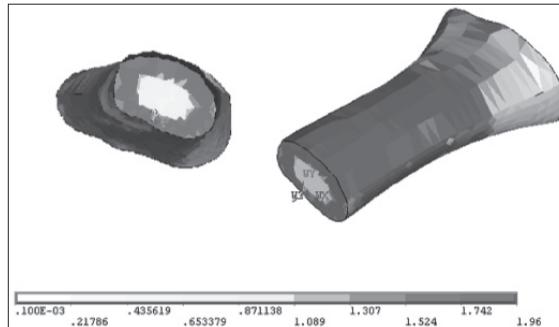


Figura 9. Distribución heterogénea de densidades en modelo óseo

Siguiendo a Carter (1977), el modulo elástico E elemental se estimó así:

$$E = E_c \epsilon^{0.008} \left(\frac{\rho}{\rho_c} \right)^3 \quad (2)$$

donde ρ es la densidad, ϵ es la velocidad de deformación y E_c es referido al módulo elástico del hueso compacto con densidad ρ_c ensayada a una velocidad de deformación de 1s^{-1} . La densidad del hueso cortical se estimó en 1.8 g/cm^3 (Carter, 1977). La velocidad de deformación usada es $347.2 \times 10^{-6}\text{s}^{-1}$. El módulo elástico del tejido cortical (E_c) se ajustó al valor de 26550 MPa (Hengsberger y col., 2003). Sustituyendo los valores de ρ_c , E_c , en la ecuación (2) se puede estimar que el módulo elástico [MPa] en función de la densidad [g/cm^3] como:

$$E = 2875\rho^3 \quad (3)$$

Para simular el material óseo como ortotrópico se utilizó el módulo elástico longitudinal, obtenido a partir de la ecuación (2) y en las

direcciones radial y transversal se emplearon las relaciones indicadas en la tabla 1 para tejido cortical bovino presentadas por Van Buskirk (1981).

CONDICIONES DE CONTORNO

Para simular el comportamiento elástico de las curvas carga–desplazamiento obtenidas de ensayos monotónicos a compresión se seleccionaron los nodos de las secciones paralelas a las zonas de contacto con los platos (plano XY), tal como se indica en la Fig. 10.

A los nodos de la sección en contacto con el plato fijo se les restringieron los desplazamientos en dirección Z, así como también se seleccionó un nodo al cual se restringieron los desplazamientos en todas las direcciones. Los nodos de la sección en contacto con el plato móvil se impusieron el máximo desplazamiento del rango elástico obtenido experimentalmente.

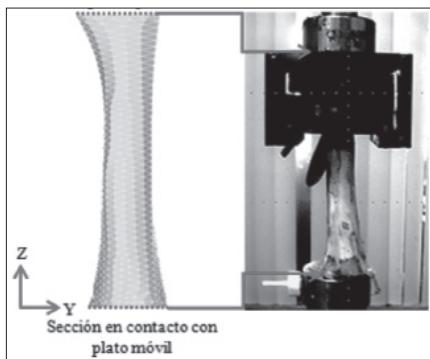


Figura 10. Secciones en contacto con los platos en modelo computacional radial

El valor de la carga para el desplazamiento impuesto correspondió a la sumatoria de las reacciones nodales en la dirección de imposición del desplazamiento.

RESULTADOS

La Fig. 11 presenta las curvas carga–desplazamiento para los ensayos monotónicos de compresión en muestras radiales efectuadas en una

máquina de ensayos mecánicos marca MTS, modelo 810, de capacidad máxima 20 toneladas. Las curvas en principio representan una región inicial lineal asociada al comportamiento elástico. Luego, describen un comportamiento no lineal o plástico hasta la falla.

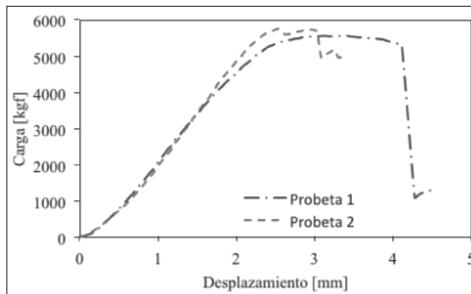


Figura 11. Curvas de ensayos monotónicos de compresión

La Tabla 4 muestra los resultados experimentales y numéricos asociados al límite elástico, así como también error relativo porcentual (%).

Tabla 4. Resultados experimentales y numéricos

Estructura	Desplazamiento [mm]	Carga		Error %
		Experimental [kgf]	Numérica [kgf]	
1	1.726	4765.72	4219.87	11.45
2	1.715	4564.62	5053.89	10.71

Los resultados obtenidos indican que el mayor Er es del 11.45%. Aunque las muestras simuladas no son representativas se puede afirmar que es factible simular estructuras óseas mediante la metodología desarrollada.

CONCLUSIÓN

El hueso como material vivo es un tejido complejo, sujeto a un gran número de procesos bioquímicos, biofísicos y biológicos relacionados entre sí e íntimamente relacionados con las propiedades mecánicas y geométricas.

En el caso de los huesos largos, la morfología del hueso permite conseguir un material rígido y ligero al mismo tiempo. La rigidez la

confiere la capa exterior, formada de material compacto (tejido cortical), mientras que en el interior y en las epífisis adopta una forma esponjosa (tejido trabecular) que le permite minimizar el peso. La sección y el espesor de la pared exterior varían según las solicitudes a que es sometido.

El correcto desarrollo de órtesis requiere considerar en conjunto con la propuesta el comportamiento mecánico del tejido óseo ante las cargas generadas por el diseño. En este sentido, la metodología descrita en el ejemplo presentado para la simulación del hueso radial bovino permite afirmar que es factible predecir el comportamiento mecánico elástico de tejido óseo personalizado con el método de los elementos finitos mediante la correcta reconstrucción ósea, distribución del campo de densidades a través de imágenes de tomografías axiales computarizadas, asignación de propiedades mecánicas como material heterogéneo y ortotrópico, así como también las condiciones de borde.

Este trabajo crea las bases teóricas y metodológicas para iniciar investigaciones numéricas y experimentales sobre el comportamiento mecánico del tejido óseo, incluyendo heterogeneidades, elasticidad, plasticidad y daño mecánico, es decir, la degradación progresiva de sus propiedades elásticas, con el fin de aumentar la optimización de las órtesis, así como también encontrar un sustituto adecuado de los materiales óseos y aumentar la fiabilidad de la estructura hueso-implante o la predicción de fracturas óseas.

REFERENCIAS

- AN, Y., DRAUGHN, R. (2000) *Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface*, (pp. 175-205). In CRC PRESS.
- ANDERSON, M.; KEYAK, J.; SKINNER, H. (1992) *Compressive mechanical properties of human cancellous bone after gamma irradiation*. Journal of Bone & Joint Surgery. Am, 74(5), 747-752.
- ASHMAN, R.; COWÍN, S.; VAN BUSKIRK, W.; RICE, J. (1984) *A continuous wave technique for measurement of elastic properties of cortical bone*. Journal of Biomechanics, 17(5), 349-361.
- BEAUPRÉ, G.; ORR, T.; CARTER, D. (1990) *An approach for time-dependent bone modeling and remodeling-application: a preliminary remodeling simulation*. Journal of Orthopaedic Research, 8(5), 651-670.

- BOSKEY, A. (2006) *Mineralization, Structure and Function of Bone en Dynamics of Bone and Cartilage Metabolism* (pp. 201-212). Edited by Seibel, M., Robins, S., Bilezikian, J. 2º edición.
- BURONI, F.; COMISSO, P.; CISILINO, A.; SAMMARTINO, M. (2004) *Determinación de las constantes elásticas anisótropas del tejido óseo utilizando tomografías computadas. Aplicación a la construcción de modelos de elementos finitos.* Mecánica Computacional, 23 (28), 3009-3032
- CARTER, D.; HAYES, W. (1977) *The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure.* Journal of Bone and Joint Surgery, 59A, 954-962.
- CISILINO, A.; D'AMICO, D.; BURONI, F.; COMMISSO, P.; SAMMARTINO, M.; CAPIEL, C. (2008) *Construcción de modelos computacionales para el análisis de esfuerzos mecánicos de piezas óseas utilizando imágenes de TC: aplicación a la articulación gleno-humeral.* Revista Argentina de Radiología, 72 (4), 443-448.
- CLARKE, B. (2008) *Normal bone anatomy and physiology.* Clinical Journal of the American Society of Nephrology, 3(S3), 131-140.
- COOLENS, C.; CHILDS, P. (2003) *Calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning of patients with metallic hip prostheses: the use of the extended CT-scale.* Physics in medicine and biology, 48(11), 1591-1603.
- DOBLARÉ, M.; GARCÍA, J.; GARCÍA, L. (2000) *Un proceso de remodelación ósea interna basado en los principios de la mecánica del daño.* Revista internacional de métodos numéricos para el cálculo y diseño en ingeniería, 16(4), 513-551.
- HELGASON, B.; PERILLI, E.; SCHILEO, E.; TADDEI, F.; BRYNJÓLFSSON, S.; VICECONTI, M. (2008) *Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: a literature review.* Clinical Biomechanics (Bristol, Avon), 23(2), 135-146.
- HENGSSBERGER, S.; ENSTROEM, J.; PEYRIN, F.; ZYSSET, P. (2003) *How is the indentation modulus of bone tissue related to its macroscopic elastic response? A validation study.* Journal of Biomechanics, 36(10), 1503-1509.

- KANEKO, T.; BELL, J.; PEJCIC, M.; TEHRANZADEH, J.; KEYAK, J. (2004) *Mechanical properties, density and quantitative CT scan data of trabecular bone with and without metastases*. Journal of Biomechanics, 37(4), 523–530.
- KAZEMBAKHSHI, S.; LUO, Y. (2014) *Constructing anisotropic finite element model of bone from computed tomography (CT)*. Journal Bio-Medical Materials and Engineering, 24(6), 2619–2626.
- LOTZ, J.; GERHART, T.; HAYES, W. (1990) *Mechanical properties of trabecular bone from the proximal femur: a quantitative CT study*. Journal of Computer Assisted Tomography, 14(1), 107–114.
- MAROM, S.; LINDEN, M. (1990) *Computer aided stress analysis of long bones utilizing computed tomography*, Journal of Biomechanics, 23(5), 399-404.
- MARTIN, R.; BURR, D.; SHARKEY, N. (1998) *Skeletal Tissue Mechanics* (2.2.1, 2.2.2). Edited by Springer Science & Business Media.
- MEYERS, M.; CHEN, P.; LIN, A.; SEKI, Y. (2008) *Biological materials: structure and mechanical properties*. Progress in Materials Science, 53(1), 1-206.
- MORGAN, E.; BAYRAKTAR, H.; KEAVENY, T. (2003) *Trabecular bone modulus–density relationships depend on anatomic site*. Journal of Biomechanics, 36(7), 897–904.
- MÜLLER-KARGER, C.; CERROLAZA, M. (2001) *Un nuevo método para la simulación de estructuras óseas mediante la versión P de elementos finitos*. Boletín Técnico IMME, 39(3), 23-54.
- NEIL, J.; DEMOS, T.; STONE, J.; HAYES C. (1983). *Tensile and compressive properties of vertebral trabecular bone*. Orthopaedic Research Society, 8: 344.
- PAKDEL, A.; FIALKOV, J.; WHYNE, C. (2016) *High resolution bone material property assignment yields robust subject specific finite element models of complex thin bone structures*. Journal of Biomechanics, 49(9), 1454-1460.
- PERILLO-MARCONI, A.; RYD, L.; JONSSON, K.; TAYLOR, M. (2004) A combined RSA and FE study of the implanted proximal tibia: correlation of the post-operative mechanical environment with implant migration. Journal of Biomechanics, 37(8), 1205-1213.

- PETTERSEN, S.; WIK, T.; SKALLERUD, B. (2009) Subject specific finite element analysis of stress shielding around a cementless femoral stem. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon), 24(2), 196-202.
- REILLY, D.; BURSTEIN, A. (1975) *The elastic and ultimate properties of the compact bone tissue*. *Journal of Biomechanics*, 8(6), 393-405.
- RHO, J.; SPEARING, L.; ZIOUPOS, P. (1998) *Mechanical properties and the hierarchical structure of bone*. *Medical Engineering & Physics*, 20 (2), 92-102.
- SAN ANTONIO, T.; MULLER-KARGER, C.; CASANOVA, E. (2006) *Análisis de sensibilidad en un modelo de tibia al utilizar diferentes correlaciones entre la densidad aparente obtenida de las TAC y el módulo de Young*. *Ponencia presentada Modalidad: Oral*. VIII Congreso Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería y Ciencias Aplicadas, CIMENICS, Margarita, Venezuela.
- TAYLOR, W.; ROLAND, E.; PLOEG, H.; HERTIG, D.; KLABUNDE, R.; WARNER, M.; HOBATHO, M.; RAKOTOMANANA, L.; CLIFT, S. (2002) *Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis*. *Journal of Biomechanics*, 35(6), 767-773.
- TOWNSEND, P.; RAUX, P.; ROSE, R.; MIEGEL, R.; RADIN, E. (1975) *The distribution and anisotropy of the Stiffness of Cancellous Bone in the Human Patella*. *Journal of Biomechanics*, 8(6), 363-367.
- TRABELSI, N.; YOSIBASH, Z.; WUTTE, C.; AUGAT, P.; EBERLE, S. (2011) *Patient-specific finite element analysis of the human femur--a double-blinded biomechanical validation*. *Journal of Biomechanics*, 44(9), 1666-1672.
- TURNER, C.; BURR, D. (1993) *Basic biomechanical measurements of bone: A Tutorial*. *Bone*, 14(4), 595-606.
- VAN BUSKIRK, W.; COWIN, S.; WARD, R. (1981) *Ultrasonic measurement of orthotropic elastic constants of bovine femoral bone*. *Journal of Biomechanics*, 103(2), 67-71.
- WANG, X.; NYMAN, J.; DONG, X.; LENG, H.; REYES, M. (2010) *Fundamental Biomechanics in Bone Tissue Engineering* (pp. 15-29). Edited by Morgan & Claypool Publishers.
- ZANNONI, C.; MANTOVANI, R.; VICECONTI, M. (1998) *Material properties assignment to finite element of bone structures: a new method*. *Medical Engineering & Physics*, 20(10), 735-740.

DISEÑO ESTRUCTURAL DE UNA SILLA DE RUEDAS ELÉCTRICA PLEGABLE PARA UNA PERSONA CON PROBLEMAS DE MOVILIDAD

*John Calle⁴¹, Erika Mendiola,
Francisco Lojano, Diego Castanier*

En este trabajo se lleva a cabo el diseño estructural de una silla de ruedas plegable considerando las necesidades específicas de un paciente en particular. En primera instancia se hace una revisión bibliográfica de diferentes dispositivos con características similares, posteriormente se detalla la situación médica que presenta el paciente con hiperlordosis y espasticidad muscular para conocer cuáles son las acciones y movimientos en los que tiene dificultad durante sus actividades cotidianas, y además se detalla cada uno de los resultados de médicos especialistas en el tema; a continuación se procede a diseñar la silla de ruedas eléctrica plegable con la ayuda del software AutoCAD Mechanical 2018 y Autodesk Inventor Professional 2018, se ejecutan después los cálculos de resistencia de los materiales para, garantizar que la silla soporte las solicitudes mecánicas a las que va a estar expuesta. Finalmente, se define un diagrama cinemático de forma que garantice que la silla pueda plegarse correctamente. Todo ello permite obtener una silla ergonómica y estética que cumple con las características definidas para la persona en mención.

Palabras clave: hiperlordosis, espasticidad muscular, silla de ruedas eléctrica plegable.

⁴¹Ing. Mecánica, Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, Ecuador {jcalle@ups.edu.ec}

INTRODUCCIÓN

Inicialmente se describe el diagnóstico actual de la paciente para conocer las limitaciones que se le presentan en el desarrollo de sus actividades cotidianas y establecer así los parámetros de diseño. Después, se hace un estudio del estado del arte de los dispositivos existentes que permiten ayudar a las personas con problemas de movilidad.

Diagnóstico y análisis de la necesidad

Se considera un paciente femenino con problema de marcha deficitaria debida una hipertonia y espasticidad severa en los miembros inferiores diagnosticada por un médico fisiatra rehabilitador. Entiéndase por *espasticidad* un trastorno motor caracterizado por un aumento dependiente de velocidad en el reflejo de estiramiento muscular con movimientos exagerados de los tendones acompañados de hiperreflexia e hipertonia debido a la hiperexcitabilidad neuronal, siendo este uno de los signos del síndrome de neurona motora superior. La paciente presenta una severa hiperlordosis lumbar y una escoliosis dorsolumbar severa de concavidad izquierda (ver Fig. 1.)

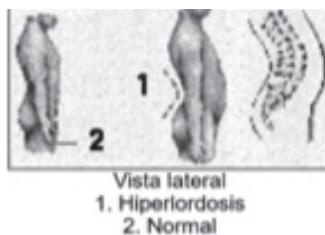


Figura 1. Hiperlordosis lumbar (Fuente: Red española de investigadores en dolencias de la espalda)

El estado de la paciente le impide movilizarse libremente y necesita la ayuda de otra persona para poder desplazarse, está sometida a riesgos de sufrir accidentes que atenten su integridad física en el momento de llevar a cabo cualquier actividad. Actualmente es sometida a un

proceso de fisioterapia, ya que para movilizarse lo hace con una marcha cruzada, por lo que es necesario que mientras se moviliza o lleva a cabo actividades de oficina mantenga sus piernas entreabiertas, por esto requiere un dispositivo que le permita desplazarse libremente en su ambiente laboral, es decir, que sea lo más ergonómico posible, estético y no afecte ninguna parte sensible de su cuerpo. Para ayudarle en su problema de espasticidad muscular, la paciente requiere una inyección de toxina botulínica cada ocho meses para que ese medicamento permita la relajación de sus músculos y hacérsele una fisioterapia adecuada.

Análisis cronológico de sillas de ruedas plegables

En el año 2000, Fukawa diseña la estructura de montaje para una silla de ruedas accionada eléctricamente. Este diseño surge de la dificultad que presentan las sillas de ruedas eléctricas plegables, ya que él considera que al incluir un motor eléctrico y una batería, su peso aproximado sería de 30 Kg, por lo cual, el introducirla en un vehículo sería un trabajo que no puede ejecutar una sola persona, por eso se diseñó una silla de ruedas en la que se puedan desmontar fácilmente las ruedas traseras y tenga un bastidor plegable. Este mecanismo se puede utilizar en sillas de ruedas eléctricas y de uso general, pudiendo así ser introducidas por una sola persona en vehículos con un estrecho espacio disponible.

Esto se puede lograr al poner la rueda trasera junto con un par de ruedas también traseras en la parte posterior del bastidor y a modo desmontable. “La pieza de la rueda trasera y el lado trasero del bastidor están provistos de un elemento de bloqueo y un elemento de recepción que pueden acoplarse entre sí y están dispuestos de manera conveniente”. El miembro receptor está constituido por una superficie de bloqueo cóncava en el lado alejado del elemento de bloqueo, el cual consta de un rebaje de inserción en el que puede insertarse el miembro de recepción. En la silla de ruedas, la parte de la rueda trasera puede ser simplemente montada o separada del bastidor por medio de un gancho (Hisashi Furukawa, 2000) (ver Fig. 2).

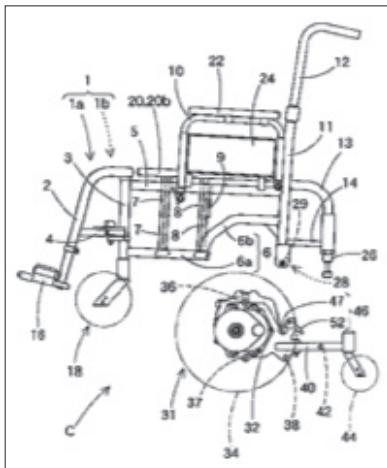


Figura 2. Estructura de montaje para una silla de ruedas accionada eléctricamente. Furukawa, H. (2000)

En el año 2002 se crea un andador/silla de ruedas motorizado. Al pasar de los años se han venido utilizando sillas de ruedas con diferentes accionamientos y andadores de diversos tipos, sin embargo, este diseño se basa en una silla de ruedas en combinación con una caminadora. La ventaja que ofrece a diferencia de otros dispositivos similares es que se puede plegar con la finalidad de que sea fácil de almacenar y trasladar.

Su diseño se basa en un bastidor A, en uno de cuyos extremos se encuentra unido a un motor y el otro extremo se encuentra unido a una rodadura que se une en un punto de pivote en su vértice. Desde uno de sus extremos se sitúa el conjunto de mango de control, que va a permitir controlar la velocidad al utilizar el dispositivo como una caminadora. El asiento está asegurado en su parte trasera al separador del soporte del asiento.

Además, el diseño consta de controles manuales que permiten regular el funcionamiento de un motor impulsado por la rueda, u opcionalmente, a motores separados que accionan dos ruedas. En la figura 3 se puede observar un eslabonamiento 30, que permite que la viga se eleve hacia arriba permitiendo posteriormente que “la disposición de ruedas giratorias de desplazamiento se mueva en proximidad entre sí mientras el asiento

se pliega hacia arriba y toda la unidad queda de modo portátil o plegada” (ver Fig. 3) (Aaron J. Epstein, 2002).

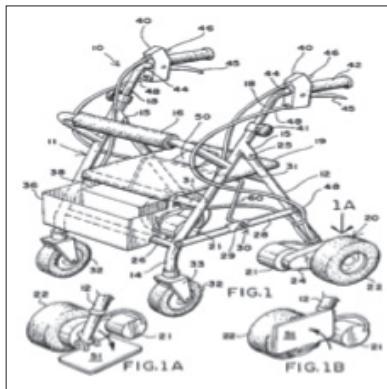


Figura 3. Silla de ruedas motorizados Epstein, A. J. (2002)

En 2012 se crea la silla de ruedas eléctrica plegable con base en las premisas del cuidado humano para incrementar el progreso social y ayudar con la movilidad de los discapacitados, ancianos y enfermos. Se ha desarrollado una silla de ruedas eléctrica proporcional al cuerpo para reemplazar así su acción, y aunque no se pueden resolver del todo ciertos problemas, estos se han ido reduciendo. Lo que se pretende es llevar a cabo un plegado de la silla en el menor tiempo posible y sin tener que desmontar las ruedas motrices.

Para cumplir con los objetivos, la estructura de una silla de ruedas plegable comprende un grupo silla, una combinación de un miembro de sentado, un miembro de bastidor de asiento conectado al segundo pivote, el segundo bastidor y el primer marco están conectados de manera pivotante a la primera trama y la tercera trama está conectada de manera pivotante al miembro de asiento, que es conectado a su vez de manera pivotante a la silla grupo a través del miembro que se sienta. Una primera trama, una segunda trama y una tercera trama forman una articulación de cuatro barras y la silla se pliega. Tiene un grupo de dos ruedas de accionamiento separadas y montadas en un lado inferior del tercer grupo de bastidor de asiento de modo que la trayectoria de la silla plegable se encuentre perpendicular al eje de la rueda (ver Fig. 4) (Wu Bixiang, Julio 2012).

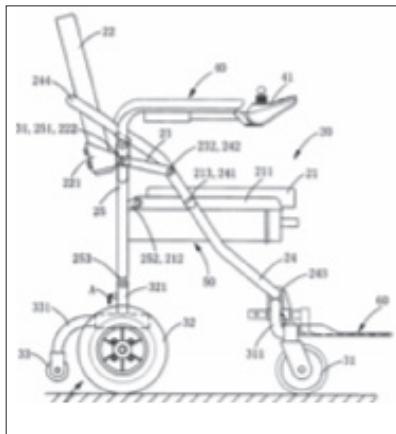


Figura 4. Silla de ruedas eléctrica plegable. Wu Bixiang (2012)

En 2012 se presenta la silla de ruedas con mecanismo para subir escalones. Este mecanismo ofrece a los usuarios una buena autonomía en el manejo y está diseñado para personas con problemas de locomoción o movilidad reducida en sus piernas (ver Fig. 5) (Escudero Mendoza, J.P.; Ruiz Miranda, C.F. (2012)).



Figura 5. Silla de ruedas que sube y baja escaleras Escudero Mendoza, J. P., & Ruiz Miranda, C. F. (2012)

En 2015, Gao diseña una silla de ruedas eléctrica plegable. El uso de sillas eléctricas para facilitar la movilidad y transporte de las personas con discapacidad es muy común, sin embargo, los motores eléctricos y

las baterías le añaden un peso considerable. Por eso este diseño se basa en los problemas relacionados con el gran peso y volumen de una silla de ruedas para proporcionar a los usuarios una silla de ruedas plegable, fácil de transportar, ligera y, al mismo tiempo, segura y cómoda.

Con el fin de lograr esas características, la silla de ruedas eléctrica es plegable usando un conjunto de elementos de bastidor unidos estratégicamente entre sí en los puntos de articulación y permitiendo así que el asiento, el bastidor de soporte trasero, un bastidor principal y otro bastidor de soporte inferior puedan ser plegados fácilmente. Los motores eléctricos son accionados por un par de baterías ubicadas en los elementos de soporte huecos del bastidor principal, de tal forma que reduce el volumen total y el peso de la silla de ruedas eléctrica.

La silla de ruedas eléctrica plegable comprende un “bastidor de soporte plegable, cuatro ruedas unidas al bastidor, un par de motores conectados cerca de las ruedas traseras para la unidad de accionamiento, un asiento de apoyo y una fuente de energía” (ver Fig. 6) (Zi Gao Gui, 23 junio 2015).

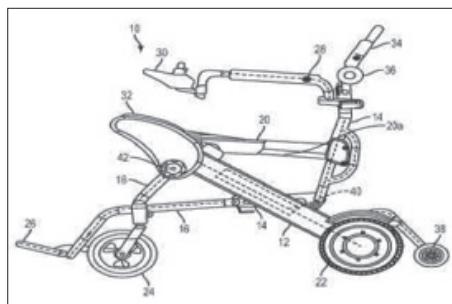


Figura 6. Silla de ruedas eléctrica plegable. Gao, Z. G. (2015)

En 2016 salió al mercado la silla eléctrica plegable Kittos (Fig. 7), que es una de las más livianas en el mercado con un peso de solo 23.7 Kg, de dimensiones bastante reducidas y con sistema de plegado bastante sencillo. La Kittos soporta un peso máximo de 160 Kg, además de que presenta un conjunto asiento y respaldo bastante cómodo que ofrece un confort bastante aceptable.



Figura 7. Silla de ruedas eléctrica plegable Kittos (Fuente: Totalcare Europe)

DESARROLLO

Condiciones de diseño

El diseño se basa en una revisión bibliográfica de dispositivos como “sillas de ruedas eléctricas plegables” de autores que han considerado parámetros para garantizar que la silla esté motorizada, presente condiciones de ergonomía, antropometría, estética y sea fácil de transportar (plegable). El valor agregado de este diseño es que al ser destinada a una persona determinada y conocer su situación actual, se pretende que la estructura sea lo más liviana posible para garantizar condiciones de resistencia estructural, así como tener en cuenta también el uso de materiales nuevos en el momento de su construcción.

Propuesta de diseño de la silla de ruedas eléctrica plegable

En la Fig. 8 se presenta la propuesta de diseño de la estructura de la silla de ruedas en el que se utilizarán para el chasis perfiles rectangulares de aluminio de 50 mm x 40 mm y 4 mm de espesor de pared; para la base del asiento, ejes de aluminio de 25 mm; para la estructura del espaldar, perfiles tubulares de 25 mm y 1.5 mm de espesor de pared; y para las uniones, pasadores de acero inoxidable (esfuerzo de fluencia igual a 150 MPa) de 10 mm y un motor en cada rueda trasera que le permita girar 360°.

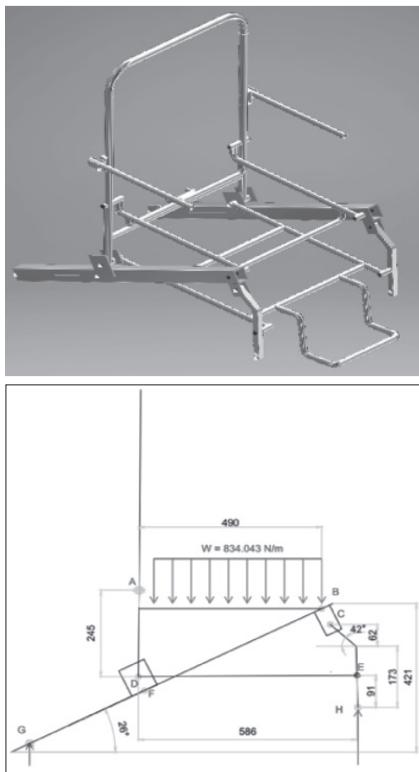


Figura 8. Propuesta del diseño estructural de la silla de ruedas plegable creada en Autodesk Inventor Professional 2018 y AutoCad Mechanical 2018 (Fuente: los autores)

Análisis estructural del mecanismo de barras

Para el dimensionamiento de los elementos y garantizar que la estructura funcione correctamente al estar sometida a la carga de la persona, que es de 83.32 Kg, se hace un análisis estático de todo el armazón de la silla de ruedas, así como de los esfuerzos a los cuales va a estar sometido cada elemento. Las ecuaciones utilizadas y los resultados obtenidos se presentan en la tabla 1.

Tabla 1. Diagrama de cuerpo libre de cada barra con la fuerza que actúa sobre cada nodo y el tipo de esfuerzo al cual está sometido cada elemento (las longitudes de los elementos están en mm) (Fuente: los autores)

Elemento	Diagrama de cuerpo libre	Fuerzas en los nodos y en las barras
Armazón completo		$\sum F_y = 0$ $-400.681 N + F_B + F_H = 0$ $\sum M_B = 0$ $400.681 N (0.342 m) - F_G (0.800 m) = 0$ $F_G = 158.828 N$ $F_H = 249.853 N$
AB		$\sum F_y = 0$ $F_{A2} + F_{B2} - 400.681 N = 0$ $\sum M_A = 0$ $-400.681 N (0.245 m) - F_B (0.490 m) = 0$ $F_B = 204.341 N$ $F_{A2} = 201.34 N$ Elemento sometido a flexión
AD		$\sum F_y = 0$ $-F_{D2} + F_{Dy} = 0$ $F_{D2} = F_{Dy}$ $F_D = 204.34 N$ Elemento sometido a compresión
DF		$\sum F_y = 0$ $F_{D2} + F_x (\cos 26^\circ) = 0$ $F_x = \frac{204.34 N}{\cos 26^\circ} = 227.349 N$ $\sum F_x = 0$ $F_{D2} = \frac{F_x}{\cos 64^\circ} = 0$ $F_{D2} = 518.622 N$ Elemento sometido a compresión
DE		$\sum F_y = 0$ $F_{D2} - F_{E2} = 0$ $F_{D2} = F_{E2}$ $F_{Ex} = 204.34 N$ $\sum F_x = 0$ $-F_{D2} + F_{Ex} = 0$ $F_{Ex} = 518.622 N$ Elemento sometido a tracción
BG		$\sum F_y = 0$ $F_{B2} + F_{G2} - F_G = 0$ $F_{G2} = F_{B2} + F_{G2} - F_G$ $F_{G2} = F_G (\cot 36.7^\circ) + 704.341 N = 154.839 N$ $F_{G2} = 223.828 N$ $F_G = \frac{223.828 N}{\cot 42^\circ} = 379.377 N$ $F_G = \frac{204.341 N}{\cot 42^\circ} = 271.960 N$ Elemento sometido a compresión
CH		Elemento sometido a compresión

Como se puede observar en la tabla 1, las condiciones de equilibrio se cumplen en todas las barras y, por tanto, la estructura es estable.

Para la obtención del valor del área transversal se utiliza el esfuerzo permisible mediante las ecuaciones 1 y 2 que se muestran a continuación

$$A = \frac{F}{\sigma_{máx}} \quad (1)$$

donde A es el área transversal, F es la fuerza que actúa sobre el elemento y $\sigma_{máx}$ es el esfuerzo máximo.

$$\sigma_{perm} = \frac{\sigma_y}{F.S.} \quad (2)$$

donde σ_{perm} es el esfuerzo permisible, σ_y es el esfuerzo de fluencia que para la aleación de aluminio 6061 es de 255 MPa y $F.S.$ es el factor de seguridad. Para garantizar que la estructura no falle, así como la integridad de la persona, se utilizará un factor de seguridad de 3; además, la relación entre el esfuerzo máximo y el esfuerzo permisible debe ser menor de 1.

En la tabla 2 se muestra el valor mínimo del área transversal de los elementos sometidos a tracción y compresión.

Tabla 2. Valor mínimo del área transversal de los elementos sometidos a tracción y compresión (Fuente: los autores)

Elemento	Valor mínimo de la sección transversal	Valor utilizado en el diseño
AB	$\sigma_{perm} = \frac{\sigma_y}{F.S.}$ $\sigma_{perm} = 85 \times 10^6 \text{ Pa}$ $\frac{\sigma_{máx}}{\sigma_{perm}} = 0.8$ $\sigma_{máx} = 6.8 \times 10^7$ $A = \frac{F}{\sigma_{máx}}$ $A = \frac{204.34 \text{ N}}{6.8 \times 10^7 \text{ Pa}} = 3.005 \text{ mm}^2$	$A = 110.741 \text{ mm}^2$
DE	$\sigma_{perm} = \frac{\sigma_y}{F.S.}$ $\sigma_{perm} = 85 \times 10^6 \text{ Pa}$ $\frac{\sigma_{máx}}{\sigma_{perm}} = 0.8$ $\sigma_{máx} = 6.8 \times 10^7$ $A = \frac{F}{\sigma_{máx}}$ $A = \frac{518.622 \text{ N}}{6.8 \times 10^7 \text{ Pa}} = 7.62 \text{ mm}^2$	$A = 87.179 \text{ mm}^2$
BG	$\sigma_{perm} = \frac{\sigma_y}{F.S.}$ $\sigma_{perm} = 85 \times 10^6 \text{ Pa}$ $\frac{\sigma_{máx}}{\sigma_{perm}} = 0.8$ $\sigma_{máx} = 6.8 \times 10^7$ $A = \frac{F}{\sigma_{máx}}$ $A = \frac{274.968 \text{ N}}{6.8 \times 10^7 \text{ Pa}} = 4.043 \text{ mm}^2$	$A = 122.5 \text{ mm}^2$
CH	$\sigma_{perm} = \frac{255 \times 10^6 \text{ Pa}}{3}$ $\sigma_{perm} = 85 \times 10^6 \text{ Pa}$ $\frac{\sigma_{máx}}{\sigma_{perm}} = 0.8$ $\sigma_{máx} = 6.8 \times 10^7$ $A = \frac{F}{\sigma_{máx}}$ $A = \frac{379.377 \text{ N}}{6.8 \times 10^7 \text{ Pa}} = 5.579 \text{ mm}^2$	$A = 54.67 \text{ mm}^2$

Para la obtención del valor mínimo del área transversal del elemento AB se verificará que la relación entre la deflexión máxima y la longitud sea 0.003. Según el libro *Resistencia de materiales* de Robert L. Mott, es usada en la parte general de una máquina.

Al ser una barra articulada y convertir la carga distribuida en una carga puntual que va a actuar en el centro del elemento, se puede obtener la deflexión máxima a partir de la relación:

$$y = -\frac{PL^3}{48EI} \quad (3)$$

donde y es la deflexión máxima, P es la carga que actúa sobre la barra, L es la longitud de la barra, E es el módulo de elasticidad del material, para la aleación de aluminio 6061 es de 68.9 GPa e I es la inercia de la barra.

$$y = -\frac{(-408.681 N)(0.49 m)^3}{48(68.9 \times 10^9 Pa) \left(\frac{\pi(0.025)^4}{64}\right)} = 0.00075 m = 0.75 mm$$

$$\frac{0.75}{490} = 0.001 \text{ que es menor a } 0.003 \text{ por lo tanto es aceptable}$$

Para el dimensionamiento de los pasadores se utilizarán las ecuaciones 1 y 2, cuyo lugar del esfuerzo máximo se considerará el esfuerzo cortante:

$$\tau = \frac{F}{A} \quad (4)$$

donde τ es el esfuerzo cortante.

Tabla 3. Valor mínimo de la sección transversal de los pasadores de cada nodo de la armadura. (Fuente: los autores)

Nodo	Valor mínimo de la sección transversal	Valor utilizado en el diseño
A	$\tau_{perm} = \frac{\sigma_y}{F.S.}$ $\tau_{perm} = 5 \times 10^7 Pa$ $\frac{\tau_{máx}}{\tau_{perm}} = 0.8$ $A = \frac{F}{\tau_{máx}}$ $A = \frac{204.34 N}{4 \times 10^7 Pa} = 5.1085 mm^2$	$A = 78.53 mm^2$
B	$\tau_{perm} = \frac{\sigma_y}{F.S.}$ $\tau_{perm} = 5 \times 10^7 Pa$ $\frac{\tau_{máx}}{\tau_{perm}} = 0.8$ $A = \frac{F}{\tau_{máx}}$ $A = \frac{204.34 N}{4 \times 10^7 Pa} = 5.1085 mm^2$	$A = 78.53 mm^2$

C	$\tau_{perm} = \frac{\sigma_y}{F.S.}$ $\tau_{perm} = 5 \times 10^7 Pa$ $\frac{\tau_{máx}}{\tau_{perm}} = 0.8$ $A = \frac{F}{\tau_{máx}}$ $A = \frac{349.377 N}{4 \times 10^7 Pa} = 8.7344 mm^2$	$A = 78.53 mm^2$
D	$\tau_{perm} = \frac{\sigma_y}{F.S.}$ $\tau_{perm} = 5 \times 10^7 Pa$ $\frac{\tau_{máx}}{\tau_{perm}} = 0.8$ $A = \frac{F}{\tau_{máx}}$ $A = \frac{204.34 N}{4 \times 10^7 Pa} = 5.1085 mm^2$	$A = 78.53 mm^2$
E	$\tau_{perm} = \frac{\sigma_y}{F.S.}$ $\tau_{perm} = 5 \times 10^7 Pa$ $\frac{\tau_{máx}}{\tau_{perm}} = 0.8$ $A = \frac{F}{\tau_{máx}}$ $A = \frac{518.622 N}{4 \times 10^7 Pa} = 12.9656 mm^2$	$A = 78.53 mm^2$
G	$\tau_{perm} = \frac{\sigma_y}{F.S.}$ $\tau_{perm} = 5 \times 10^7 Pa$ $\frac{\tau_{máx}}{\tau_{perm}} = 0.8$ $A = \frac{F}{\tau_{máx}}$ $A = \frac{158.8 N}{4 \times 10^7 Pa} = 3.97 mm^2$	$A = 78.53 mm^2$
H	$\tau_{perm} = \frac{\sigma_y}{F.S.}$ $\tau_{perm} = 5 \times 10^7 Pa$ $\frac{\tau_{máx}}{\tau_{perm}} = 0.8$ $A = \frac{F}{\tau_{máx}}$ $A = \frac{249.053 N}{4 \times 10^7 Pa} = 6.246 mm^2$	$A = 78.53 mm^2$

A fin de determinar el espesor de las placas que unen la estructura del espaldar con el chasis se analizará el esfuerzo en el apoyo, para lo cual se utilizará la siguiente ecuación:

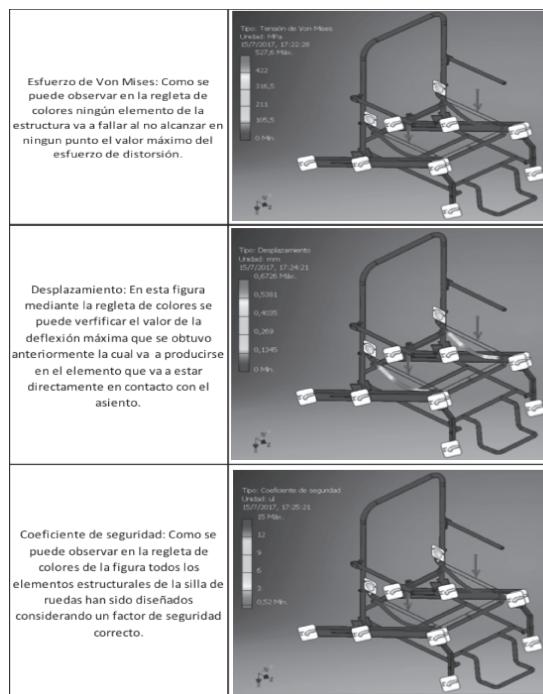
$$\sigma_{máx} = \frac{F}{t d} \quad (5)$$

donde t es el espesor de la placa y d es el diámetro del agujero.

En el diseño, el valor utilizado para el espesor de la placa es de 4 mm, por lo que no se producirá deformación del material como resultado del apoyo del pasador.

Finalmente, para verificar que la estructura no falle se hace una simulación de su estructura mediante el uso del software Autodesk Inventor Professional 2018, cuyos resultados se presentan en la tabla 4. También se puede obtener un peso aproximado de 8 Kg mediante la herramienta *Propiedades físicas* de ese software.

Tabla 4. Simulación del comportamiento de la estructura de la silla de ruedas sometida una carga de 83.32 Kg. (Fuente: los autores)



Análisis cinemático del proceso de plegado

Para garantizar que la silla pueda plegarse correctamente se ha llevado a cabo el diagrama cinemático que se muestra en la Fig. 9. El

comportamiento de la silla al estar abierta debe ser el de una estructura, y esto se puede verificar mediante el uso de la Condición de Gruebler, la cual reza que “si el grado de libertad del sistema de eslabonamientos es cero, entonces el sistema se comportará como una estructura”.

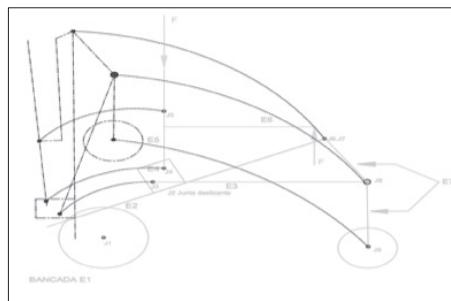


Figura 9. Diagrama cinemático del proceso de plegado de la silla de ruedas realizada en el software AutoCad Mechanical 2017 (Fuente: los autores)

$$GDL = 3(L - 1) - 2J_1 \quad (4)$$

Donde L es el número de eslabones (E) y J1 es el número de juntas

$$GDL = 3(7 - 1) - 29 = 0$$

En la figura 9 se presenta un diagrama que muestra la silla abierta y plegada.

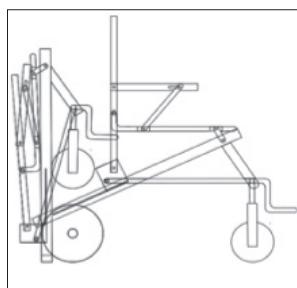


Figura 10. Representación del proceso de plegado de la silla realizada en el software AutoCad Mechanical 2018 (Fuente: los autores)

Selección del cojín

Se utilizará un cojín de espuma suave y contorneada para aumentar el confort contribuyendo a mantener una postura sana en la silla de ruedas. Debe ser anatómico y proporcionar estabilidad lateral y posterior facilitando el alineamiento corporal y maximizando la superficie de contacto.

Selección de motor

Se utilizará un motor de 24 V, 50 A y 250 W en cada rueda de 10”, controlados por un *joystick* y freno EMB en cada motor.

CONCLUSIONES

Para obtener un diseño eficiente es indispensable partir de las necesidades del paciente, lo cual permitirá que se ajusten todos los sistemas a su antropometría y que además sea estética y ergonómica.

Las herramientas de ingeniería ofrecen su aporte para garantizar en el diseño virtual que la silla cumpla todos los requerimientos mecánicos a la que va a estar expuesta, y permiten analizar cinemáticamente el mecanismo de tal manera que el comportamiento de la silla abierta sea el de una estructura fija.

La silla diseñada puede ser plegada fácilmente para que pueda transportarse cómodamente cuando no está en uso.

La estructura de la silla de ruedas diseñada pesa 8 Kg, peso similar al de las sillas más ligeras actualmente existentes en el mercado.

REFERENCIAS

RED ESPAÑOLA DE INVESTIGADORES EN DOLOR DE LA ESPALDA. Hiperlordosis
Disponible: <http://www.espalda.org/divulgativa/dolor/causas.Alteraciones/Hiperlordosis.asp>

ANON (2017) *Lesiones de la médula espinal*. Disponible: <http://www.scirecovery.org/ssci.htm#top>.

BEER, F.; JOHNSTON, R. (2010) *Mecánica de material*. 5^a edición, McGraw Hill.

- EPSTEIN, A.J. (2002) *U.S. Patent No. 6.378.883*. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- GAO, Z. G. (2015). *U.S. Patent No. 9.060.909*. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- FURUKAWA, H. (2000). U.S. Patent No. 6,135,222. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- HIBBEKER R. (2011) *Mecánica de materiales*. 8^a edición. Editorial Pearson.
- PÉREZ, MIGUEL; MYRIO, N.I. (s.f) *La innovadora silla de ruedas salvaescaleras*. Blogthinkbig.com. Disponible <http://blogthinkbig.com/la-silla-ruedas-sube-escaleras/>
- MOTT, R. L. (2008) *Resistencia de materiales*. 5^a edición. Pearson Educación.
- LEET, K., CHIA-MING, U. (2006) *Fundamentos de análisis estructural*. 2^a edición. Mc Graw Hill.
- RED ESPAÑOLA DE INVESTIGADORES EN DOLENCIAS DE LA ESPALDA. *Hiperlordosis* Disponible: <http://www.espalda.org/divulgativa/dolor/causas/alteraciones/hiperlordosis.asp>
- RODRIGO, B.J.; JORGE, A.V.; LUIS, C.Á.T.J.; DAMIÁN, C. R. J.; GERARDO, R.S.; FIACRO, J.P. (2011). Espasticidad, conceptos fisiológicos y fisiopatológicos aplicados a la clínica. En: *Revista Mexicana de Neurociencia*. Mayo Junio, 12(3), 141-148.
- TOTAL CARE, KITTOS. Disponible: <http://www.totalcare-europe.com/producto/kittos/>
- WU BIXIANG (2012) Patente CN101268978 B.

PROPUESTA DE VESTUARIO PARA PERSONAS CON PARAPLEJIA

*Elmer A. Carvajal Endara⁴²,
Sonia E. Inuca Morales⁴³*

En la investigación sobre una propuesta de vestuario que aporta a mejorar la autonomía de las personas que padecen paraplejia, con un análisis de su condición física, psicológica y su entorno, se evidencia comportamientos con familiares, amigos y en general con la sociedad, se determinan gustos y preferencias, así también se identifican las dificultades y daños que les ocasiona su vestuario diario. Para el estudio cuantitativo se tomó en cuenta una población de 2.452 habitantes (CONADIS, 2015) de la ciudad de Ibarra con discapacidad física, y se calcula una muestra representativa de 109 personas con paraplejia, a quienes se encuesta. Para el análisis estadístico de los datos se utiliza el software Excel y Statgraphics basándose en un análisis multivariante y un ANOVA multifactorial, se hace covarianza, correlación de Spearman, un análisis de varianza de varios factores y pruebas de rangos múltiples y, mediante gráficas de medias, interacciones y residuos, se interpretan los efectos significativos y se juzga si los datos tienen representatividad; no obstante, se aplica además el enfoque cualitativo para las entrevistas a personas clave en las líneas de Fisioterapia, Psicología, Traumatología y Enfermería. En lo concerniente al diseño se utiliza la metodología Doble Diamante, que permite descubrir, definir, desarrollar y distribuir cada uno de los procedimientos para elaborar y desarrollar los bocetos

⁴²Pontificia Universidad Católica del Ecuador, Sede Ibarra, Ibarra-Ecuador. {eacarvajal@pucesi-edu.ec}

⁴³Pontificia Universidad Católica del Ecuador, Sede Ibarra, Ibarra-Ecuador.
{elizabithinuca.31@gmail.com}

de la colección, que consta de 6 conjuntos, los cuales tienen variaciones en la mordería, bosquejo y medidas antropométricas para esta tipología, cuyas prendas que la conforman son funcionales, cómodas y orientadas a facilitar los movimientos al vestirse y desvestirse. Se utilizan insumos de fácil manipulación como velcro, cierres, botones de imán, elásticos y, con un rediseño de los moldes básicos, estos se acoplan a la forma corporal para facilitar así las actividades diarias de estas personas.

Palabras clave: Paraplejía, colección, doble diamante, vestuario, diseño, antropométricas, análisis multivariante, ANOVA multifactorial, correlación.

INTRODUCCIÓN

Una persona parapléjica es aquella que adolece de una parálisis que afecta a la mitad inferior de su cuerpo con pérdida total o parcial de la función motora y sensitiva, sea torácica, lumbar o sacra (Discapnet, 2015). Esta investigación contribuye al objetivo N° 2 del Plan Nacional del Buen Vivir, (2013), que manifiesta “auspiciar la igualdad, la cohesión, la inclusión y la equidad social y territorial en la diversidad” (SENPLADES, 2013, p.111). Según Moreno, (2011), en los últimos 30 años, las investigaciones sobre la paraplejia han “tratado de restaurar la función neuronal usando prótesis neurales, tratamientos quirúrgicos”, etc. (National Institute of Neurological Disorders and Stroke, 2010), “cambios en la función sexual y reproductiva” (Sipski y Richards, 2006), “implicaciones psicosociales” (Sullivan, 1996), “afrontamiento y adaptación” (O’Connor, y col. 2004 y “las repercusiones en la vida social y laboral de los individuos” (citado en Moreno (2011, pp 31), por tanto, para las personas con paraplejia es muy importante la libertad para en la toma de decisiones y el poder de la autodeterminación (Moreno, 2011, pp. 38). Es así que es de vital importancia determinar cómo se enmarca el diseño de vestuario dentro de las necesidades de la sociedad, pues existe generalización de tipologías y tallaje a los cuales las personas que padecen paraplejia tienen que acoplarse y mejorar su movilidad. Pocos son los estudios efectuados sobre este problema y son mínimas las soluciones que se han ofrecido, especialmente en la ciudad de Ibarra, aunque hay fundaciones benéficas, sin embargo, muchas de estas personas no cuentan con el suficiente apoyo económico que requiere esta discapacidad; el

objetivo es mejorar la autonomía de las personas que padecen paraplejia mediante el uso del vestuario adaptable a su condición facilitándoles movilidad y reducción de esfuerzo al cambiarse de ropa, para esto se incorporan prendas adaptadas que brindan comodidad y ahorro de energía y tiempo, además de que deben estar inmersas bajo el concepto de moda “actual que se encuentra en vigor y que interesa a una mayoría en un momento determinado” [...] “algo cultural, expresa el espíritu del tiempo y es uno de los indicios más inmediatos de los cambios sociales, políticos, económicos y culturales” (Micó, 2009).

En la investigación se recopila información primaria y secundaria, haciendo el diagnóstico de las condiciones físicas, psicológicas y el entorno de las personas discapacitadas con base en la muestra de 109 encuestas y 4 entrevistas a profesionales expertos en Paraplejia. Una vez obtenida la información se procede a la tabulación y análisis mediante las herramientas estadísticas como software Excel y Statgraphics, que interpretan los efectos significativos. Después, se clasifican según las preferencias del posible consumidor de la colección y también se establece la propuesta del diseño y elaboración de una colección de 6 prendas adaptadas, funcionales y cómodas elaboradas con insumos de fácil manipulación y efectuadas con el método de doble diamante. Finalmente, se presentan las conclusiones.

MÉTODO

Los métodos utilizados parten de la investigación aplicada, el método deductivo, analítico y sintético, que se aplican sistemáticamente. Se toma como base una población de 2.452 habitantes (CONADIS, 2015) de la ciudad de Ibarra con discapacidad física y se calcula la muestra representativa con la fórmula para poblaciones finitas:

$$n = \frac{Nd^2x^2}{(N-1)e^2 + d^2x^2} = 109$$

(1)

En el enfoque cuantitativo se tabulan las encuestas dirigidas a personas con discapacidad, y en lo cualitativo se hacen entrevistas a especialistas

en la materia, personas clave en las líneas de Fisioterapia, Psicología, Traumatología y Enfermería (Sánchez, 2015; Santamaría, 2015; Paspuel, 2013; Oña, 2015), citado en Inuca (2017). Para el análisis estadístico, herramientas como el software Excel y Statgraphics nos permiten hacer análisis multivariantes y un ANOVA multifactorial para así obtener resultados estadísticamente significativos sobre las preferencias del vestuario mejorado.

El diseño cuasi experimental se utiliza para la validación de la propuesta de vestuario a fin de advertir si las prendas son o no adecuadas para las personas parapléjicas. Para el desarrollo de la propuesta se prefirió la metodología Doble Diamante, que incluye cuatro fases distintas: “Descubrir, definir, desarrollar y entregar o distribuir cada una con los procedimientos necesarios que se establecen en un orden lógico” (De Benito, A., 2015).

Se aplica la observación a personas con paraplejia para obtener la información en cuanto a indumentaria actual y su funcionalidad, actividades cotidianas, etc. El fichaje se efectúa con un análisis antropométrico, y para eso se diseñó una tabla de medidas básicas que se aplica a las personas. Luego de ser analizadas y revisadas se segmentaron para obtener el cuadro de tallas, materiales textiles e insumos.

ANÁLISIS DE RESULTADOS

Análisis multivariado (forma de vestir)

Datos/variables

- Vestuario actual cómodo (1 = Sí , 2 = No)
- ¿Le gustaría un vestuario adaptado? (1= Sí, 2 = No)
- Costo (1= \$10-\$20, 2 = \$20-\$30, 3 = \$30-\$50, 4 = \$50-\$70, 5 = \$70 o más)
- Actividad (1 = Ninguno, 2 = Trabaja, 3 = Estudia)

Selección de la variable: forma de vestir

Este procedimiento analiza los datos cuantitativos, calcula varios estadísticos e incluye correlaciones, covarianzas y correlaciones parciales. En el procedimiento también están incluidas una serie de gráficas multivariadas que

proporcionan vistas interesantes de los datos (STATGRAPHICS, 2015). A continuación se muestran las variables con los datos estadísticos analizados.

Tabla 1. Resumen estadístico de 4 variables

	<i>Vestuario actual cómodo</i>	<i>¿Le gustaría un vestuario adaptado?</i>	<i>Costo</i>	<i>Actividad</i>
Recuento	109	109	109	109
Promedio	1,75229	1,19266	2,68807	1,92661
Desviación estándar	0,433674	0,39621	0,728993	0,68996
Coeficiente de variación	24,749%	33,2207%	27,1195%	35,8122%
Mínimo	1,0	1,0	1,0	1,0
Máximo	2,0	2,0	5,0	3,0
Rango	1,0	1,0	4,0	2,0
Sesgo estandarizado	-5,05188	6,73601	1,76589	0,411678
Curtosis estandarizada	-1,29278	1,07962	0,123946	-1,85069

Elaborado por Carvajal, Inuca (2016)

Se observan las medidas de tendencia central, variabilidad y forma, de particular interés es el sesgo y la curtosis estandarizada, y se usan para determinar si la muestra proviene de una distribución normal. Las siguientes variables muestran valores de sesgo estandarizado y de curtosis estandarizada fuera del rango esperado: *vestuario actual cómodo*; *¿le gustaría un vestuario adaptado?* (Statgraphics, 2015)



Figura 1. Correlaciones de las 4 variables vs. edad, tomado de Statgraphics, 2015 y elaborado por Carvajal, Inuca (2016)

Tabla 2. Correlación ordinal de Spearman

	Vestuario actual cómodo	¿Le gustaría un vestuario adaptado?	Costo	Actividad
Vestuario actual cómodo		-0,1508 (109)	-0,3833 (109)	0,2427 (109)
		0,1171	0,0001*	0,0117*
¿Le gustaría...? un vestuario adaptado?	-0,1508 (109)		-0,0182 (109)	-0,3205 (109)
	0,1171		0,8501	0,0009*
Costo	-0,3833 (109)	-0,0182 (109)		0,0804 (109)
	0,0001*	0,8501		0,4034
Actividad	0,2427 (109)	-0,3205 (109)	0,0804 (109)	
	0,0117*	0,0009*	0,4034	

Nota. Correlación, * Valor-P menor a 0,05 correlaciones significativamente diferentes de cero. Elaborado por Carvajal, Inuca (2016).

La figura 1 y la tabla 2 muestran las correlaciones por rango de Spearman entre cada par de variables. El rango de estos coeficientes va de -1 a +1, y miden la asociación entre las variables. El tercer número en cada bloque de la tabla es un valor-P que prueba la significancia estadística de las correlaciones estimadas. Valores-P abajo de 0,05 indican correlaciones significativamente diferentes de cero, con un nivel de confianza del 95,0%. (Statgraphics, 2015).

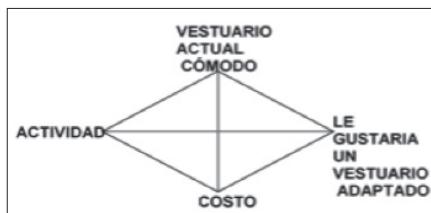


Figura 2. Rayos de las variables. Elaborado por Carvajal, E., Inuca (2016)

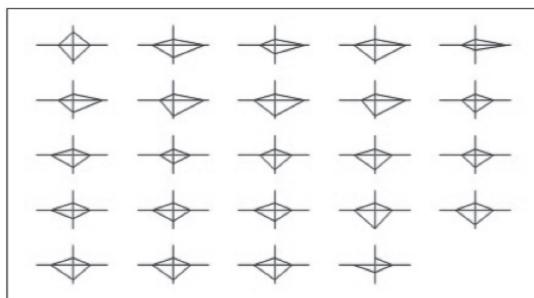


Figura 3. Rayos glifo de las variables cuantitativas caso por caso.

Elaborado por Carvajal, Inuca (2016)

Cada uno de los polígonos es un glifo. En la Fig. 3, la distancia desde el centro del polígono hasta cada vértice representa el valor de una variable para esa fila, la distancia desde el centro hasta la parte superior de cada polígono representa el valor observado de *vestuario actual cómodo*. Los extremos de los rayos están localizados en la media de cada variable más tres desviaciones estándar, mientras que el centro se encuentra en la media menos tres desviaciones estándar (Statgraphics, 2015). De lo observado en la figura 3 se puede deducir que la mayoría de las personas responden que no están de acuerdo con su *vestuario actual*, y esto se observa en la reducción del triángulo hacia el punto medio del eje de las Y, lo que contrasta con el rombo al lado derecho que indica si “*les gustaría un vestuario adaptado*” porque es mayor la pronunciación del vértice en el eje de las equis (X).

ANOVA Multifactorial - género (forma de vestir)

Variable dependiente: Género (0 = Masculino 1 = Femenino)

Factores

- Vestuario actual cómodo (1 = Sí; 2 = No)
- ¿Le gustaría un vestuario adaptado? (1= Sí, 2 = No)
- Costo (1= \$10-\$20, 2 = \$20-\$30, 3 = \$30-\$50, 4 = \$50-\$70, 5 = \$70 o más)
- Dependencia (1 = Sí, 2 = No)

Covariantes

- Actividad (1= Ninguno, 2 = Trabaja, 3 = Estudia)
- Descripción (1= Sí, 2= No)

Selección de la variable: forma de vestir

Número de casos completos: 109

Aquí se hace un análisis de varianza de varios factores, así como varias pruebas, interacciones y gráficas para determinar qué factores tienen un efecto estadísticamente significativo sobre el género. Las pruebas-F en la tabla ANOVA permiten identificar los factores significativos. Para cada factor significativo, las pruebas de rangos múltiples dirán cuales medias son significativamente diferentes de otras. La gráfica de medias e interacciones interpreta los efectos significativos. Las gráficas de residuos juzgan los datos de supuestos subyacentes al análisis de varianza (STATGRAPHICS, 2015).

Tabla 3. Análisis de varianza para género - Suma de cuadrados tipo III

Fuente	Suma de cuadrados	Gl	Cuadrado medio	*Razón-F	Valor-P
Covariantes					
Actividad	1,03896	1	1,03896	5,14	0,0255
Descripción	0,0574382	1	0,0574382	0,28	0,5951
Efectos principales					
A: Vestuario actual cómodo	1,36146	1	1,36146	6,74	0,0109
B: ¿Le gustaría un vestuario adaptado?	0,0143819	1	0,0143819	0,07	0,7902
C: Costo	0,904058	4	0,226014	1,12	0,3523
D: Dependencia	0,0728945	1	0,0728945	0,36	0,5495
Residuos	20,0077	99	0,202098		
Total (corregido)	25,3211	108			

Nota. *Todas las razones-F se basan en el cuadrado medio del error residual.

Elaborado por Carvajal, Inuca (2016)

Se determina la contribución de cada factor, que se mide eliminando los efectos de los demás factores. Los valores-P prueban la significancia estadística de cada uno de los factores. Puesto que 2 valores-P son menores que 0,05, estos factores tienen un efecto estadísticamente significativo sobre el género con un 95,0% de nivel de confianza(Statgraphics, 2015).

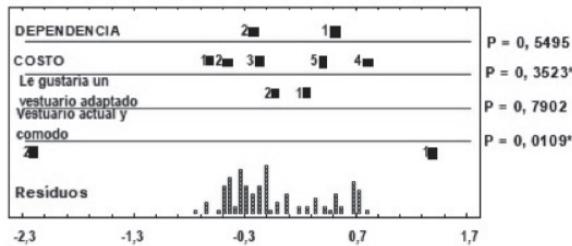


Figura 4. ANOVA para Género. *Valor-P menor a 0,05 estadísticamente significativos. Elaborado por Carvajal, Inuca (2016)

Tabla 4. Medias por mínimos cuadrados para género
Con intervalos de confianza del 95,0%

Nivel	Casos	media	Error Est.	Límite inferior	Límite superior
Media global	109	0,463179			
Vestuario actual cómodo					
1= Sí	27	0,65109	0,142135	0,369063	0,933117
2= No	82 *	0,275269	0,139055	-0,00064	0,551184
¿Le gustaría un vestuario adaptado?					
1= Si	88 *	0,479881	0,120525	0,240732	0,719029
2= No	21	0,446478	0,14956	0,149717	0,743239
Costo					
1=\$10-\$20	2	0,0297863	0,327566	-0,62017	0,67975
2=\$20-\$30	44 *	0,385725	0,0934311	0,200337	0,571113
3=\$30-\$50	50 *	0,440939	0,0849354	0,272408	0,609469
4=\$50-\$70	12 *	0,651702	0,150986	0,352113	0,951292
5=\$70 o más	1	0,807745	0,464053	-0,11303	1,72853
Dependencia					
1= Si	77 *	0,496725	0,134624	0,2296	0,763849
2= No	32	0,429634	0,13104	0,169622	0,689646

Nota. *Datos más representativos. Elaborado por Carvajal, Inuca (2016)

“Muestra los errores estándar de cada media, los cuales son una medida de la variabilidad en su muestreo” (Statgraphics, 2015). Vemos que 82* casos consideran que su vestuario actual no es cómodo, contrastados con los 88* casos que indican gustarle un vestuario adaptado a su necesidad y que se debe relacionar a un costo entre \$20 a \$70, es decir, que sería asequible. Es importante notar además la dependencia en 77* casos que pueden marcar la diferencia que permite establecer que al utilizar la ropa de forma autonómica mejorarán en su independencia individual.

Tabla 4. Pruebas de rangos múltiples para género por vestuario actual cómodo

<i>Vestuario actual cómodo</i>		<i>Casos</i>	<i>Media LS</i>	<i>Sigma LS</i>	<i>Grupos homogéneos</i>
2= No		82	0,27526	0,139055	X
1= Si		27	0,65109	0,142135	X
<i>Contraste</i>	<i>Sig.</i>	<i>Diferencia</i>	<i>+/- Límites</i>		
1 - 2	*	0,375821	0,287309		

Nota.* Indica una diferencia significativa. Método: 95,0 % LSD. Elaborado por Carvajal, Inuca (2016)

Se aplica un procedimiento de comparación múltiple para determinar cuáles medias son significativamente diferentes de otras. La mitad inferior de la salida muestra las diferencias estimadas entre cada par de medias. “Este par muestra diferencias* estadísticamente significativas con un nivel del 95,0% de confianza” (Statgraphics, 2015).

DESARROLLO Y PROPUESTA

Se propone el diseño de una colección de vestuarios funcionales, cómodos y adaptables a las necesidades de las personas con paraplejia que mejoran su autonomía y autoestima. Además, se elabora la marca, pues esta debe tener cualidades únicas e innovadoras que definan seguridad y estatus. “SOI” es una “marca inspirada en el avance de la sociedad frente a cambios sociales, busca concienciar en que la moda no es algo únicamente superficial, sino que también evoca el sentirse bien con uno mismo” (Inuca, 2017)

Bitácora.- Es la información que permite conocer la inspiración, tendencias, identificación de usuario, sus necesidades, preferencias y el desarrollo de ideas.

Storyboard.- Guión gráfico de inspiración es un collage de varias imágenes de las actividades, vestuario, temas de revistas, pasarelas, frases, materiales y objetos que representan a las personas con paraplejia, mostrando su historia.

Tendencia.- La moda aporta en cuanto a colores, siluetas y texturas que, relacionados con los gustos y las necesidades, dan lugar a una colección funcional y dinámica para el consumidor objetivo. Se elige la temporada primavera-verano (2016) (mencionado en Coolhunting Magazine (2015) y varias tendencias que muestran un toque de dinamismo, que a través del movimiento, las sensaciones y las emociones transmiten sencillez y libertad. Los colores elegidos por Pantone son rosa cuarzo, azul bebé y gris perla, la unión entre la delicadeza de los pasteles y la fuerza de colores como el rojo, mostaza, naranja o el azul navy, noche o petróleo.

Prints.- Las rayas en todas sus versiones (XL, mini, horizontales, verticales o una combinación de todas) y de igual forma las flores. Estilos de los años 70, con sus cortes midi y estampados geométricos. El *new army*, la sofisticación del estilo sport, el toque chic del uniforme pijama, el *grunge*, el toque futurista y la vuelta de tuerca que las firmas han dado al estilo *navy* completan la lista de *must haves*.

Consumidor.- El target de la colección va dirigido a personas con paraplejia con edades comprendidas entre 26 a 34 años de edad, son conservadoras, luchadoras, sencillas y exigentes, poco inquietas por la

moda; la familia y su pareja son su vínculo más importante, quienes influyen en las decisiones del uso de la ropa; la mayor parte del tiempo la pasan en su trabajo y en las rehabilitaciones, estas características, actividades, sensibilidades, vínculos afectivos, etc., fueron motivo para elegir el tipo de consumidor neotradicional (lexmoda, 2014).

Universo de vestuario u ocasión de uso.- Debido a la necesidad y a la función de vestirse que es algo rutinario, se eligió el universo casual.

Concepto equilibrio.- Es una colección adaptable, una transformación de un traje clásico a un estilo nuevo. Cada detalle es pensado para brindar comodidad, independencia y confianza a la hora de vestirse y desvestirse. Refleja un *look* relajado a base de formas y materiales suaves y ligeros.

Gama de color.- Los tonos, según el reporte de primavera-verano (2016) de (Coolhunting Magazine, 2015), el Pantone. Hay tonos blue, serenity y fiesta, que evocan lo clásico, complementados con lo natural del beige, que proporcionan elegancia y distinción (Mondelo, P., Torada, E., y Barrau, 2010).

Siluetas.- La silueta está menos marcada, es más relajada y proporciona comodidad. Se hace un cuadro de talla, tanto para hombres como para mujeres.

Texturas (telas y grafías).- Las bases textiles que se utilizaron son confortables, livianas, suaves al tacto, de tejido plano y de punto, en las que predominan las fibras de algodón y sintéticas con características de telas inteligentes, las grafías muestran motivos geométricos pequeños y sencillez en las prendas, los insumos y accesorios son de fácil manipulación y ayudan a la funcionalidad de la prenda (broches, botones de imán, cierres, velcro y elásticos).

Creación del prototipo.- Se hizo el bosquejo de las ideas de las prendas en figurines. La colección consta de 6 conjuntos, los cuales tienen variaciones en la mordería y el diseño, con modificaciones, cortes e incorporación de los insumos que requería esta discapacidad para facilitar el cambio de ropa (Inuca, 2017).

FICHA TÉCNICA/DISEÑO					
Nº DE FICHA	0001		FECHA:	05	10
				dd	mm
DEPARTAMENTO	Femenino	Masculino	Unisex	Juv	Infantil
				enf	Bebe
LINEA: Casual					
REFERENCIA JUAN 1 MODELO: camisa manga corta, corte en el pecho			TALLA: M	CLIENTE: TENDENCIA: primavera- verano	
				RESPONSABLE: Sonia Inuca	
<p><i>Tela estanada</i></p>					
TELAS: Durango sec, (Tejido de punto 100% Poliéster) Reiko (Tejido plano 100% algodón)					
COLOR:					
INSUMOS: velcro y reata					
DESCRIPCION: camisa con abertura en el costado izquierdo y también en el hombro APROBACION: con la implementación del velcro para su fácil manipulación.					

Figura 5. Ficha Técnica del Diseño para Camisa de Manga Corta.
Elaborado Inuca (2017)

FICHA TÉCNICA/DISEÑO					
Nº DE FICHA	0002		FECHA:	05	10
				dd	mm
DEPARTAMENTO	Femenino	Masculino	Unisex	Juve	Infantil
				enf	Bebe
LINEA: Casual					
REFERENCIA JUAN 2 MODELO: pantalón rodillas con corte			TALLA: M	CLIENTE: TENDENCIA: primavera-verano	
				RESPONSABLE: S. Sonia Inuca	
<p><i>Tela</i></p>					
TELAS: Flexitanasoft (Tejido Plano 100% algodón), Reiko (Tejido plano 100% algodón)					
COLOR:					
INSUMOS: velcro, elástico					
DESCRIPCION: pantalón con corte semi curvo en las rodillas, elástico en la cintura para un ajuste cómodo, aberturas en los costados hasta la altura de la cadera con abrochamiento de velcro. APROBACION:					

Figura 6. Ficha técnica de diseño para pantalón de rodillas con corte. Elaborado por Inuca (2017)

CONCLUSIONES

Del estudio se concluye que la mayoría de personas parapléjicas tiene dificultades para llevar a cabo actividades que serían comunes para personas sanas, como vestirse o desvestirse, por lo cual se justifica el emprender la elaboración de un tipo de ropa con características y materiales especiales que les permitan desarrollar estas actividades de forma individual.

Actualmente, las empresas industriales o de moda no prevén propuestas o tienen poco interés en diseñar indumentaria pensada con base en la ergonomía de estas personas. De las entrevistas a personas clave, estas nos manifiestan que solo 2 empresas nacionales se dedican a la confección de prendas para personas con discapacidad, y que esas prendas tienen costos muy elevados o las fabrican en otros países.

El análisis multivariantes y ANOVA multifactorial permitieron hacer la correlación de Spearman, covarianza, además de que se establece un análisis de varianza de varios factores y pruebas de rangos múltiples, y mediante las gráficas de medias, interacciones y residuos se concluye que la mayoría de personas no está de acuerdo con las prendas actuales y requiere nuevas prendas funcionales, lo que se verifica en los datos de valor-P, que son menores a 0,05 y demuestran una representatividad estadística entre el costo $P = 0,3523^*$ y el vestuario cómodo $P = 0,0109^*$. La prueba de rangos múltiples para las variables género vs. vestuario actual cómodo determinó una diferencia significativa de 0,375821, lo que indica que 82 casos de 22 no están de acuerdo con su vestuario, por lo que la propuesta del nuevo vestuario es aceptable.

Se diseñó una colección de conjuntos casuales, prendas funcionales que mejoran su desenvolvimiento; además, fueron elaboradas con telas de algodón y poliéster, los patrones se adaptan con cortes según la postura de su cuerpo, el ensamble se hizo con costuras 0,5 a 1 cm y costuras planas de acuerdo con el modelo para evitar rozaduras en su piel, y con el estudio de tendencias vigentes para la presente temporada más el análisis de gustos, preferencias, actividades y lugares recurrentes de estas personas, se logró una indumentaria que ayuda indudablemente a la inclusión de estas personas en la sociedad.

Los principales beneficios que ofrece el vestuario para personas que padecen paraplejia es la seguridad y facilidad de ponerse y quitarse la ropa, y con la prueba de uso, el 90% declara que el vestuario se adapta a su postura y sus movimientos evitando los bruscos y los esfuerzos mayores. El costo mínimo de las prendas es de \$20 y un máximo de \$70.

A GRADECIMIENTOS

A la Pontificia Universidad Católica del Ecuador, sede Ibarra, quien me impartió sus conocimientos preparándome para un futuro competitivo y formándome con una excelente calidad de persona, Sonia Inuca. Vaya además mi profundo agradecimiento a la Universidad Politécnica de Valencia por el apoyo brindado al permitirme utilizar el software Statgraphics para el análisis estadístico, Elmer Carvajal.

REFERENCIAS

- CARVAJAL, E., INUCA, S. (2016) *Elaboración de tablas y análisis de datos*. CONADIS (2015) *Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades*. Disponible <http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadistica/index.html>
- COOLHUNTING MAGAZINE (2015) *Tendencias color primavera verano 2016*. STAFF Cool hunting MAG | COOL-FASHION, COOL-TRENDS. Disponible <http://magazine.coolhunting.pro/tendencias/tendencias-color-primavera-verano-2016/>
- DE BENITO, A. (2015) *Proceso de diseño Doble Diamante* | abeldb.com. Disponible June 10, 2017, from <https://abeldb.com/informes/proceso-de-diseno-el-doble-diamante/>
- DISCAPNET (2015) *Salud: Lesión de la médula espinal*. Disponible <http://salud.discapnet.es/Castellano/Salud/Enfermedades/EnfermedadesDiscapacitantes/L/Lesion de la Medula Espinal/Paginas/cover lesion.aspx>
- INEXMODA (2014) *En Colombiatex de las Américas, Inexmoda invita a los empresarios a conocer a su consumidor*. Disponible <http://prensa.inexmoda.org.co/news/140/En-Colombiatex-de-las-Américas,-Inexmoda-invita-a-los-empresarios-a-conocer-a-su-consumidor.html>

- INUCA, S. (2017) *Propuesta de vestuario que aporte mejorar la autonomía de las personas en situación de dependencia que padecen paraplejia* (tesis de pregrado), Pucesi, Ibarra, Ecuador.
- MICÓ, S. (2009) *La moda se comunica: El significado de la moda*. Disponible <http://comunicalamoda.blogspot.com/2009/05/el-significado-de-la-moda.html>
- MONDELO, P.; TORADA, E.; BARRAU, P. (2010) *Ergonomía I. Fundamentos*. (U. P. Catalunya, Ed.) Cataluña: Upc Editions.
- MORENO, M. (2011) *Cuerpo y corporalidad en la paraplejia: una teoría de enfermería*. Bogotá. Recuperado el 2015, de Paraplejia: consecuencias en el cuerpo y la corporalidad. Disponible <http://www.bdigital.unal.edu.co/4121/1/539226.2011.pdf>
- NATIONAL INSTITUTE OF NEUROLOGICAL DISORDER AND STROKE (2010) *How is research helping spinal cord injured patients?*
- O'CONNOR, D.; YOUNG, J.; SAUL, M. (2004) *Living with paraplegia: Tensions and contradictions*. Health & Social Work, 29(3), 207-218.
- OÑA, L. (2015) *Paraplejia* (S. Inuca, entrevistadora).
- PASPUEL, E. (2013) *Pérdida de la autonomía* (S. Inuca, entrevistadora).
- SÁNCHEZ, A. (2015) *Paraplejia* (S. Inuca, entrevistadora).
- SANTAMARÍA, D. (2015) *Paraplejia* (S. Inuca, entrevistadora).
- SENPLADES (2013) *Plan Nacional del Buen Vivir*. Retrieved from <http://www.planificacion.gob.ec/>
- SIPSKI, M.L.; RICHARDS, J.S. (2006) *Spinal cord injury rehabilitation: state of the science*. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 85(4), 310-342.
- STATGRAPHICS (2015) *Centurión XVI.II*. Universidad Politécnica de Valencia, España.
- SULLIVAN, M.J. (1996) *Paraplegic Bodies: self and society* (Doctoral dissertation, ResearchSpace@ Auckland).

USO DE TÉCNICAS DE APRENDIZAJE PARA ROBOTS DE REHABILITACIÓN

Fares J. Abu-Dakka⁴⁴, Mohamed Abderrahim⁴⁵

Este capítulo presenta una metodología para aprendizaje y adaptación de trayectorias ejecutadas por un robot para tareas de rehabilitación. Durante los ejercicios se pueden producir fuerzas elevadas debido a que el paciente no puede seguir la trayectoria planeada. Pequeñas desviaciones de la trayectoria pueden causar importantes cambios en las fuerzas deseadas. Por tanto, por sí solo, el control de posición es inapropiado para tareas que requieren contacto físico con el entorno. El algoritmo propuesto toma como entrada una trayectoria y un perfil de fuerzas que el robot ejecuta adaptándola a las necesidades del paciente. El algoritmo introduce una pequeña desviación de la trayectoria patrón cuando la fuerza que ejerce el paciente difiere del perfil de fuerzas esperado. El método de aprendizaje y adaptación se basa en primitivas de movimiento dinámico (DMPs) y control de aprendizaje iterativo (ILC), que se ha aplicado a dos tipos de robots para demostrar dos tipos de ejercicios de rehabilitación. Se han diseñado ejercicios pasivos de entrenamiento para movimientos de dorsiplantar flexión e inversión/eversión en un robot paralelo para la rehabilitación de tobillo. El caso de rehabilitación de brazo se implementó en un robot tipo serial.

⁴⁴ Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática de la Universidad Carlos III de Madrid, Av. de la Universidad, 30, 28911 Leganés, Spain. {fabudakk@ing.uc3m.es}

⁴⁵Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática de la Universidad Carlos III de Madrid, Av. de la Universidad, 30, 28911 Leganés, Spain. {mohamed@ing.uc3m.es}

Palabras clave: Rehabilitación y diagnosis robótica, extremidades inferiores, robot paralelo.

Hoy en día, el campo de la robótica se encuentra en muchas áreas diferentes. Por ejemplo, las aplicaciones de rehabilitación incluyen el desarrollo de dispositivos robóticos diseñados para ayudar a diferentes funciones sensomotoras (Brewer, McDowell, y Worthen-Chaudhari, 2007), esquemas para mejorar la formación terapéutica (Marchal-Crespo y Reinkensmeyer, 2009) y la evaluación de desempeño sensomotor del paciente (capacidad de moverse) (Balasubramanian, y col., 2012). Aquí, los robots se utilizan principalmente como ayuda para terapia en lugar de dispositivos de asistencia.

La robótica de rehabilitación puede ser considerada una rama específica de la Ingeniería Biomédica, así como una parte de la interacción humano-robot. En este campo, los médicos, terapeutas e ingenieros colaboran para ayudar en la rehabilitación de los pacientes.

Los objetivos destacados en el campo incluyen el desarrollo de tecnologías aplicables que pueden ser utilizadas fácilmente por los pacientes, terapeutas y médicos mejorando la eficacia de las terapias clínicas y facilitando las actividades diarias de los pacientes. Por otra parte, el uso de sistemas robóticos con una cuantificación muy precisa de los parámetros de movimiento, puede proporcionar mejoras significativas mediante la observación de la posición, velocidad, fuerzas, etc. (Rohrer y col., 2002).

Existen diferentes técnicas para determinar el nivel de adaptabilidad del paciente, tales como ejercicios activos asistidos, ejercicios activos restringidos, ejercicios de resistencia activa, ejercicios pasivos y ejercicios adaptativos (Munih y Bajd, 2011). En los *ejercicios activos asistidos*, el robot se mueve a lo largo de una predeterminada trayectoria. En los *activos restringidos* se proporcionan fuerzas opuestas por el robot cuando el paciente intenta moverse fuera de una región permitida. En los *ejercicios de resistencia activa*, los esfuerzos del paciente se ven contrarrestados con las fuerzas del robot. El *ejercicio pasivo* no requiere interferir por parte del paciente. El *ejercicio adaptativo* está referido a un entrenamiento repetitivo nuevo para el robot. En este último tipo de ejercicios, el robot trata de adaptarse a una nueva trayectoria desconocida.

Esta variedad de técnicas de rehabilitación puede lograr un cierto nivel de mejoría en la movilidad de las articulaciones y las extremidades del cuerpo humano, como puede ser la articulación del tobillo. Algunos robots de rehabilitación interesantes son: MIT-MANUS para la rehabilitación del miembro superior (Krebs y col., 2003), LOKOMAT para entrenamiento de la marcha (Hesse y col, 2003) y los robots paralelos para la rehabilitación de la articulación del tobillo (Dai, Zhao, y Nester, 2004).

En este capítulo se propone una técnica para el aprendizaje y la adaptación de trayectorias ejecutadas por un robot en tareas de rehabilitación. Este robot puede ser paralelo o serie. Los robots paralelos (RPs) se utilizan cada vez más en muchas áreas, tales como simulador de vuelo, seguimiento por satélite, fabricación (recoger y colocar piezas), corte por láser, aplicaciones médicas, etc. (Patel y George, 2012). Tienen gran capacidad de carga, rigidez, precisión, una estructura compacta, una excelente relación energía/peso y proporcionan un mejor control de retroalimentación (Zhen, Yongsheng, y Tieshi, 2006).

INTRODUCCIÓN

Durante un tratamiento de rehabilitación se requieren esfuerzos intensos y cooperativos entre los terapeutas y los pacientes durante sesiones de rehabilitación prolongadas en un centro médico sanitario. Además, los pacientes deben continuar en su casa los ejercicios ya prescritos. Se ha documentado que en el uso de un tratamiento convencional, la recuperación es lenta y en ocasiones puede llegar a prolongarse más de un año (Krebs y col., 2003).

El motivo principal de este trabajo es mejorar los recursos terapéuticos proporcionando diferentes tipos de ejercicios que se pueden aplicar a las personas con trastornos locomotores y ofrecerles mejores resultados de rehabilitación. En este contexto es importante desarrollar una solución mecánica adecuada capaz de adaptarse a diferentes ejercicios de rehabilitación y a los distintos pacientes. A diferencia de los dispositivos de rehabilitación tradicionales, el sistema propuesto no solo incorpora un diseño cinemático y dinámico adecuado, sino que también proporciona un sistema de control que monitoriza los movimientos, así como las fuerzas que surgen durante la ejecución del ejercicio. En este trabajo, el RP para

la rehabilitación del tobillo empleando el control de fuerza (Villani y De Schutter, 2008) y las primitivas de movimientos dinámicos (Ijspeert, Nakanishi, y Schaal, 2001), se introduce para llevar a cabo diferentes ejercicios y ser capaz de adaptarse de forma autónoma al paciente.

REVISIÓN DE LA LITERATURA

El propósito de los robots de rehabilitación es diseñar un dispositivo que imite los trabajos ejecutados por el paciente y el fisioterapeuta durante una sesión de rehabilitación. Para una revisión de la literatura reciente sobre los dispositivos de rehabilitación, los lectores pueden remitirse a Díaz, Gil y Sánchez (2011) y del Ama, Koutsou y Moreno (2012). Como ejemplos de estos dispositivos tenemos: en entrenamiento de la marcha Colombo, Joerg y Schreier (2000), Hesse y Uhlenbrock (2000), Peshkin, Brown y Santos-Munné (2005); en mesas isocinéticas modificadas Schmitt, Métrailler y Al-Khadairy (2004); en rehabilitación del miembro superior Van Delden, Peper y Kwakkel (2012), Abdullah y col. (2007); en rehabilitación del tobillo Patanè y Cappa (2011), Y. Tsoi y Xie (2010), Syrseloudis y Emiris (2008), Gengqian, y col. (2006); y en órtesis activas a Bharadwaj y Sugar (2006), Prange y Jannink (2012) y Rocon, Belda-Lois y Ruiz (2007).

En cuanto a los sistemas de rehabilitación de tobillo hay dispositivos que generan los movimientos del tobillo para la rehabilitación neurológica: Syrseloudis y Emiris (2008), Y.-H. Tsoi, Xie, y Graham (2009), J. Saglia y col. (2012); o para esguinces de tobillo Dai y cols. (2004). Estos dispositivos requieren un control muy preciso con el fin de reproducir igualmente movimientos precisos. Este sistema de control debería ocuparse de las posiciones y las fuerzas durante los diferentes ejercicios, como Patel y George (2012). Rutgers-Ankle (Girone, Burdea y Bouzit (1999) fue el primer dispositivo que se utilizó para la rehabilitación de tobillo. Se trata de un RP de 6 grados de libertad (gdl) que incorpora una plataforma móvil. El robot aplica momentos (fuerzas) de asistencia o de resistencia en función de si el ejercicio es pasivo o activo respectivamente. Para el entretenimiento de manera simultánea a los ejercicios, la plataforma puede integrarse con el juego como si se tratara de entornos virtuales (Girone,

Burdea, Bouzit, Popescu y Deutsch, 2000). Además, Rutgers-Ankle se usa para llevar a cabo ensayos clínicos para una rehabilitación posterior al accidente cerebrovascular (Deutsch, Lewis, y Burdea, 2007). Para la reducción de la redundancia, Dai et al. propusieron RPs de 3 y 4 gdl con un amortiguador central configurable para tratamientos de esguince de tobillo (Dai y col., 2004, y J.A. Saglia, Tsagarakis, Dai, y Caldwell, 2010). Las diferentes configuraciones del amortiguador central permiten a los autores analizar en el dominio de la rigidez tres diferentes RPs.

Las características de los ejercicios a ejecutar en cada caso son muy diferentes. Por esa razón se introduce un dispositivo reconfigurable con el fin de adaptarse a la gama de movimientos del tobillo de cada paciente (Yoon, Ryu, y Lim, 2006). Este robot entrena la articulación metatarsofalángica. Para él se eligió un controlador de impedancia en el que los parámetros de impedancia varían para adaptarse a diferentes modos de ejercicios. Un3-RSS/SRP se ha propuesto por Gengqian y col., 2006, cuyo diseño cinemático de su prototipo fue validado en simulación para la rehabilitación de tobillo. Syrseloudis y Emiris, 2008, introdujeron un RP con un trípode como base accionada por motores eléctricos para la rehabilitación del tobillo. La redundancia en el accionamiento es utilizada para hacer frente a las singularidades de los RPs (Wang, Fang, Guo, y Zhou, 2015). Fan y Yin desarrollaron un RP vestible de 4 gdl (Fan y Yin, 2009). En su diseño, la plataforma móvil está vinculada al pie del paciente, mientras que la plataforma fija está unida a la extremidad inferior.

Ejemplos más recientes de los RPs utilizados en la rehabilitación de tobillo se han propuesto en J. Saglia y col. (2012). La selección y el diseño de los algoritmos de control se basa en el análisis del protocolo de rehabilitación tomando en cuenta tanto la dinámica del sistema como la interacción humano-robot. La dinámica de la posturografía ha sido estudiada en Patanè y Cappa, 2011, en la cual son necesarias las perturbaciones multiaxiales. Sin embargo, no se hizo uso de medición de sensor de fuerza.

MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN DEL TOBILLO

En este contexto se muestra una breve descripción acerca de la anatomía de la articulación del tobillo y sus movimientos. El pie

humano y su tobillo se componen de 28 huesos (tibia, peroné, 7 tarsos, 5 metatarsos y 14 falanges). La articulación del tobillo humano es una estructura ósea muy compleja dentro del esqueleto humano (Dul y Johnson, 1985). Esta es una combinación de tres articulaciones, la del tobillo en sí o articulación tibiotarsiana, la subastragalina y la tibioperonea inferior.

La articulación del tobillo tiene rotaciones en tres planos ortogonales; sagitales, frontales y transversales. El plano sagital está contenido por los ejes **X** y **Z** y los movimientos del tobillo en este plano se producen alrededor del eje **Y**. Los movimientos del tobillo en el plano sagital se denominan plantiflexión y dorsiflexión. El plano transversal está definido por los ejes **X** e **Y**, y los movimientos en este plano se producen en alrededor del eje **Z**. Los movimientos en el plano transversal se definen como aducción (cuando los dedos del pie izquierdo se mueven hacia el pie derecho) y abducción (cuando los dedos del pie izquierdo se alejan del pie derecho). El plano frontal está definido por los ejes **Y** y **Z** y los movimientos del tobillo en este plano se producen alrededor del eje **X**. Los movimientos del plano frontal se conocen como inversión (el lado interior del pie también conocido como el lado medial se eleva) y eversión (el lado interior del pie es empujado hacia abajo). Estos movimientos están reflejados en la Fig. 1.

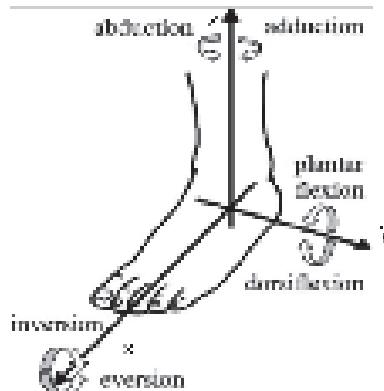


Figura 1. Los movimientos de la articulación del tobillo en tres planos ortogonales

La tabla 1 resume los rangos de movimientos del tobillo (Siegler, Chen, y Schneck, 1988) y sus momentos máximos pasivos (Parenteau, Viano, y Petit, 1998; Kearney, Weiss y Morier, 1990; Kleipool y Blankevoort, 2010).

Tabla 1. Rangos de movimientos y momentos del tobillo humano

Tipo de movimiento del tobillo		Rango de movimiento (Siegler y cols., 1988)	Momento pasivo máximo (N·m) (Parenteau y cols., 1998), (Kearney y cols., 1990) , (Kleipool y Blankevoort, 2010)
+◎	Dorsiflexión Plantiflexión	20.3° - 29.8° 37.6° - 45.75°	34.1 ± 14.5 48.1 ± 12.2
+β -β	Inversión Eversión	14.5° - 22° 10° - 17°	33.1 ± 16.5 40.1 ± 9.2
	Aducción Abducción	22° - 36° 15.4° - 25.9°	

Lesiones de la articulación del tobillo

Las lesiones que se producen con mayor frecuencia en el deporte y la vida diaria son las de tobillo (Dul y Johnson, 1985). Por ejemplo, los esguinces de tobillo varían entre el 20% y el 40% de todas las lesiones deportivas, como pueden ser los esguinces de estiramiento o desgarre de ligamentos debidos a un repentino cambio en la dirección del movimiento (Safran, Benedetti, y Bartolozzi, 1999; LeBrun y Krause, 2005; Sawkins, y col., 2007; DiStefano y col., 2008). En la mayoría de los casos, los esguinces de tobillo pueden convertirse en crónicos si la lesión no se rehabilita adecuadamente. Aproximadamente el 85% de los esguinces de tobillo es causado por inversión excesiva (Andersen y col., 2004; Takao y col., 2005).

Dai y col. (2004) afirmó que el primer tratamiento después de una lesión de tobillo debe incluir reposo, hielo, compresión y elevación del

pie afectado (RICE). Este tratamiento debe continuar con ejercicios terapéuticos y de estiramiento junto con cargas parciales con muletas para mantener la movilidad en el tobillo. Se recomienda comenzar la terapia de movimiento dentro de las 72 horas siguientes a la lesión con el fin de prevenir la atrofia muscular que pueda conducir a una reducción del rango de movimiento (ROM). La terapia de movimiento también estimula la cicatrización de los ligamentos deteriorados (Safran y cols., 1999). Una vez que se alcanza el ROM, el fortalecimiento de los músculos debilitados es esencial para una rápida recuperación, además de ser una medida preventiva contra una lesión mayor. Una vez que los pacientes alcanzan la capacidad de apoyo completo sin dolor se comienza con ejercicios de propiocepción. Estos ejercicios tienen por objeto recuperar tanto el equilibrio como el control postural utilizando tableros de balanceo. Por último, los pacientes deben hacer ejercicios avanzados usando una tabla de equilibrio con superficie irregular para recuperar la capacidad funcional en actividades normales.

En la actualidad se utilizan diferentes técnicas para la rehabilitación del tobillo, sin embargo, no todos ellas tienen la misma eficacia. Algunas técnicas requieren que el paciente sea un agente activo en el proceso de rehabilitación (Blaya y Herr, 2004; Ren y col., 2011). En estos casos, el paciente ejecuta un trabajo activo a través de una serie de ejercicios que se intensifican gradualmente para permitir que el tobillo recupere su movilidad. Por otra parte, el paciente también puede hacer un trabajo pasivo (Ren y col., 2011; Cioi y col., 2011) que normalmente se produce en las primeras etapas de la rehabilitación. En este tipo de ejercicios, un agente externo, ya sea una persona cualificada o un dispositivo, mueve el tobillo del paciente de manera involuntaria.

En este capítulo se utilizan los ejercicios pasivos adecuados para entrenar los movimientos del tobillo de tipo flexión dorsi/planti e inversión/eversión. Estos ejercicios se hicieron con un RP de tipo 3-PRS descrito en la siguiente sección.

Cinemática y dinámica del robot paralelo

En esta sección se describe el dispositivo mecánico utilizado durante el desarrollo del algoritmo de aprendizaje para la rehabilitación de tobillo

(Abu-Dakka y col., 2015). El sistema consta de un RP de 3 gdl (3-PRS) equipado con una bota ortopédica y un sensor de fuerza Delta SI-330-30 ATI (ver Fig. 2). Este sensor es de 6 gdl y es capaz de medir fuerzas y momentos en 3D utilizando un transductor monolítico instrumentado. El rango máximo de fuerzas es ± 3700 N para X e Y, y ± 10000 N para el eje Z. El rango máximo de pares es ± 270 N·m para X e Y, y ± 400 N·m para el eje Z.

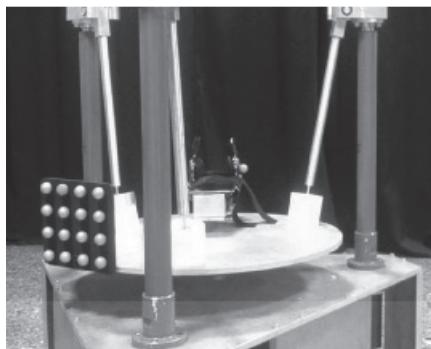


Figura 2: Robot paralelo 3- PRS

El robot consta de tres cadenas cinemáticas de tipo PRS, y la configuración de cada cadena es PRSRS (P= (junta prismática, R = junta rotacional, y S = junta esférica). El formato de subrayado (P) indica la junta de accionamiento. Este robot ofrece dos gdl rotacionales utilizados para ejecutar los ejercicios de rehabilitación principales: dorsiplanti flexión y eversión/inversión. Se puede usar un gdl adicional para adaptar la altura de la plataforma al paciente sentado en una silla. El sensor de fuerza está integrado en el sistema para medir el esfuerzo al que está sometido el paciente. Esta configuración ofrece la posibilidad de hacer varios ejercicios (activos y pasivos) de rehabilitación, aunque este capítulo se centra en ejercicios pasivos. Una descripción completa de la mecatrónica de este RP se encuentra en Vallés y col., 2012.

El sistema físico consta en tres patas (1, 4, 6 en la figura 1.3) conectadas por un extremo a unas barras de acoplamiento (2, 5, 7 en la figura 1.3), y que por el otro extremo están unidas de forma perpendicular a la base de la plataforma, como se muestra en la figura 1.3. Cada pata está

controlada por un actuador de tornillo sin fin directo (junta prismática) (P). La barra de acoplamiento se conecta a cada pata mediante una junta rotacional (R), y a la plataforma móvil con una junta esférica (S). Las patas se distribuyen en la base formando un triángulo equilátero. Cada pata dispone de un motor de DC sin escobillas con amplificador de potencia incorporado. Sus especificaciones son: par a rotor parado de $2.86 \text{ N}\cdot\text{m}$, par pico continuo de $11.43 \text{ N}\cdot\text{m}$ y paso del tornillo sin fin de 20 mm .

Cinemática de 3-PRS

El RP ha sido modelado con base en 9 coordenadas dependientes, como se muestra en la Fig. 3. Las coordenadas generalizadas activas q_1, q_6 y q_8 están asociadas con las juntas prismáticas accionadas (P). Las coordenadas generalizadas pasivas q_2, q_7 y q_9 están asociadas con las juntas de revolución (R). Las coordenadas q_3, q_4 y q_5 se corresponden solo con una junta esférica S , que se encuentra en la posición P_1 . La junta esférica ha sido modelada por medio de tres articulaciones de revolución perpendiculares entre sí.

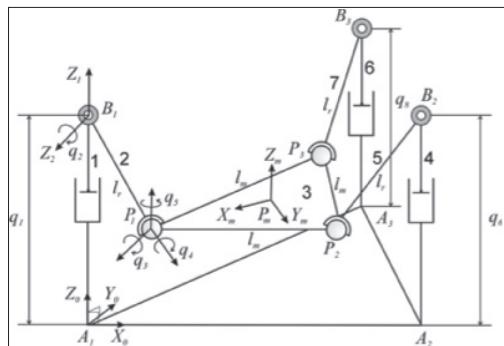


Figura 3: Diagrama cinemático, tipo de juntas y coordenadas generalizadas del robot paralelo 3-PRS utilizado

El problema cinemático inverso se puede resolver mediante unas expresiones explícitas. Dada la posición de la plataforma móvil, de manera que la posición y orientación del sistema de referencia $\{\mathbf{P}_m\}$

$-\mathbf{X}_m \mathbf{Y}_m \mathbf{Z}_m\}$ con respecto a la fija $\{\mathbf{A}_1 - \mathbf{X}_0 \mathbf{Y}_0 \mathbf{Z}_0\}$ esté unida a la base del robot, es posible obtener las coordenadas de los puntos P_1 , P_2 y P_3 , correspondientes a la articulación esférica. Estos puntos se utilizan para determinar las coordenadas activas q_1 , q_6 y q_8 .

La cinemática directa se resuelve usando un enfoque geométrico y teniendo en cuenta que la longitud entre el punto P_i y P_j es constante e igual a l_m . Por tanto, se pueden obtener las siguientes tres relaciones no lineales,

$$\begin{aligned}\Gamma_1(q_{1,2,6,7}) &= 0, \\ \Gamma_2(q_{1,2,8,9}) &= 0, \\ \Gamma_3(q_{6,7,8,9}) &= 0,\end{aligned}\quad (1)$$

Las coordenadas pasivas q_2 , q_7 y q_9 se pueden obtener resolviendo la ecuación (1) a partir de las coordenadas generalizadas activas q_1 , q_6 y q_8 . Posteriormente, las posiciones de los puntos P_1 , P_2 y P_3 se obtienen fácilmente. Partiendo de las coordenadas de esos tres puntos se pueden obtener los ángulos de alabeo γ y de cabeceo β y altura z de la plataforma móvil.

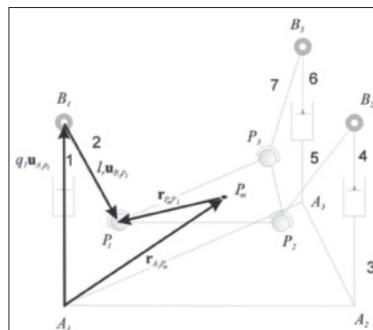


Figura 1.4: Cinemática inversa de lazo cerrado para la obtención de las velocidades y aceleraciones

Los problemas, tanto el inverso como el directo de velocidad, se basan en lo siguiente:

$$\mathbf{r}_{\mathbf{A}_1 \mathbf{P}_m} + \mathbf{r}_{\mathbf{P}_m \mathbf{P}_i} = \mathbf{r}_{\mathbf{A}_1 \mathbf{A}_i} + q_j \mathbf{u}_{\mathbf{A}_1, \mathbf{B}_i} + l_r \mathbf{u}_{\mathbf{B}_i, \mathbf{P}_i}, \quad (2)$$

donde $j = 1, 6, y 7$, mientras que $i = 1, 2, y 3$. A_1 es el sistema de referencia fijo. \mathbf{P}_m es el origen del sistema de referencia fijado en la plataforma

móvil (elemento terminal), $\mathbf{u}_{A_iB_i}$ es un vector unitario entre \mathbf{A}_i y \mathbf{B}_i , $\mathbf{u}_{B_iP_i}$ es un vector unitario entre \mathbf{B}_i y \mathbf{P}_i , y l_r es la longitud constante de las barras 2, 5 y 7. La Fig. 4 muestra el lazo cerrado para los problemas de velocidad y aceleración de la barra 1, el cual se puede aplicar también a las barras 2 y 3.

Multiplicando (producto escalar) a ambos lados de la ecuación (2) por $\mathbf{u}_{B_iP_i}$ y tomando las derivadas con respecto al tiempo se podrá obtener la expresión matricial siguiente. Esta expresión relaciona las velocidades lineales y angulares de la plataforma móvil con la derivada temporal de las coordenadas generalizadas activas,

$$\mathbf{J}_x \begin{bmatrix} \dot{x} & \dot{y} & \dot{z} & \omega_x & \omega_y & \omega_z \end{bmatrix}^T = \mathbf{J}_q \cdot \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_6 \\ \dot{q}_8 \end{bmatrix} \quad (3)$$

donde $\mathbf{V}_{P_m} = [x' \ y' \ z']^T$ es la velocidad del origen del sistema de referencia móvil (elemento terminal), $\omega_{P_m} = [\omega_x \ \omega_y \ \omega_z]^T$ es la velocidad angular de la plataforma móvil, \mathbf{J}_x es la matriz jacobiana en el espacio cartesiano y \mathbf{J}_q es la matriz jacobiana en el espacio de coordenadas generalizadas.

Por último, y teniendo en cuenta que el RP tiene tres gdl, es posible obtener una relación entre las velocidades de la plataforma móvil y las derivadas en el tiempo del alabeo, cabeceo y altura del sistema de referencia unido a la plataforma móvil. La elección de tres de cualquiera de ellos forman parte de la matriz \mathbf{J}_m , tal como

$$\begin{bmatrix} \dot{x} & \dot{y} & \dot{z} & \dot{\phi} & \dot{\beta} & \dot{\gamma} \end{bmatrix}^T = \mathbf{J}_m \cdot \begin{bmatrix} \dot{z} \\ \dot{\beta} \\ \dot{\gamma} \end{bmatrix} \quad (4)$$

de tal forma,

$$\mathbf{J}_x \mathbf{J}_m \begin{bmatrix} \dot{z} & \dot{\beta} & \dot{\gamma} \end{bmatrix}^T = \mathbf{J}_q \cdot \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_6 \\ \dot{q}_8 \end{bmatrix} \quad (5)$$

Esta ecuación permite resolver tanto el problema directo como inverso de la velocidad. De manera similar se pueden obtener las expresiones para la aceleración.

Dinámica de 3-PRS

Como ya se ha mencionado, el RP se modela a través de un conjunto de coordenadas generalizadas dependientes. Teniendo en cuenta que la ecuación de movimiento será la siguiente,

$$\mathbf{M}(\mathbf{q}, \Theta)\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \Theta)\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{G}(\mathbf{q}, \Theta) = \boldsymbol{\tau} - \mathbf{J}^T \boldsymbol{\lambda} \quad (6)$$

donde Θ es un vector que agrupa los parámetros dinámicos (masas, primer momento de inercia, los momentos y productos de inercia de las barras, y los coeficientes de fricción), \mathbf{q} son las coordenadas generalizadas y sus derivadas en el tiempo, \mathbf{M} es la matriz de masas del sistema y \mathbf{C} representa los términos centrífugos y de Coriolis. El vector gravitacional se denota con \mathbf{G} . $\boldsymbol{\tau}$, que es el vector de fuerzas generalizadas, \mathbf{J} es la matriz jacobiana resultado de derivar con respecto a todas las coordenadas generalizadas las ecuaciones de restricción, y $\boldsymbol{\lambda}$ es el vector de los multiplicadores de Lagrange. El modelo dinámico detallado de este RP está descrito en Díaz-Rodríguez, y col. (2010).

A efectos de control, el término de fuerzas internas generalizadas no es deseado, por lo que puede ser suprimido mediante la multiplicación a ambos lados de la ecuación (6) por un complemento ortogonal \mathbf{R} (García de Jalon y Bayo, 1994). Por lo tanto, la ecuación (6) se puede reescribir así:

$$\mathbf{R}^T (\mathbf{M}(\mathbf{q}, \Theta)\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \Theta)\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{G}(\mathbf{q}, \Theta)) = \mathbf{R}^T \boldsymbol{\tau} \quad (7)$$

Al tener en cuenta la relación entre todas las coordenadas, tanto generalizadas como activas, la ecuación (7) se puede escribir de la siguiente manera:

$$\mathbf{M}_{gdl \times gdl}^*(\mathbf{q}, \Theta)\ddot{\mathbf{q}}_{gdl \times 1}^* + \mathbf{C}_{gdl \times gdl}^*(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \Theta)\dot{\mathbf{q}}_{gdl \times 1}^* + \mathbf{G}_{gdl \times 1}^*(\mathbf{q}, \Theta) = \boldsymbol{\tau}_{F \times 1}^* \quad (8)$$

donde los nuevos vectores \mathbf{q}^* se corresponden con las velocidades y aceleraciones generalizadas activas.

ALGORITMO DE ADAPTACIÓN Y POLÍTICAS DE APRENDIZAJE

En esta sección se introducen algunas técnicas de aprendizaje y adaptación de trayectorias para robots en actividades de rehabilitación.

El algoritmo propuesto es de carácter general y tiene capacidad para otras tareas como el seguimiento de trayectorias basado en el control de fuerza, que implican el contacto con el entorno. Este enfoque se basa en el aprendizaje de habilidades basadas en la fuerza y consta de dos etapas:

1. Adquirir una trayectoria de referencia y un perfil de fuerza con la ayuda de personal médico.
2. Aplicar el ejercicio a un paciente y adaptar el movimiento resultante al patrón de fuerza entrenado.

Programación por demostración para ejercicios de rehabilitación

La programación por demostración (Billard y col., 2008) es una técnica de desarrollo para el usuario final que permite enseñar nuevos comportamientos a un ordenador o un robot mediante una demostración de tareas. Este nuevo comportamiento será transferido directamente al robot sin necesidad de ser programado en el sistema a través de comandos de máquina.

En esta sección se diseña la trayectoria de referencia en el ejercicio de tobillo del paciente y se describe el procedimiento de aprendizaje de la trayectoria de rehabilitación que ejecutará el robot. La trayectoria será diseñada por personal médico guiando la plataforma móvil del RP con el pie del paciente situada en la bota ortopédica (Vallés y cols., 2015). Eso significa que el especialista mueve la plataforma en dorsiplantiflexión y eversión/inversión. Durante este movimiento se mide mediante propiocepción la trayectoria de la bota ortopédica (con el pie del paciente). El especialista mueve la plataforma de tal forma que permita hacer los ejercicios de rehabilitación adecuados ajustando las posiciones máximas en cada dirección del movimiento. Estos máximos se determinan para cada paciente en función del dolor que pueda aguantar en cada dirección del movimiento.

El sensor de fuerza se encuentra en la bota ortopédica, en consecuencia, las fuerzas ejercidas por el especialista (operador humano) durante la demostración afectan a las fuerzas y pares medidos. Por lo tanto, para obtener las fuerzas y pares netos ejercidos por el paciente, la trayectoria adquirida se repite por el RP de forma que interactúe únicamente con el pie del paciente en la bota y sin ninguna adaptación. A continuación se registran los perfiles de las fuerzas resultantes. Estos perfiles indican las

fuerzas máximas reales soportadas por el paciente. Este procedimiento debe repetirse para cada paciente.

En esta etapa se determina la trayectoria de referencia del ejercicio. Además, el paciente debe ser capaz de repetir el ejercicio sin ningún peligro por ser este un ejercicio personalizado y diseñado para él. Para que el ejercicio sea más cómodo para el paciente y reducir las fuerzas máximas (dolor) que se aplican sobre él, el especialista marca un umbral un poco por debajo de las fuerzas máximas. Así, el paciente sería capaz de repetir el ejercicio con la asistencia del RP con menos dolor. Después de algunas repeticiones, el paciente tal vez sea capaz de repetir la trayectoria de referencia perfectamente y sin dolor. Posteriormente, el especialista determinará si un nuevo ejercicio debe ser diseñado, o bien poner fin al tratamiento.

Perspectiva general de las DMPs

En este trabajo, las trayectorias del robot se representan por las primitivas de movimientos dinámicos (Ijspeert, y col., 2013), ya que pueden codificar y reproducir los movimientos de referencia con eficacia. Además, tienen la capacidad de reducir la velocidad de la ejecución de la trayectoria (ejercicio) utilizando el mecanismo de detención de fase (Ijspeert y col., 2001) siempre que sea necesario adaptarse a las necesidades del paciente. Las DMPs se pueden encontrar en muchas aplicaciones como locomoción bípeda (Nakanishi y col., 2004), modulación de frecuencia adaptativa (Gams, y col., 2009), aprendizaje por refuerzo (Peters y Schaal, 2008) y montaje automático (Nemec y col., 2013; Abu-Dakka y col., 2014; Abu-Dakka, y col., 2015), entre otros.

Para cada ejercicio, y como se ha mencionado en la sección 1.3, el personal médico fija la trayectoria de referencia del ejercicio personalizado para cada paciente. Estas trayectorias son codificadas por las DMPs. Una DMP para una sola trayectoria arbitraria y se define mediante las siguientes ecuaciones diferenciales no lineales (Ijspeert y col., 2013):

$$\begin{aligned}\tau \dot{z} &= \alpha_z (\beta_z (y_d - y) - z) + f(\chi), \\ \tau \dot{y} &= z, \\ \tau \dot{\chi} &= -\alpha_\chi \chi,\end{aligned}\tag{9}$$

donde χ es la variable de fase, z es una variable auxiliar y τ es un constante de tiempo. Los parámetros α_z y β_z definen el comportamiento del sistema de segundo orden y la evolución de la fase se definen por la ecuación (9). Con la elección de la constante de tiempo $\tau > 0$ y los parámetros $\alpha_z = 4\beta_z$ y $\alpha_z > 0$, la convergencia del sistema dinámico resultante está garantizada a un único punto en $y = y_d$ y $z = 0$ (Ijspeert y col, 2013). $f(\chi)$ es una combinación lineal de N funciones de base radial no lineales que posibilitan al robot seguir suavemente la trayectoria desde la posición inicial y_0 a la posición objetivo y_d :

$$f(\chi) = \frac{\sum_{i=1}^N w_i \Psi_i(\chi)}{\sum_{i=1}^N \Psi_i(\chi)} \chi (y_d - y_0),$$

$$\Psi_i(\chi) = \exp(-h_i (\chi - c_i)^2), \quad (10)$$

donde $i = 0, 1, \dots, N$, Ψ_i son funciones de base fijas y w_i son pesos ajustables. c_i son los centros de distribuciones gaussianas sobre la fase de la trayectoria con h_i sus anchos. Para cada gdl de la trayectoria, los pesos w_i se estiman a partir de unas trayectorias nominales mediante regresión (Ude y col, 2010). Por lo tanto, las DMPs resultantes codifican la trayectoria del ejercicio deseado.

En las ecuaciones base de las DMPs (9), cada gdl se codifica como una DMP separada (una por dorsi/planti flexión y otra por la eversión/inversión), sin embargo, todos los gdl comparten la misma variable de fase χ .

Generación de ejercicios Usando las DMPs

Por simplicidad, para cada ejercicio, las ecuaciones de las DMPs (9) se pueden reformular como sigue:

$$\begin{aligned} \tau \dot{\mathbf{z}} &= \alpha_z [\beta_z (\mathbf{q}_d - \mathbf{q}) - \mathbf{z}] + \mathbf{f}_q(\chi), \\ \tau \dot{\mathbf{q}} &= \mathbf{z}, \end{aligned} \quad (11)$$

y la $f(\chi)$ en la ecuación (10) será

$$\mathbf{f}_q(\chi) = \mathbf{D} \frac{\sum_{i=1}^N w_i \Psi_i(\chi)}{\sum_{i=1}^N \Psi_i(\chi)} \chi, \quad (12)$$

donde $\mathbf{D} = \text{diag}(\mathbf{q}_d - \mathbf{q}) \in \mathbf{R}^{3 \times 3}$. La matriz diagonal \mathbf{D} se utiliza para escalar la amplitud del movimiento si se cambia la configuración del objetivo. Para el seguimiento de la trayectoria deseada, la ecuación (11) debe integrarse para todos los gdl con la fase común de la ecuación (9).

Ya que las fuerzas \mathbf{F}_d y pares \mathbf{M}_d (obtenidos de una demostración humana en la sección 1.3) se utilizan como variables deseadas a lo largo de la trayectoria y no como variables de control del robot, no es necesario que sean codificadas por DMPs. En su lugar se utilizan combinaciones de funciones lineales de base radial para aproximar estas fuerzas deseadas a lo largo de la fase $\chi_i = \chi(t_i)$:

$$\mathbf{F}_d(\chi) = \frac{\sum_i \mathbf{w}_i^F \Psi_i(\chi)}{\sum_i \Psi_i(\chi)} \chi, \quad (13)$$

$$\mathbf{M}_d(\chi) = \frac{\sum_i \mathbf{w}_i^M \Psi_i(\chi)}{\sum_i \Psi_i(\chi)} \chi, \quad (14)$$

Por lo tanto, deben de ser resueltos seis sistemas de ecuaciones lineales con el fin de estimar \mathbf{F}_d y \mathbf{M}_d a partir de los datos fuerzas/pares medidos.

Retroalimentación de errores y detención de fase de DMP

En la interacción robot-humano, la interacción puede cambiar el resultado de las fuerzas/pares medidas cuando el robot ejecuta una trayectoria demostrada. Estas fuerzas pueden ser diferentes a las deseadas y ya registradas en la demostración humana. En consecuencia, el robot tiene que adaptar la trayectoria con el fin de minimizar esta diferencia entre las fuerzas medidas y deseadas. Como solución a este problema se puede implementar un control de admitancia o un control de impedancia. En este capítulo se aplica el control de admitancia (Villani y De Schutter, 2008). En la vida humana se puede observar que el ser humano es capaz de adquirir habilidades de muchas maneras diferentes (en el trabajo o el juego, entre otros) repitiendo una y otra vez la misma acción. Esto significa que el ser humano adquiere/aprende habilidades a partir de acciones repetitivas. De la misma forma y para la misma tarea, el robot debe aprender de repeticiones anteriores para adaptar la trayectoria ejecutada, especialmente cuando está interactuando con humanos y teniendo en cuenta los aspectos de seguridad.

Esto implica la importancia del seguimiento y vigilancia del error en la repetición anterior, que puede ser utilizada para mejorar el rendimiento en la siguiente repetición para la misma acción (trayectoria). Este principio se utiliza para aprender y adaptar ejercicios de rehabilitación (trayectorias), siendo esta la idea básica del control de aprendizaje iterativo (ILC) (Bristow, Tharayil, y Alleyne, 2006; Moore, Chen, y Ahn, 2006). ILC es un método de control de seguimiento en los sistemas que ejecutan la misma trayectoria de modo repetitivo. Tal sistema requiere ejecutar con alta precisión la misma acción una y otra vez. La repetición permite que el sistema pueda mejorar la exactitud del seguimiento entre una repetición y otra de tal forma que la entrada requerida haga un seguimiento preciso de la referencia. El proceso de aprendizaje utiliza la información de las repeticiones anteriores para mejorar la señal de control, permitiendo en última instancia que una adecuada acción de control se puede encontrar de forma iterativa.

El ILC estándar asume: 1) la estabilidad dinámica del sistema, 2) las condiciones iniciales son fijas y comunes para cada ensayo, y 3) la misma duración para cada ensayo. En el caso de este trabajo, el tercer requisito no puede ser cumplido debido a la desaceleración/acceleración de la trayectoria. Sin embargo, con el fin de superar este problema, la trayectoria se escala temporalmente como una función de la variable de fase utilizando la ecuación (1.11). En este caso es posible muestrear el mismo número de veces en cada ensayo. En otras palabras, todos los ensayos tienen la misma fase a pesar de tener diferentes duraciones.

En los ejercicios pasivos de rehabilitación de tobillo se requiere que el robot siga una trayectoria específica predeterminada tal y como está descrito en la sección 1.3. Sin embargo, dependiendo del estado del tobillo del paciente, este ejercicio puede causar algo de dolor si el robot ejecuta su trayectoria preestablecida. Para evitar esto se propone la adaptación de trayectoria en aquellos momentos en los que la fuerza medida exceda un umbral de seguridad determinado debido a la resistencia del tobillo del paciente para seguir el ejercicio. Con el fin de adaptar el RP a la nueva situación, la trayectoria se modifica según la Ley de Control de Admitancia (Villani y De Schutter, 2008):

$$\mathbf{q}_c(\chi) = \varphi_q(\chi) + \mathbf{K} \cdot \mathbf{e}_q(\chi) + \mathbf{q}_{DMP}(\chi), \quad (15)$$

donde $\mathbf{q}_c(\chi)$ es el nuevo comando de posición enviado al controlador del robot, $\mathbf{q}_{DMP}(\chi)$ es la trayectoria de referencia obtenida por las DMPs y \mathbf{K} es la matriz de ganancia. $\mathbf{K} \cdot \mathbf{e}_q(\chi)$ representa la retroalimentación de error, que proporciona control de retroalimentación de fuerza. $\mathbf{e}_q(\chi) = \mathbf{F}_d(\chi) - \mathbf{F}$ donde $\mathbf{F}_d(\chi)$ es el perfil de fuerza deseado en fase χ , y \mathbf{F} es la medida de fuerza actual. $\phi_q(\chi)$ es la desviación adicional añadido a la trayectoria original, que es aprendida en línea. Su valor inicial es $\phi_q = [0, 0, 0]^T$. Añadir desplazamientos de esta manera en lugar de escalar la trayectoria de referencia, permite al algoritmo modificar la trayectoria de referencia siempre que sea necesario, mientras que el escalado modifica toda la trayectoria.

Por seguridad para el paciente, el controlador propuesto se adapta la posición deseada mientras trata de obtener el perfil de fuerzas deseado. Por estabilidad y robustez se utilizan ganancias bajas en la adaptación de la fuerza. Con el fin de lograr una adaptación eficiente y una reducción de los errores de fuerza, la ejecución de trayectoria se puede frenar usando la retroalimentación del estado del sistema a la DMP. El mecanismo de parada de fase de las DMPs se deriva de la ecuación (9), tal como enuncian Ijspeert y col. (2001)

$$\tau\dot{\chi} = -\frac{\alpha_\chi\chi}{1 + \alpha_{p\chi}\epsilon}, \quad (16)$$

donde $\epsilon = \|\mathbf{q}^* - \mathbf{q}\|$, \mathbf{q}^* es la posición actual del robot y \mathbf{q} es la correspondiente salida de la DMP. En el caso de este capítulo, $\epsilon = \|\mathbf{e}_q^T\|$. Por tanto, grandes errores de fuerza producen grandes valores de ϵ , que implican pequeños cambios en la fase.

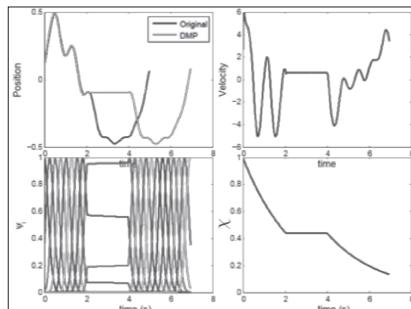


Figura 5. Generador de patrones discretos que reacción a perturbaciones con retroalimentación de errores y detención de fase. La última figura representa la evolución temporal de la fase χ

La Fig. 5 muestra la robustez de las DMPs contra perturbaciones mediante el uso del mecanismo de detención de fase. En el caso presentado en la figura, Ijspeert y col (2001) propusieron modificar la ecuación (9) para asegurar la reducción de los errores más rápido:

$$\tau \dot{y} = z + \alpha_{py}(\tilde{\mathbf{q}} - \mathbf{q}), \quad (17)$$

donde y es la posición actual del robot, z es la posición calculada por la DMP y α_p, α_{py} son constantes.

Aprendizaje de variaciones

El objetivo de este procedimiento de aprendizaje es la modificación iterativa la trayectoria de referencia de modo que el paciente pueda repetir de forma segura el ejercicio de rehabilitación. La trayectoria de variación/desplazamiento es actualizada después de cada ensayo/ejecución utilizando la siguiente ley:

$$\delta_{j,l+1}^q = \varphi_{q,l}(\chi_j) + \mathbf{K} \cdot \mathbf{e}_q(\chi_j), \quad (18)$$

donde l es el iterador. Cada componente ϕ_k de las desviaciones $\phi_{q,l}$ del muestreo de esta nueva trayectoria desviada es representada como combinación lineal de M funciones de base radial (de modo similar a las DMPs de la Eq. (1.11))

$$\varphi_k(\chi) = \frac{\sum_{i=1}^M w_{i,k} \Psi_i(\chi)}{\sum_{i=1}^M \Psi_i(\chi)} \chi. \quad (19)$$

Los nuevos puntos $\{\delta_{j,l+1}^k\}, j = 0, \dots, T$ se obtienen de la k -esima componente de la desviación de la trayectoria, donde $k = 1, 2, 3$. Este problema de optimización trata de encontrar $\{w_{i,k}\}$ tal que minimice la función cuadrática objetivo,

$$\sum_{j=0}^T (\varphi_k(\chi_j) - \delta_{j,l+1}^k)^2. \quad (20)$$

Esquema de control del sistema de rehabilitación de tobillo

La Fig. 6 muestra el diagrama de bloques del dispositivo de rehabilitación de tobillo. $\mathbf{Q}_d(t)$ representa la trayectoria de referencia, que es predeterminada por el especialista. Los bloques $t \cdot \chi$ transforman las

funciones del dominio del tiempo al dominio de la fase y viceversa en los bloques $\chi \rightarrow t$. Por tanto, $\mathbf{Q}_d(t)$ se codifica por DMPs y es integrado para producir $\mathbf{q}_d(\chi)$. $F_d(t)$ describe el perfil de fuerza de referencia que produce $\mathbf{F}_d(\chi)$ aplicando la ecuación (17). Las fuerzas medidas \mathbf{F} pueden tener valores altos dependiendo de la respuesta del paciente durante el ejercicio. El objetivo de este trabajo es adaptar el ejercicio reduciendo la diferencia entre \mathbf{F} y $\mathbf{F}_d(\chi)$. Aplicando el control de admitancia en la ecuación (13) se calcula la nueva variación y se añade a la variación de las repeticiones previas $\phi(\chi)$.

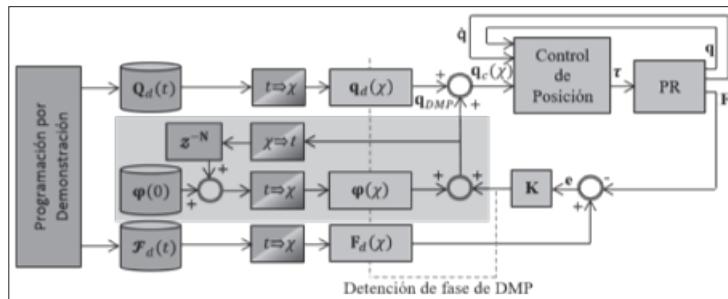


Figura 6: Esquema de control

$\mathbf{q}_c(\chi)$ es la suma de las variaciones aprendidas en varias repeticiones obtenidas mediante la ecuación (18), la retroalimentación de fuerza en la ecuación (16) y la trayectoria generada por la DMP. Este procedimiento se repite hasta que sean coincidentes las fuerzas deseadas y medidas o no sea posible una mejora adicional. Este método de aprendizaje (el área sombreada de color gris en la Fig. 6) pertenece a los algoritmos de ILC, donde el aprendizaje casual iterativo de la iteración actual se aplica tal y como se describe en Bristow y col., 2006; Moore y col., 2006. En este procedimiento, la trayectoria de referencia se mantiene intacta, y se adapta mediante la adición de las variaciones aprendidas de las repeticiones anteriores a esta. Todo esto se representa en el esquema como un retardo discreto en el bloque Z^{-N} donde N es el número de muestras de aquella repetición.

EVALUACIÓN DEL ALGORITMO

Como se ha mencionado anteriormente, la figura 1.1 muestra la flexión dorsi/planti y los movimientos inversión/eversión de la articulación del tobillo. Los rangos de estos movimientos se encuentran en la tabla 1.1, (Siegler y col., 1988). Los movimientos y las fuerzas pasivos máximos varían de un paciente a otro (Dettwyler, Stacoff, y Quervain, 2004).

La configuración de la bota ortopédica en el RP se muestra en la Fig. 7. Esta bota facilita su apropiada fijación con el pie del paciente. Por tanto, los ejercicios de rehabilitación pueden llevarse a cabo correctamente.

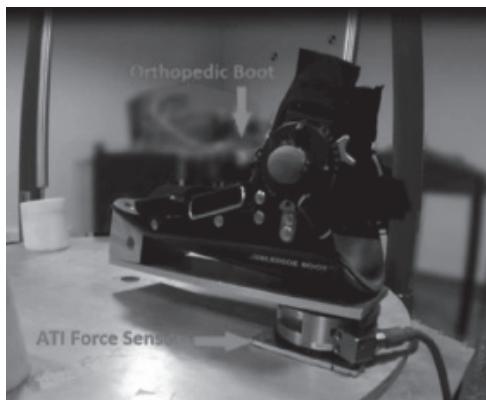


Figura 7: Bota ortopédica unida al RP

Actualmente, nuestro trabajo se centra en ejercicios pasivos. Estos ejercicios se hacen sin ningún movimiento voluntario por parte de paciente. Para hacer ejercicios pasivos, el robot debe seguir simplemente una trayectoria de referencia específica predeterminada por el especialista.

El algoritmo de aprendizaje y de adaptación se ha implementado en Matlab. Además, un modelo de simulación del robot, implementado en Simulink, ha sido utilizado para las pruebas.

La trayectoria inicial del ejercicio se obtiene guiando la plataforma móvil del robot por un personal médico con el pie del paciente situado en la bota ortopédica, según el procedimiento detallado anteriormente.

Ejecución de diferentes ejercicios

La Fig. 8 muestra la aplicación del sistema de control propuesto a la variable z mientras que mantiene a cero los valores para los ángulos de cabeceo y balanceo. El robot debería moverse según la trayectoria nominal, siempre y cuando las fuerzas verticales ejercidas por el paciente se mantengan dentro de los valores admisibles. Si las fuerzas medidas superan el margen permitido, el algoritmo de control frena la ejecución trayectoria, ecuación (16), y añade una desviación z a la trayectoria para reducir la fuerza. Este algoritmo de aprendizaje reduce la diferencia entre la fuerza medida y la deseada. Como consecuencia, la parada de fase se vuelve menos frecuente y el tiempo de ejecución se reduce en cada iteración de aprendizaje.

Observando la Fig. 1.8, las fuerzas medidas se reducen entre repeticiones (de 2 a 10). Esto ocurre porque el RP adapta su trayectoria en cualquier momento en que las fuerzas medidas son superiores a las fuerzas deseadas. Además, las variaciones aprendidas son mayores en cada iteración (de 2 a 10) para adaptar la trayectoria a la nueva situación. La repetición 1 en la Fig. 8 corresponde a la fuerza de referencia, variación y fase. En esta etapa del trabajo, el perfil de fuerza deseado es nulo para comprobar la funcionalidad del algoritmo propuesto para nuestro robot.

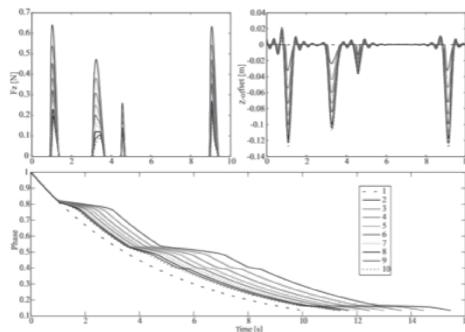


Figura 8: Fuerzas medidas, variaciones aprendidas, y Evolución de la fase después de 10 ensayos

En la Fig. 9 se muestra otra simulación para un ejercicio repetido 14 veces. El propósito de esta simulación es mostrar la capacidad de

adaptación del sistema a nuevas situaciones. Por ejemplo, cuando las fuerzas medidas son altas, la amplitud de la trayectoria se reduce. En este caso, las fuerzas se simulan como una función de la posición. Los picos de la trayectoria de referencia están en 0.5 m con una fuerza correspondiente de 17.5 N. Si nos fijamos en el umbral de fuerza a 13 N, que se corresponde con la posición de 0.35 m, se puede observar en la figura que el algoritmo modifica la amplitud de la trayectoria de referencia mediante la adición de una variación de posición para cada repetición. Esta variación se calcula a partir del error obtenido en la retroalimentación de fuerzas. Después de 14 repeticiones, el algoritmo es capaz de reproducir la trayectoria dentro de la región segura.

El siguiente experimento, expuesto en las Fig. 10 y 11, muestra un ejercicio de 3 gdl. En este experimento, el algoritmo ejecuta las trayectorias γ , β , y z .

La Fig. 10 muestra la evolución de fase durante todo el ejercicio, las variaciones aprendidas para cada gdl y la adaptación de la fuerza para cada gdl. Por otro lado, la Fig. 11 muestra en color negro la trayectoria original del ejercicio para cada gdl y la primera, quinta y decimoquinta repetición del mismo ejercicio. Se puede ver claramente en la figura que el algoritmo no cambia la forma de la trayectoria inicial. De hecho, se está desacelerando el ejercicio y trata de reducir las fuerzas resultantes.

Error de seguimiento de la posición

Se han aplicado diferentes estrategias de control basadas en modelos para el RP como control basado en la pasividad, control de la dinámica inversa y control adaptativo. Para más detalles sobre el diseño y la implementación de estos controladores, los lectores pueden consultar Vallés y col. (2012), además de Cazalilla y col. (2014). Estos autores demostraron que el sistema de lazo cerrado es convergente, por lo que el error de seguimiento converge asintóticamente a cero y todas las señales internas permanecen acotadas en unas condiciones adecuadas de ganancias del controlador.

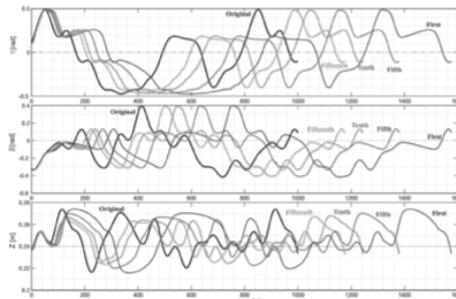


Figura 11: Evolución de la trayectoria del ejercicio en 15 repeticiones

La Fig. 12 ilustra el error articular para la primera coordenada generalizada activa q_1 . Como se puede apreciar fácilmente en esta figura, la respuesta obtenida del robot es muy buena porque la articulación del robot sigue la referencia con un error muy pequeño. El resto de coordenadas generalizadas q_6 y q_8 tiene un comportamiento muy similar. Con el fin de verificar esto, la tabla 2 muestra el error medio RMS y la varianza entre las referencias y las posiciones articulares activas del RP.

Tabla 2: Errores de posición del robot: media de los errores, error cuadrático medio (RMS) y varianza

Coordinada	Media	RMS	Varianza
q_1	0.00343	0.00405	1.643E ⁻³
q_6	0.00320	0.00396	1.567E ⁻³
q_8	0.00265	0.00341	1.156E ⁻³

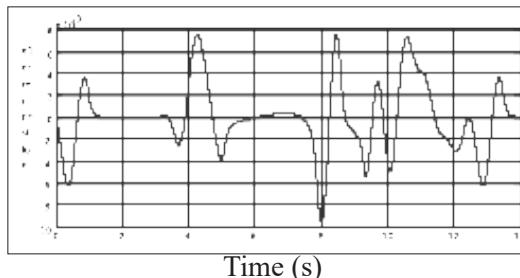


Figura 12: Error de posición del robot paralelo

CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

En este trabajo se propone un algoritmo de aprendizaje y adaptación de trayectorias para la rehabilitación del tobillo usando un RP. Este algoritmo se basa en las DMPs y ILC, y además se adapta de forma iterativa el ejercicio mediante la transformación del error de retroalimentación en un/una desplazamiento/variación que se añade a la trayectoria inicial.

Con el fin de controlar el robot se han resuelto los modelos de cinemática directa e inversa, así como el modelo dinámico y la jacobiana, ambos necesarios para implementar el control de fuerza. Un controlador basado en modelo fue elegido para desarrollar el control de posición de las coordenadas generalizadas activas. La respuesta obtenida con este control de posición ha sido precisa en términos de error de posición.

Los ejercicios pasivos han sido simulados de tal forma que las diferentes referencias de movimientos para los γ , β , y z han sido ejecutadas por el RP. Observando los experimentos, el algoritmo fue capaz de adaptar el ejercicio con éxito a las necesidades de los pacientes mediante el aprendizaje de las variaciones conducentes a reducir las fuerzas medidas y ejercidas por el paciente.

En trabajos futuros, el algoritmo de aprendizaje no solo enlentecerá la ejecución del ejercicio, sino que también podrá acelerarse tras una serie de repeticiones. Tal evolución progresiva del tiempo de ejecución permitirá al paciente hacer el ejercicio original sin modificación. Por otra parte, se podrían diseñar y probar otra serie de ejercicios activos.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen al Ministerio de Economía y Competitividad la financiación de este trabajo bajo el proyecto RTC-2014-3070-5.

REFERENCIAS

- ABDULLAH, H.; TARRY, C.; DATTA, R.; MITTAL, G.; ABDERRAHIM, M. (2007) *Dynamic biomechanical model for assessing and monitoring robot-assisted upper-limb therapy*. Journal of Rehabilitation Research & Development, 44(1), 43–62.

- ABU-DAKKA, F.J.; NEMEC, B.; JØRGENSEN, J.A.; SAVARIMUTHU, T.R.; KRÜGER, N.; UDE, A. (2015) *Adaptation of manipulation skills in physical contact with the environment to reference force profiles*. Autonomous Robots, 1-19.
- ABU-DAKKA, F.J.; NEMEC, B.; KRAMBERGER, A; BUCH, A.G.; KRÜGER, N.; UDE, A. (2014) *Solving peg-in-hole tasks by human demonstration and exception strategies*. Industrial Robot: An International Journal, 41(6), 575-584.
- ABU-DAKKA, F.J.; VALERA, A.; ESCALERA, J.; VALLÉS, M.; MATA, V.; ABDERRAHIM, M. (2015) Trajectory adaptation and learning for ankle rehabilitation using a 3prs parallel robot. En: H. Liu, N. Kubota, X. Zhu, R. Dillmann, y D. Zhou (Eds.) *Intelligent robotics and applications* (Vol. 9245, p. 483-494). Portsmouth, UK: Springer International Publishing.
- ANDERSEN, T.E.; FLOERENES, T.W.; ARNASON, A.; BAHR, R. (2004) *Videoanalysis of the mechanisms for ankle injuries in football*. The American Journal of Sports Medicine, 32(1 suppl), 69 S-79S.
- BALASUBRAMANIAN, S.; COLOMBO, R.; STERPI, I.; SANGUINETI, V.; BURDET, E. (2012) *Robotic assessment of upper limb motor function after stroke*. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 91(11), S255-S269.
- BHARADWAJ, K.; SUGAR, T. (2006) Kinematics of a robotic gait trainer for stroke rehabilitation. En: *Ieee international conference on robotics and automation* (pp. 3492-3497). Orlando, USA.
- BILLARD, A.; CALINON, S.; DILLMANN, R.; SCHAAL, S. (2008) Robot programming by demonstration. En: B. Siciliano y O. Khatib (Eds.). *Springer handbook of robotics* (p. 1371-1394). Berlin, Heidelberg: Springer.
- BLAYA, J.; HERR, H. (2004) *Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait*. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 12, 24-31.
- BREWER, B.R.; McDOWELL, S.K.; WORTHEN-CHAUDHARI, L.C. (2007) *Post-stroke upper extremity rehabilitation: a review of robotic systems and clinical results*. Topics in Stroke Rehabilitation, 14(6), 22-44.

- BRISTOW, D.; THARAYIL, M.; ALLEYNE, A. (2006, june) *A survey of iterative learning control*. IEEE Control Systems Magazine, 26(3), 96–114.
- CAZALILLA, J., VALLÉS, M., MATA, V., DÍAZ-RODRÍGUEZ, M., Y VALERA, A. (2014). Adaptive control of a 3-dof parallel manipulator considering payload handling and relevant parameter models. Robotics and Computer-Integrated Manufacturing, 30(5), 468–477.
- CIOI, D.; KALE, A.; BURDEA, G.; ENGSBERG, J.; JANES, W.; ROSS, S. (2011) Ankle control and strength training for children with cerebral palsy using the rutgers ankle cp: a case study. En: *Ieee international conference on rehabilitation robotics* (pp. 654–659). ETH Zurich Science City, Switzerland.
- COLOMBO, G.; JOERG, M.: SCHREIER, R. (2000) *Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis*. Journal of Rehabilitation Research & Development, 37(6), 693–700.
- DAI, J.S.; ZHAO, T.; NESTER, C. (2004) *Sprained ankle physiotherapy based mechanism synthesis and stiffness analysis of a robotic rehabilitation device*. Autonomous Robots, 16(2), 207–218.
- DELAMA, A.; KOUTSOU, A.; MORENO, J. (2012) *Review of hybrid exoskeletons to restore gait following spinal cord injury*. Journal of Rehabilitation Research & Development, 49(4), 497–514.
- DETTWYLER, M.; STACOFF, A.; QUERVAIN, I.K. (2004) *Modelling of the ankle joint complex. reflections with regards to ankle prostheses*. Journal of Foot and Ankle Surgery, 10(3), 109–119.
- DEUTSCH, J.E.; LEWIS, J.A.; BURDEA, G. (2007) *Technical and patient performance using a virtual reality-integrated telerehabilitation system: preliminary finding*. IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering, 15(1), 30–35.
- DÍAZ, I.; GIL, J.; SÁNCHEZ, E. (2011) *Lower-limb robotic rehabilitation: literature review and challenges*. Journal of Robotics, 2011, 1–11.
- DÍAZ-RODRÍGUEZ, M.; MATA, V.; VALERA, A.; PAGE, A. (2010) *A methodology for dynamic parameters identification of 3-dof parallel robots in terms of relevant parameters*. Mechanism and Machine Theory, 45(9), 1337–1356.

- DiSTEFANO, L.J.; PADUA, D.A.; BROWN, C.N.; GUSKIEWICZ, K.M. (2008) *Lower extremity kinematics and ground reaction forces after prophylactic lace-up ankle bracing*. Journal of Athletic Training, 43(3), 234–241.
- DUL, J.; JOHNSON, G. (1985) *A kinematic model of the human ankle*. Journal of Biomedical Engineering, 7(2), 137–143.
- FAN, Y.; YIN, Y. (2009) Mechanism design and motion control of a parallel ankle joint for rehabilitation robotic exoskeleton. En: *Ieee robotics and biomimetics* (pp. 2527–2532). Guangxi, China.
- GAMS, A.; IJSPEERT, A.J.; SCHAAL, S.; LENARC`IC, J. (2009) *Online learning and modulation of periodic movements with nonlinear dynamical systems*. Autonomous Robots, 27, 3–23.
- GARCIA DE JALON, J.; BAYO, E. (1994) *Kinematic and dynamic simulation of multibody systems: The real time challenge*. Springer-Verlag New York, Inc.
- GENGQIAN, L.; JINLIAN, G.; HONG, Y.; XIAOJUN, Z.; GUANGDA, L. (2006) Design and kinematics simulation of parallel robots for ankle rehabilitation. En: *Ieee international conference on mechatronics and automation* (pp. 1109–1113). Luoyang.
- GIRONE, M.; BURDEA, G.; BOUZIT, M. (1999) The rutgers ankle orthopedic rehabilitation interface. En: *Asme int. mech. eng. congr. dyn. syst. control div.* (Vol. 67 , pp. 305–312). Nashville, TN.
- GIRONE, M.; BURDEA, G.; BOUZIT, M.; POPESCU, V.; DEUTSCH, J. (2000) *Orthopedic rehabilitation using therutgers ankleinterface*. Studies in Health Technology and Informatics, 70, 89–95.
- HESSE, S.; SCHMIDT, H.; WERNER, C.; BARDELEBEN, A. (2003) *Upper and lower extremity robotic devices for rehabilitation and for studying motor control*. Current Opinion in Neurology, 16(6), 705–710.

- HESSE, S.; UHLENBROCK, D. (2000) *A mechanized gait trainer for restoration of gait*. Journal of Rehabilitation Research & Development, 37(6), 701–708.
- IJSPEERT, A.; NAKANISHI, J.; HOFFMANN, H.; PASTOR, P.; SCHAAAL, S. (2013) *Dynamical movement primitives: learning attractor models for motor behaviors*. Neural Computation, 25(2), 328–373.
- IJSPEERT, A.J.; NAKANISHI, J.; SCHAAAL, S. (2001) Nonlinear dynamical systems for imitation with humanoid robots. En *Ieee international conference on humanoid robots (humanoids)* (pp. 219–226). Tokyo, Japan.
- KEARNEY, R.; WEISS, P.; MORIER, R. (1990) *System identification of human ankle dynamics: inter subject variability and intra subject reliability*. Clinical Biomechanics, 5(4), 205–217.
- KLEIPOOL, R.P.; BLANKEVOORT, L. (2010) *The relation between geometry and function of the ankle joint complex: a biomechanical review*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 18(5), 618–627.
- KREBS, H.I.; PALAZZOLO, J.J.; DIPIETRO, L.; FERRARO, M.; KROL, J.; RANNEKLEIV, K.; HOGAN, N. (2003) *Rehabilitation robotics: Performance-based progressive robot-assisted therapy*. Autonomous Robots, 15(1), 7–20.
- LEBRUN, C.T.; KRAUSE, J.O. (2005) *Variations in mortise anatomy*. The American Journal of Sports Medicine, 33(6), 852–855.
- MARCHAL-CRESPO, L.; REINKENSMAYER, D.J. (2009) *Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury*. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 6(1), 20.
- MOORE, K.; CHEN, Y.; AHN, H.S. (2006) Iterative learning control: A tutorial and big picture view. En: *45th ieee conference on decision and control* (pp. 2352–2357). San Diego, CA, USA.
- MUNIH, M.; BAJD, T. (2011) *Rehabilitation robotics*. Technology and Health Care, 19(6), 483–495.

- NAKANISHI, J.; MORIMOTO, J.; ENDO, G.; CHENG, G.; SCHAAL, S.; KAWATO, M. (2004) *Learning from demonstration and adaptation of biped locomotion.* Robotics and Autonomous Systems, 47, 79–91.
- NEMEC, B.; ABU-DAKKA, F.J.; RIDGE, B.; UDE, A.; JORGENSEN, J.; SARIMUTHU, T.R. (2013) Transfer of assembly operations to new workpiece poses by adaptation to the desired force profile. En: *16th international conference on advanced robotics (icar13)* (pp. 1–7). Montevideo.
- PARENTEAU, C.S.; VIANO, D.C.; PETIT, P. (1998) *Biomechanical properties of human cadaveric ankle-subtalar joints in quasi-static loading.* Journal of Biomechanical Engineering, 120(1), 105–111.
- PASTOR, P.; RIGHETTI, L.; KALAKRISHNAN, M.; SCHAAL, S. (2011) Online movement adaptation based on previous sensor experiences. En: *Ieee/rsj international conference on intelligent robots and systems (IROS)* (p. 365-371). San Francisco, California.
- PATANÈ, F.; CAPPA, P. (2011) *A 3-dof parallel robot with spherical motion for the rehabilitation and evaluation of balance performance.* IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering, 19(2), 157–166.
- PATEL, Y.D.; GEORGE, P.M. (2012) *Parallel manipulators applications—a survey.* Modern Mechanical Engineering, 2, 57–64.
- PESHKIN, M.; BROWN, D.; SANTOS-MUNNÉ, J. (2005) Kineassist: A robotic overground gaitandbalancetrainingdevice. En: *9th ieee international conference on rehabilitation robotics (ICORR'05)* (pp. 241–246). Evanston, Ill, USA.
- PETERS, J.; SCHAAL, S. (2008) *Reinforcement learning of motor skills with policy gradients.* Neural Networks, 21(4), 682–697.
- PRANGE, G.; JANNINK, M. (2012) *Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke.* Journal of Rehabilitation Research & Development, 43(2), 171–184.

- REN, Y.; XU, T.; WANG, L.; YANG, C.; GUO, X.; HARVEY, R.; ZHANG, L.Q. (2011) Develop a wearable ankle robot for in-bed acute stroke rehabilitation. En: *33rd annual international conference of the ieee engineering in medicine and biology society* (pp. 7483–7486). Boston, US.
- ROCON, E.; BELDA-LOIS, J.; RUIZ, A. (2007) *Design and validation of a rehabilitation robotic exoskeleton for tremor assessment and suppression*. IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering, 15(3), 367–378.
- ROHRER, B.; FASOLI, S.; KREBS, H.I.; HUGHES, R.; VOLPE, B.; FRONTERA, W.R.; HOGAN, N. (2002) *Movement smoothness changes during stroke recovery*. The Journal of Neuroscience, 22(18), 8297–8304.
- SAFRAN, M., BENEDETTI, R., Y BARTOLOZZI, A. (1999). Lateral ankle sprains: a comprehensive review: part 1: etiology, pathoanatomy, histopathogenesis, and diagnosis. Medicine & Science in Sports & Exercise, 31(7), 429–437.
- SAGLIA, J.; TSAGARAKIS, N.; DAI, J.; CALDWELL, D. (2012) *Control strategies for patientassisted training using the ankle rehabilitation robot (arbot)*. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 99, 1–10.
- SAGLIA, J.A.; TSAGARAKIS, N.G.; DAI, J.S.; CALDWELL, D.G. (2010) Control strategies for ankle rehabilitation using a high performance ankle exerciser. En: *Ieee international conference on robotics and automation (ICRA, 2010)* (pp. 2221 – 2227).
- SAWKINS, K.; REFSHAUGE, K.; KILBREATH, S.; RAYMOND, J. (2007) *The placebo effect of ankle taping in ankle instability*. Medicine & Science in Sports & Exercise, 39(5), 781–787.
- SCHMITT, C.; Métrailler, P.; AL-KHODAIRY, A. (2004) The motion maker[™]: a rehabilitation system combining an orthosis with closed-loop electrical muscle stimulation. En: *8th vienna international workshop on functional electrical stimulation* (pp. 117–120). Vienna, Austria.

- SIEGLER, S.; CHEN, J.; SCHNECK, C. (1988) *The three-dimensional kinematics and flexibility characteristics of the human ankle and subtalar joints—part i: Kinematics*. Journal of Biomechanical Engineering, 110(4), 364-373.
- SYRSELOUDIS, C.E.; EMIRIS, I.Z. (2008) A parallel robot for ankle rehabilitation evaluation and its design specifications. En: *8th ieee international conference on bioinformatics and bioengineering* (BIBE, 2008). Athens.
- TAKAO, M.; UCHIO, Y.; NAITO, K.; FUKAZAWA, I.; OCHI, M. (2005) *Arthroscopic assessment for intra-articular disorders in residual ankle disability after sprain*. The American Journal of Sports Medicine, 33(5), 686–692.
- TSOI, Y., y XIE, S. (2010). Design and control of a parallel robot for ankle rehabilitation. International Journal of Intelligent Systems Technologies and Applications, 8(1), 100–113.
- Tsoi, Y.H.; Xie, S.Q.; Graham, A.E. (2009) Design, modeling and control of an ankle rehabilitation robot. En: D. Liu, L. Wang, y K. C. Tan (Eds.) *Design and control of intelligent robotic systems* (Vol. 177, pp. 377–399). Springer Berlin Heidelberg.
- UDE, A. (1999) *Filtering in a unit quaternion space for model-base object tracking*. Robotics and Autonomous Systems, 28(2-3), 163-172.
- UDE, A.; GAMS, A.; ASFOUR, T.; MORIMOTO, J. (2010) *Tasks-specific generalization of discrete and periodic dynamic movement primitives*. IEEE Transactions on Robotics, 26(5), 800–815.
- VALLÉS, M.; CAZALILLA, J.; VALERA, A.; MATA, V.; PAGE, A.; DÍAZ-RODRÍGUEZ, M. (2015) *A 3-prs parallel manipulator for ankle rehabilitation: towards a lowcost robotic rehabilitation*. Robotica, 35(10), 1939-1957.
- VALLÉS, M.; Díaz-Rodríguez, M.; VALERA, A.; MATA, V.; PAGE, A. (2012) *Mechatronic development and dynamic control of a 3-dof parallel manipulator*. Mechanics Based Design Of Structures And Machines, 40(4), 434–452.

- VAN DELDEN, A.; PEPER, C.; KWAKKEL, G. (2012) *A systematic review of bilateral upperlimb training devices for poststroke rehabilitation*. Stroke Research and Treatment, 2012, 1–17.
- VILLANI, L.; DE SCHUTTER, J. (2008) Force control. En: B. Siciliano y O. Khatib (Eds.) *Springer handbook of robotics* (pp. 161–185). Berlin, Heidelberg: Springer.
- WANG, C.; FANG, Y.; GUO, S.; ZHOU, C. (2015, 2) *Design and kinematic analysis of redundantly actuated parallel mechanisms for ankle rehabilitation*. Robotica, 33, 366–384.
- YOON, J.; RYU, J.; LIM, K. (2006) *Reconfigurable ankle rehabilitation robot for various exercises*. Journal of Robotic Systems, 11, 15–33.
- ZHEN, H.; YONGSHENG, Z.; TIESHI, Z. (2006) *Advanced spatial mechanism*. Beijing: Higher Education Press, 195–201.

DISEÑO Y EVALUACIÓN DE MODELOS MECÁNICOS DE UNA MANO PROTÉSICA ANTROPOMÓRFICA PARA AMPUTACIONES DEL MIEMBRO SUPERIOR

*Carlos Calderón-Córdova⁴⁶, Yomar González⁴⁷,
Cristian Ramírez⁴⁸, Wilmar Hernández⁴⁹*

El presente trabajo forma parte del proyecto de investigación “Mano de Esperanza” el cual busca desarrollar prótesis robóticas de bajo costo para personas con discapacidad motriz en sus extremidades superiores. El objetivo del presente trabajo es diseñar y evaluar el modelo mecánico que reproduzca las funciones básicas y la estética antropomorfa de la mano humana. Para el proceso de diseño se definieron especificaciones funcionales, geométricas y once requerimientos: resistencia, funcionalidad, disponibilidad, costo, fabricación, peso neto, mantenimiento, capacidad, sujeción, dimensiones y estética. Para la evaluación de los modelos mecánicos se aplicó la siguiente metodología: primero, se definieron los requerimientos; segundo, se los jerarquizó; tercero, se hizo un ranking de satisfacción de los requerimientos para cada uno de los modelos a evaluar; finalmente se aplicó la ecuación polinómica del método de decisión multicriterio Scoring para obtener el porcentaje de satisfacción de cada uno de los modelos mecánicos propuestos. Como

⁴⁶Departamento de Ciencias de la Computación y Electrónica, Universidad Técnica Particular de Loja, Loja, Ecuador. {cacalderon@utpl.edu.es}

⁴⁷Departamento de Ciencias de la Computación y Electrónica, Universidad Técnica Particular de Loja, Loja, Ecuador. Instituto Nacional de Bioingeniería, Universidad Central de Venezuela, Caracas, Venezuela. {yomar.gonzalez@inabio.edu.ve}

⁴⁸Departamento de Ciencias de la Computación y Electrónica, Universidad Técnica Particular de Loja, Loja, Ecuador. {cramirez@utpl.edu.ec}

⁴⁹Departamento de Ciencias de la Computación y Electrónica, Universidad Técnica Particular de Loja, Loja, Ecuador. { whernandez@utpl.edu.e }

resultado del análisis, diseño y evaluación de modelos se seleccionó el modelo de mano protésica antropomórfica (MPA-5), el cual cumple los requerimientos con un porcentaje de satisfacción de 88.54%.

Palabras clave: mano antropomórfica; prótesis; modelo mecánico; CAD; decisión multicriterio.

INTRODUCCIÓN

Según el CONADIS (Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades), hasta febrero de 2017, en el Ecuador había 196.758 personas con discapacidad física-motriz, y de este número, 48.271 personas están insertadas laboralmente, lo que representa que solamente el 24.5% ha tenido las condiciones y herramientas protésicas para poder desempeñar una actividad laboral (CONADIS et al., 2017). Con base al problema anterior, en el Ecuador nace el proyecto “Mano de Esperanza”, cuya misión es desarrollar prótesis robóticas de bajo costo con la finalidad de aportar a la inclusión social y laboral de personas con discapacidad motriz en sus extremidades superiores. La misión del proyecto está sintonizada con las necesidades de los países en desarrollo (Calderón, Ramírez, Barros, & Punin, 2017). El presente trabajo forma parte del proyecto “Mano de Esperanza”, y el objetivo abordado es el diseño y la evaluación del modelo mecánico que reproduzca las funciones básicas de la mano humana y la estética antropomorfa. Este modelo debe estar aplicado a prótesis de extremidades superiores con base en requerimientos de diseño delimitados por el equipo de investigación conformado por la Universidad Técnica Particular de Loja, la Universidad Central de Venezuela y el Taller de Prótesis y Órtesis de la ciudad de Loja. Estos requerimientos son: funcionalidad, costo, disponibilidad de materiales, resistencia, disponibilidad de procesos de fabricación local, peso neto y facilidad de mantenimiento, entre otros aspectos complementarios de dimensiones y formas.

En el entorno académico existen algunos aportes sobre el proceso de diseño y características a cumplir por parte de manos protésicas. Zuniga, J. et al (2015) proponen un procedimiento para el ajuste de una prótesis de bajo costo a niños con discapacidad motriz, sin embargo,

este no cubre el procedimiento de diseño. Baril, Laliberté, Gosselin, & Routhier (2013) proponen una mano protésica antropomórfica, desde la etapa de diseño hasta su implementación, sin embargo, este prototipo está pensado para activación mediante un tensor sin motor. Controzzi, Cipriani y Carroza (2008, 2011) presentan el diseño mecatrónico de una mano antropomórfica de 16 grados de libertad, sin embargo, su complejidad es alta debido a que no está pensada para aplicaciones protésicas de usuario final y su utilidad se centra en experimentación clínica. Bennett, Dalley, Truex y Goldfarb (2015) presentan el diseño de un prototipo antropomórfico de mano protésica que se inspira en las proporciones de los huesos de la mano. Desde el punto de vista de metodologías de análisis de este tipo de prototipos, Pérez (2011) aplica análisis cinemático y validación a una mano protésica servoarticulada. Finalmente, desde el punto de vista comercial, Belter, Segil, Dollar y Weir (2013) analizan el desempeño y características de las manos protésicas mioeléctricas comerciales Vincent, iLimb, iLimb Pulse, Bebionic, Bebionic v2 y Michelangelo. Este análisis es importante, ya que los datos servirán como referencia al modelo desarrollado en el presente trabajo. Se destaca que el presente trabajo aborda el diseño del modelo mecánico que reproduzca las funciones básicas de la mano humana y la estética antropomorfa, además, se menciona que en Calderón (2017) se documentan las funciones de control para desempeñar los movimientos de la mano protésica. En (Calderón-Córdova, Ramírez, Barros, Quezada y Barba (2017) se evidencia los algoritmos para la identificación de las señales mioeléctricas del usuario que controla la ejecución de funciones. Finalmente, aspectos complementarios como algoritmos de procesamiento y validación constan en Hernández et al. (2016) y Hernández et al. (2017).

Con respecto a la organización del presente trabajo, este se encuentra estructurado de la siguiente manera: la sección 2 sintetiza las especificaciones funcionales y geométricas que el modelo mecánico de mano protésica debe cumplir, la sección 3 describe los modelos propuestos para el prototipo de mano protésica antropomórfica (MPA), la sección 4 describe la evaluación de los modelos MPA propuestos y, finalmente, la sección 5 resume las conclusiones del trabajo.

ESPECIFICACIONES FUNCIONALES Y GEOMÉTRICAS DE LA MANO PROTÉSICA

Especificaciones funcionales de la mano protésica

Las especificaciones funcionales y geométricas que el modelo de mano protésica antropomórfica debe cumplir, son las siguientes:

Diseñar un modelo mecánico que reproduzca las funciones básicas de la mano humana y sea estéticamente viable.

- Debe contar con los cinco dedos de la mano y mecanismos de actuación independientes.
- Debe reproducir las funciones básicas: mano relajada, sujeción cilíndrica, agarre de pinza, dedo pulgar en aducción y dedo índice extendido.
- El modelo debe contar como máximo de 9 articulaciones, una para el pulgar y dos para cada uno de los dedos restantes. La articulación interfalángica distal se considera fija.
- El modelo debe ejecutar el movimiento flexión-extensión en el rango fisiológico de las articulaciones metacarpofalángica (MCF) e interfalángica distal (IFP). No se considera el movimiento de aducción/abducción en la articulación MCF de los dedos: índice, medio, anular y meñique.
- Las dimensiones del modelo deben estar dentro del rango fisiológico aceptable, es decir, debe poseer dimensiones equivalentes a las longitudes promedio de la mano humana.

Con respecto a los materiales y procesos de manufactura se requiere:

- El sistema propuesto debe estar basado en materiales y procesos disponibles de manufactura local.
- El modelo debe estar basado en materiales y procesos de manufactura de bajo costo.
- Los materiales del modelo deben ser ligeros y resistentes al impacto.

El sistema debe poseer mecanismos de transmisión y procedimientos de ensamblaje simples.

El sistema debe garantizar procedimientos sencillos de mantenimiento preventivo/correctivo mediante el fácil acceso a los componentes internos.

Debe proponer y validar el esquema geométrico, el modelo cinemático y los mecanismos de transmisión de movimientos que permitan desempeñar las funciones básicas de la mano.

Especificaciones geométricas y estructura 3D de la mano humana

En la actualidad no hay estudios antropométricos referentes al genotipo ecuatoriano de la extremidad superior, sin embargo se pueden utilizar dimensiones aproximadas de los dedos. Binvignat, Almagia, Lizana y Olave (2012) presentan un estudio antropométrico donde se muestra el rango de dimensiones de los huesos más importantes que conforman la mano (Ver figura 2.1 y tabla 2.1).

La selección del tamaño específico para cada dedo y dimensión de la palma se hizo mediante la reconstrucción 3D de la estructura ósea y mediante tomografías axiales computarizadas (TAC) en formato DICOM de un individuo de 58 años de edad, y los cortes se tomaron cada 3 mm aproximadamente. La reconstrucción se efectuó mediante la aplicación Mimics, la cual fue cortesía del Grupo de Biomecánica de la Universidad Simón Bolívar (Caracas-Venezuela). Posteriormente se exportó a SolidWorks 2014 a fin de obtener las dimensiones base para el diseño del prototipo de mano protésica (ver figura 2.2).

Con base en la información recopilada se optó por utilizar los valores promedio de la tabla 2.1 para las dimensiones de la palma y de las falanges (proximal, medio y distal) pertenecientes al modelo mecánico de la mano protésica antropomórfica propuesta en el presente trabajo.

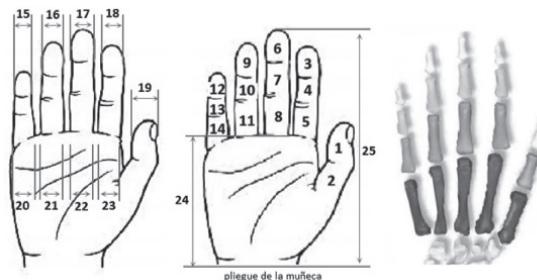


Figura 2.1. Promedio de dimensiones antropométricas específicas de la mano en hombres y mujeres (Binvignat, 2012)

Tabla 2.1. Promedio de longitudes⁽¹⁾, ancho de la mano y longitud de la palma en grupos etarios de hombres y mujeres con edades comprendidas entre 30-50 años

Nº	Descripción	Tipo L:largo A:ancho	⁽²⁾ Valor promedio hombres (mm)	⁽²⁾ Valor pro- medio mujeres (mm)	⁽³⁾ Valor asu- mido (mm)
1	Falange distal del pulgar	L	37-40	27-30	30
2	Falange proximal del pulgar	L	37-40	27-30	34
3	Falange distal del dedo índice	L	24-26	21-23	25
4	Falange media del dedo índice	L	30	27-28	30
5	Falange proximal del dedo índice	L	50	44-46	43
6	Falange distal del dedo medio	L	25-26	22-24	25
7	Falange media del dedo medio	L	34-35	32-33	30
8	Falange proximal del dedo medio	L	55	47-49	43
9	Falange distal del dedo anular	L	22-24	24-26	25
10	Falange media del dedo anular	L	34	33-36	30
11	Falange proximal del dedo anular	L	47-50	45-47	43
12	Falange distal del dedo meñique	L	20-24	22-23	25
13	Falange media del dedo meñique	L	23-25	26-27	30
14	Falange proximal dedo meñique	L	40	39-43	46
15	Articulación distal dedo meñique	A	17	15	16
16	Articulación IFD del dedo anular	A	19	16	16
17	Articulación IFD del dedo medio	A	20	17	16
18	Articulación IFD del dedo índice	A	20	17	16
19	Articulación IFD del dedo pulgar	A	37	37	20
20	Articulación MCF dedo meñique	A	18	16	16
21	Articulación MCF del dedo anular	A	21	18	16
22	Articulación MCF del dedo medio	A	23	20	16
23	Articulación MCF del dedo índice	A	23	20	16
24	Palma	L	110-115	97-100	-
25	Mano	L	180-190	170	-
26	Palma	A	85-88	78-80	-

⁽¹⁾ Se toma como referencia únicamente la mano derecha.

⁽²⁾ No se incluyen datos de desviaciones estándar hasta contar con data de mediciones en Ecuador.

⁽³⁾ Valor asumido para efectos del primer prototipo.

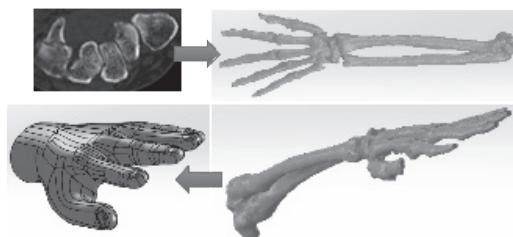


Figura 2.2. Proceso de reconstrucción 3D de la mano a partir de TAC

MODELOS PROPUESTOS DE MANO PROTÉSICA ANTROPOMÓRFICA (MPA)

En esta fase del proceso de diseño mecánico se desarrollan modelos base de una mano protésica antropomórfica con objeto de evaluar la propuesta más conveniente. Esta es la fase más importante debido a que en ella se lleva a cabo el diseño básico del producto teniendo en cuenta las restricciones y necesidades del cliente, así como también se busca hacer el bosquejo de un producto optimizando tiempo y recursos por medio de un diseño conceptual en el que se toman en cuenta las especificaciones funcionales delimitadas en la sección 2.

Modelo MPA-1

Con base en el conjunto de dimensiones antropométricas de los componentes de una mano (ver tabla 2.1), y tomando además como base el trabajo de Ventimiglia (2012), se plantea la geometría de los componentes principales de la mano protésica (ver figura 3.1). Las características principales de este modelo se citan a continuación:

Geometría de los *dedos*.- Estos están diseñados para ser accionados mediante un sistema mixto conformado por un motor eléctrico lineal y un esquema de transmisión basado en eslabones mecánicos (barras). El presente modelo, basado en el criterio de simplicidad, incluye la falange proximal y la unión de las falanges media y distal en un solo componente. El ensamblaje es capaz de simular los movimientos de flexión y extensión de los dedos requeridos para desempeñar los movimientos mencionados en la sección 2.

Base del sistema de accionamiento y transmisión del pulgar.- Se incluye un sistema de accionamiento de 2 grados de libertad (GdL) para el pulgar con objeto de emular los movimientos de flexión-extensión y abducción-aducción. El sistema es accionado primeramente por un subsistema de corona y tornillo sin fin (previamente calculado), con una relación de transmisión de 1:1. Este tipo de transmisión es el encargado de emular los movimientos de abducción-aducción. Seguidamente se adiciona el segundo mecanismo de accionamiento el cual consiste en un motor lineal. Este es el encargado de generar los movimientos de flexión-extensión.

Este diseño tiene la ventaja de permitir un mayor número de grados de libertad con la menor cantidad de partes posibles, las cuales suelen ser de costo elevado al tratarse de dimensiones pequeñas. La relación de transmisión de 1:1 permite obtener un diseño compacto que puede ajustarse a ciertas dimensiones antropométricas de la mano. Sin embargo, dado el tamaño de los motores lineales disponibles, algunas dimensiones de los componentes externos (carcasas) pueden ser ligeramente mayores a las esperadas.

Diseño de acople de muñeca universal.- Se mantiene como requerimiento que la terminación de las carcasas en la muñeca sea en lo posible de un tamaño estándar con objeto de adaptar el nuevo diseño de mano protésica a los procesos convencionales de fabricación de sockets desempeñados en los Talleres de Prótesis y Órtesis del Ministerio de Salud Pública del Ecuador.

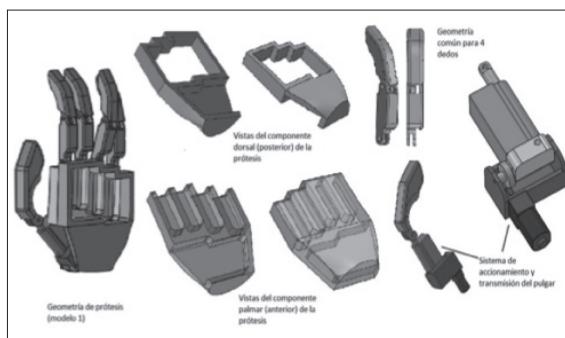


Figura 3.1. Geometría de los componentes del modelo MPA-1

Luego del modelo MPA-1 se han generado varios basados en la técnica de tormenta de ideas, en los que se han agregado o modificado parámetros para conseguir componentes mecánicos funcionales y factibles de fabricar por mecanizado.

Modelo MPA-4

El modelo MPA-4 toma como base los trabajos desarrollados por Ventimiglia (2012) y Pérez (2011), además de algunos lineamientos generales de prótesis comerciales como la Bebionic (Belter, 2013). Las características principales de este modelo se citan a continuación:

Diseño anatómico.- Este modelo se caracteriza por poseer carcasas más anatómicas divididas en partes con la finalidad de facilitar el acceso hacia el interior para hacer cambios y mantenimiento preventivo o correctivo. Las carcasas presentan geometrías adaptadas a la funcionalidad, la estética y factibles de mecanizar mediante procesos efectuados en un Centro de mecanizado de Control Numérico (CNC). Además, en términos generales, se adicionan dispositivos de sujeción y deslizamiento como rodamientos, tornillos y ejes de rotación.

Geometría de los dedos.- Se mantiene el diseño para ser accionado mediante un sistema mixto compuesto por un motor eléctrico lineal y transmisión mediante eslabones mecánicos (barras). Se incluye la falange proximal y las falanges media y distal unidas en un solo componente. Se modifican las articulaciones en función de ejes disponibles comercialmente. La geometría se modifica con fines estéticos (ver figura 3.2).

Base del sistema de accionamiento y transmisión del pulgar.- Se utiliza un sistema equivalente al modelo MPA-1 con la particularidad de que sus dimensiones son reducidas. Las modificaciones principales corresponden a: el valor del módulo de transmisión, el diseño de la base del sistema de transmisión y, finalmente, al diseño de partes para sujeción y deslizamiento de componentes del sistema. Se replantea el cálculo de la corona y tornillo sin fin para hacer el sistema más compacto. Dadas las posibilidades de fabricación en talleres de mecanizado en el país, se seleccionó un módulo de 0.7 para dimensionar este sistema de transmisión.

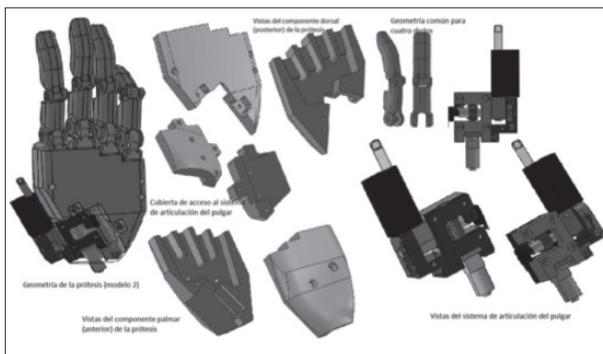


Figura 3.2. Geometría de los componentes del modelo MPA-4

MODELO MPA-5

Este modelo es más anatómico que el MPA-4 y sus características se citan a continuación:

Cuenta con una carcasa superior dividida en dos partes removibles, las cuales permiten el fácil acceso a los motores lineales de cada uno de los dedos y al sistema de transmisión del pulgar. Además, ambas partes contienen canales que permiten el paso del cableado para alimentación de los motores y del potenciómetro que sensa el desplazamiento del pulgar durante el movimiento de abducción-aducción (figuras 3.3 y 3.4).

La carcasa inferior es unicompartmental y emula la anatomía de la palma de la mano. Tanto esta carcasa inferior como la superior cuentan con espacios para el montaje de los motores lineales que accionan el movimiento de los dedos (figura 3.4).

Se rediseña la pieza que permite la articulación de los dedos con el resto de la mano protésica. Dado el proceso de fabricación por mecanizado, se nivelan los nudillos de la articulación metacarpofalángica (MCF) y se agregan las angulaciones necesarias para permitir el cierre palmar (figura 3.5).

El pulgar se plantea como una sola pieza y se adiciona al modelo la carcasa de protección. El sistema del pulgar está conformado por el motor rotatorio Pololu MM-R 995 y por la base del pulgar, la cual está conformada por dos piezas con unión atornillada encargadas de fungir como sostén

entre el eje de rotación para el motor y el mecanismo de transmisión para el movimiento de abducción-aducción del pulgar. El diseño de este sistema cambió su configuración en este modelo (figura 3.6).

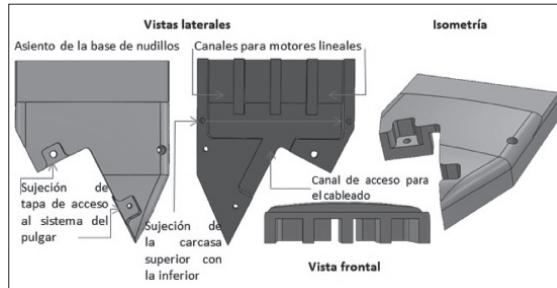


Figura 3.3. Vistas de la geometría de la carcasa superior

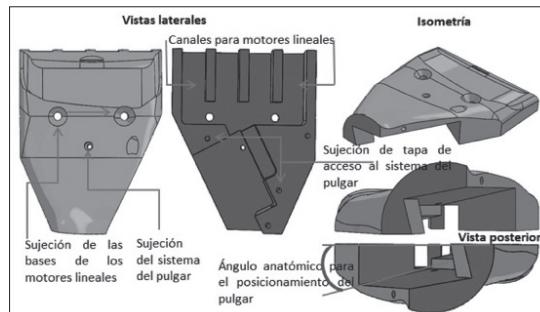


Figura 3.4. Vistas de la geometría de la carcasa inferior o palmar

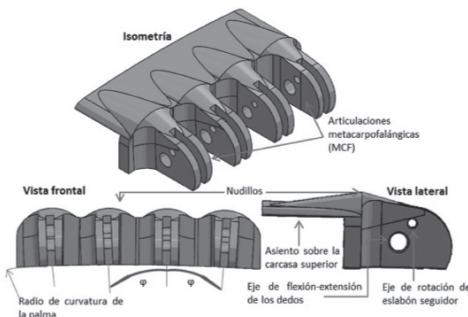


Figura 3.5. Vistas de la geometría de la base de los dedos

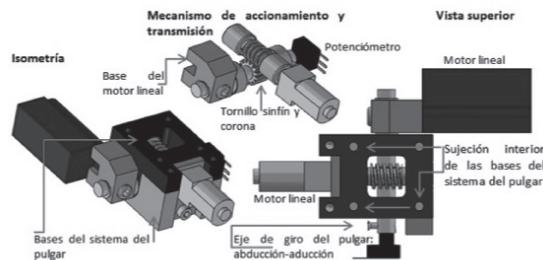


Figura 3.6. Vistas de la geometría del sistema del pulgar

La geometría de los dedos es más rectangular debido a la disponibilidad del material en láminas. Los dedos están formados por dos segmentos: la falange proximal y el segmento conformado por la unión de la falange media y la distal. Se mantiene un ángulo fijo entre la falange media y la distal (figuras 3.7 y 3.8).



Figura 3.7. Vistas de la geometría de la falange proximal, media y distal



Figura 3.7. Vista de la mano protésica ensamblada MPA-5

EVALUACIÓN DE LOS MODELOS DE MPA PROPUESTOS

El objeto de esta sección es seleccionar la mejor alternativa en lo que respecta a los modelos propuestos en la sección 3. Para la evaluación de los modelos de la mano protésica se aplicó la siguiente metodología: primero, se definieron los requerimientos; segundo, se valoró la importancia de cada requerimiento para obtener la jerarquización de ellos; tercero, se hizo un ranking de satisfacción de los requerimientos para cada uno de los modelos a evaluar; finalmente se aplicó la ecuación polinómica del método de decisión multicriterio Scoring para obtener el porcentaje de satisfacción de cada uno de los modelos mecánicos propuestos (MPA-1, MPA-4 y MPA-5). El mejor modelo es aquel con mayor porcentaje de satisfacción.

Para la definición y priorización de los requerimientos y la selección del modelo mecánico se hizo el análisis multicriterio teniendo en cuenta el cumplimiento del conjunto de requerimientos jerarquizados en una escala del 1 al 10 para los modelos MPA planteados. Dichos requerimientos se valoraron para cada modelo mecánico mediante apreciaciones cualitativas traducidas en valores numéricos entre 1 y 10. En ellos, 10 significa “muy importante”, 7 quiere decir “importante”; 4 representa “importancia media” y 1 implica “poco importante”.

Con base en las especificaciones declaradas por el cliente en la sección 2 se definen 11 requerimientos mínimos requeridos para el modelo mecánico planteado. Siguiendo la metodología propuesta por Pérez (2011) se ponderan los requerimientos para luego aplicar el método de decisión multicriterio *Scoring* normalizado (Tavella, Miropolsky y Manera, 2014), los resultados de la jerarquización de los 11 requerimientos de diseño se muestran en las tablas 4.1 y 4.2.

Tabla 4.1. Jerarquización de requerimientos de diseño

Requerimiento	R ₁	R ₂	R ₃	R ₄	R ₅	R ₆	R ₇	R ₈	R ₉	R ₁₀	R ₁₁	Σ
R ₁ Funcional		+	+	-	+	+	+	+	+	-	-	7
R ₂ Dimensiones	-		-	-	+	-	-	+	-	+	-	3
R ₃ Peso neto	-	+		-	-	+	-	+	+	-	+	5
R ₄ Resistente	-	+	+		+	+	+	+	+	+	+	9
R ₅ Mantenimiento	-	+	+	-		+	-	-	-	-	+	4

R_6	Estética	-	+	-	-	-		-	-	+	-	+	3
R_7	Costo	-	+	+	-	+	+		-	+	-	-	5
R_8	Fabricación	-	-	-	-	+	+	+		-	+	+	5
R_9	Capacidad	-	+	-	-	+	-	-	+		-	+	4
R_{10}	Disponibilidad	-	+	+	-	+	+	+	-	+		-	6
R_{11}	Sujeción	+	+	-	-	-	-	+	-	-	+		4

Tabla 4.2. Ponderación de requerimientos

Ítem	Requerimiento	Ponderación
1	Resistente	9
2	Funcional	7
3	Disponibilidad	6
4	Costo	5
5	Fabricación	5
6	Peso neto	5
7	Mantenimiento	4
8	Capacidad	4
9	Sujeción	4
10	Dimensiones	3
11	Estética	3

Finalmente, aplicando la ecuación polinómica (1) del método de *Scoring* se obtiene que la alternativa más satisfactoria corresponde al modelo MPA-5.

$$C_i = \frac{10 \sum_{i=1}^n V_i P_i}{\sum_{i=1}^n P_i} \quad (1)$$

La tabla 4.3 muestra los resultados del ranking de satisfacción de los 11 requerimientos para cada modelo propuesto, además de mostrar los porcentajes de satisfacción.

Tabla 4.3. Ranking de satisfacción de los requerimientos para cada modelo propuesto

Requerimiento		Modelo MPA-1	Modelo MPA-4	Modelo MPA-5
1	Resistente	4	7	10
2	Funcional	10	10	10
3	Disponibilidad	4	7	10
4	Costo	10	10	10
5	Fabricación	7	7	7
6	Peso neto	7	7	7
7	Mantenimiento	7	7	7
8	Capacidad	4	4	7
9	Sujeción	7	7	10
10	Dimensiones	4	7	7
11	Estética	10	10	10
Calificación (C_i)		66.18%	76.00%	88.54%

Valga destacar que la jerarquización de los requerimientos y el ranking de satisfacción es un proceso que requiere la evaluación directa del usuario final, más que del cliente mismo; en este caso, el cliente está conformado por la Universidad Técnica Particular de Loja y una fundación de apoyo a personas con discapacidad motriz. La ponderación presentada en el presente trabajo está basada en la opinión del cliente y del equipo de trabajo, y queda para trabajos futuros la evaluación de los potenciales usuarios.

Las características del modelo MPA-5, en relación a los requerimientos, se describen a continuación:

Resistente. El modelo mecánico se lo implementó con base en el material plástico denominado ASA (acrilato estireno acrilonitrilo), que es un material con alta resistencia a los impactos, al calor y a las condiciones meteorológicas. Este plástico se utiliza en impresoras 3D de gama media y sus características son superiores al plástico estándar ABS.

Funcional. El modelo mecánico permite la reproducción de las funciones básicas: a) mano relajada, b) sujeción cilíndrica, c) dedo índice extendido, d) agarre de pinza, y e) dedo pulgar en aducción. La figura

4.1 muestra el prototipo implementado desempeñando las funciones básicas mencionadas.

Disponibilidad. Los materiales con los que se implementó el modelo mecánico se disponen dentro el país.

Costo y fabricación. La implementación del modelo mecánico se efectuó mediante tecnología de impresión 3D basada en plástico ASA (<500 USD por prototipo). La opción de mecanizado en CNC basado en nílon y grilón tenía un costo superior a 2.000 USD por prototipo.

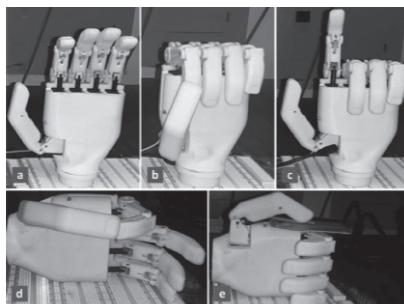


Figura 4.1. Imágenes de las funciones básicas ejecutadas por el prototipo de Mano Protésica Antropomórfica MPA-5

Peso neto, dimensiones y estética. El modelo mecánico se basó en las dimensiones promedio de la mano humana. El peso es de 500 gramos aproximadamente, incluidos componentes eléctricos y electrónicos en el interior de la palma. Este valor corresponde con los modelos comerciales de prótesis.

Mantenimiento y sujeción. El modelo mecánico está diseñado para garantizar un mantenimiento sencillo debido al diseño unicompartmental de las piezas anterior y posterior de la palma de la mano. Además, se consideraron elementos de sujeción estables.

Capacidad. El modelo mecánico junto con los actuadores lineales pueden soportar hasta una fuerza máxima de 45 N.

CONCLUSIONES

Se obtuvo un modelo de mano protésica antropomórfica (MPA-5) que cumple los once requerimientos con un porcentaje de satisfacción

de 88.54%. Los requerimientos son: resistencia, funcionalidad, disponibilidad, costo, fabricación, peso neto, mantenimiento, capacidad, sujeción, dimensiones y estética.

Para la evaluación de los modelos mecánicos de mano protésica antropomórfica se aplicó la siguiente metodología: primero, se definieron los requerimientos; segundo, se valoró la importancia de cada requerimiento para obtener la jerarquización de ellos; tercero, se hizo un ranking de satisfacción de los requerimientos para cada uno de los modelos a evaluar; finalmente, se aplicó la ecuación polinómica del método de decisión multicriterio Scoring para obtener el porcentaje de satisfacción de cada uno de los modelos mecánicos propuestos. Como resultado se seleccionó el modelo con mayor porcentaje de satisfacción.

AGRADECIMIENTOS

Los autores desean agradecer a la Universidad Técnica Particular de Loja (UTPL), a la empresa National Instruments y a la Vicepresidencia de la República del Ecuador por el financiamiento, provisión de tecnología y soporte del *Proyecto Mano de Esperanza* (código PROY_CCCE_1252) respectivamente.

REFERENCIAS

- BARIL, M.; LALIBERTÉ, T.; GOSSELIN, C.; ROUTHIER, F. (2013) On the design of a mechanically programmable underactuated anthropomorphic prosthetic gripper. *Journal of Mechanical Design*, 135(12), 121008.
- BELTER, J.T.; SEGIL, J.L.; SM, B. (2013) Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: a review. *Journal of rehabilitation research and development*, 50(5), 599.
- BENNETT, D.A.; DALLEY, S.A.; TRUEX, D.; GOLDFARB, M. (2015) A multigrasp hand prosthesis for providing precision and conformal grasps. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 20(4), 1697-1704.

- BINVIGNAT, O.; ALMAGIÀ, A.; LIZANA, P.; OLAVE, E. (2012) Aspectos biométricos de la mano de individuos chilenos. *International Journal of Morphology*, 30(2), 599-606.
- CALDERÓN, C.A.; RAMÍREZ, C.; BARROS, V.; PUNIN, G. (2017) Design and Deployment of Grasp Control System applied to robotic hand prosthesis. *IEEE Latin America Transactions*, 15(2), 181-188.
- CALDERÓN-CÓRDOVA, C.; RAMÍREZ, C.; BARROS, V.; QUEZADA-SARMIENTO, P.A.; BARBA-GUAMÁN, L. (2017) EMG signal patterns recognition based on feedforward Artificial Neural Network applied to robotic prosthesis myoelectric control. In *Proceedings of Future Technologies Conference (FTC)* (pp. 868-875).
- CIPRIANI, C., CONTROZZI, M.; CARROZZA, M.C. (2011) The SmartHand transradial prosthesis. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 8(1), 29.
- CONADIS ET AL. (2017) Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades: Estadísticas de discapacidad, Recuperado en <http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadistica/index.html>.
- CONTROZZI, M.; CIPRIANI, C.; CARROZZA, M.C. (2008, September). Mechatronic design of a transradial cybernetic hand. In *Intelligent Robots and Systems, 2008. IROS 2008. IEEE/RSJ International Conference on* (pp. 576-581).
- HERNÁNDEZ, W.; CALDERÓN-CÓRDOVA, C.; BRITO, E.; CAMPOVERDE, E.; GONZÁLEZ-POSADA, V.; ZATO, J.G. (2016) A method of verifying the statistical performance of electronic circuits designed to analyze the power quality. *Journal of the International Measurement Confederation*, 93, pp. 21-28.
- HERNÁNDEZ, W.; CALDERÓN-CÓRDOVA, C.; GONZÁLEZ-POSADA, V.; PARRA-CERRADA, Á.; JIMÉNEZ, J.L.; GONZÁLEZ-GARCIA, J.E.; ZATO, J.G.; SERGIYENKO, O.Y. (2017) Bootstrap-based frequency estimation method. *Measurement: Journal of the International Measurement Confederation*, 95, pp. 193-200.
- PÉREZ, M. (2011) *Análisis cinemático e implementación de una mano robótica servoarticulada aplicable como prótesis*. Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecánica con especialidad en Diseño Mecánico, Instituto Politécnico Nacional, México.

- TAVELLA, M.; MIROPOLSKY, A.; MANERA, R. (2014) Estudio Comparativo de Métodos Multicriterio para el análisis de la Localización Sustentable de Parques Industriales Regionales. *Revista de la Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales*, 1(1), 41.
- VENTIMIGLIA, P. (2012) *Design of a human hand prosthesis* (Doctoral dissertation, Worcester Polytechnic Institute, United States).
- ZUNIGA, J.; KATSABELIS, D.; PECK, J.; STOLLBERG, J.; PETRYKOWSKI, M.; CARSON, A.; FERNÁNDEZ, C. (2015) Cyborg beast: a low-cost 3d-printed prosthetic hand for children with upper-limb differences. *BMC research notes*, 8(1), 10.

LISTA DE AUTORES

- PEDRO ARAUJO GÓMEZ.** Profesor agregado de la Universidad de Los Andes. Ingeniero mecánico (Universidad de los Andes, Venezuela) y magíster en Ingeniería Mecánica (Universidad de los Andes, Venezuela).
- MIGUEL DÍAZ RODRÍGUEZ.** Profesor titular de la Universidad de Los Andes. Ingeniero mecánico (Universidad de los Andes, Venezuela), magíster en Matemática Aplicada a la Ingeniería (Universidad de los Andes, Venezuela) y doctor en Ingeniería Mecánica y Materiales (Universitat Politècnica de València).
- VICENTE MATA AMELA.** Catedrático universitario de la Universitat Politècnica de València con grado en Ingeniería Industrial (especialidad Mecánica) (Universitat Politècnica de València). Doctor en Ingeniería Industrial (Universitat Politècnica de València).
- Ángel VALERA.** Catedrático de Universidad del Universitat Politècnica de València. Licenciado en Informática (Universitat Politècnica de València) y doctor en Informática Industrial (Universitat Politècnica de València).
- MARINA VALLES.** Profesora titular de la Universitat Politècnica de València. Licenciada en Informática (Universitat Politècnica de València) y doctora en Automática e Informática Industrial (Universitat Politècnica de València).
- ERNESTO OLIVER.** Estudiante del máster universitario en Ingeniería Industrial en el Instituto Universitario de Automática e Informática Industrial, Universitat Politècnica de València. Grado en Ingeniería y Tecnologías Industriales (Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales de Valencia).

Álvaro PAGE. Catedrático de Universidad de la Universitat Politècnica de València. Grado de Ingeniero Agrónomo por la Universitat Politècnica de València y doctor por la Universitat Politècnica de València.

EDGAR A. CEBALLOS MORALES. Profesor agregado de la Universidad de Los Andes. Ingeniero mecánico (Universidad de los Andes), magíster en Mantenimiento Mecánico, magíster en Ingeniería Mecánica y magíster en Biomédica por la Universidad de Los Andes, Venezuela.

JOSÉ LUIS PAREDES. Ingeniero eléctrico por la Universidad de los Andes y profesor titular de la misma casa de estudios.

PATRICIA C. VARGAS REY. Médica cirujana por la Universidad de los Andes.

MARY J. VERGARA. Profesora titular de la Universidad de Los Andes y docente de la Pontifícia Universidad Católica del Ecuador. Ingeniera mecánica por la Universidad de Los Andes. Magíster en Mantenimiento y doctora en Ingeniería Industrial, Diseño y Fabricación en Ingeniería Mecánica por la Universidad Politécnica de Valencia.

José M. SEGNINI. Docente e investigador de la Pontificia Universidad Católica del Ecuador, sede Ibarra. Ingeniero mecánico y magíster en Mantenimiento por la Universidad de los Andes.

SEBASTIÁN E. PROVENZANO. Profesor titular de la Universidad de los Andes. Ingeniero mecánico por la Universidad de Los Andes. Doctor en Ingeniería Industrial Diseño y Fabricación en Ingeniería Mecánica por la Universidad Politécnica de Valencia.

ANDERSON P. CHAGNA. Estudiante egresado de Diseño de Productos y Control de Procesos de la PUCESI. Voluntario en el Fab. Lab. Yachay.

JESÚS E. DÍEZ Y RIEGA. Residente del último año de Medicina de la Universidad de Los Andes, Mérida, Venezuela.

JOHN CALLE SIGÜENCIA. Profesor de Ingeniería Mecánica en la Universidad Politécnica Salesiana, sede Cuenca. Ingeniero mecánico.

PABLO ÁVILA CÁRDENAS. Estudiante de Ingeniería Mecánica en la Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca.

LUIS BENAVIDES PAREDES. Estudiante de Ingeniería Mecánica en la Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca.

MICHAELA VILLA ROSERO. Estudiante de Ingeniería Mecánica en la Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca.

CARMEN M. MULLER-KARGER. Profesora titular de la Universidad Simón Bolívar. Ingeniera mecánica por la Universidad Simón Bolívar y magíster por la Universidad de Virginia, EE. UU, así como doctora en Ciencias de la Ingeniería por la Universidad Central de Venezuela.

RAFAEL R. TORREALBA. Profesor asociado de la Universidad Simón Bolívar, ingeniero mecánico y doctor en Ingeniería por la Universidad Simón Bolívar.

BELKYS AMADOR. Profesora asociada de la Universidad Nacional Experimental del Táchira, ingeniera mecánica por la Universidad Nacional Experimental del Táchira. Magíster en Gerencia de Proyectos Industriales por la Universidad Rafael Belloso Chacín y doctora en Ingeniería por la Universidad Simón Bolívar.

ORLANDO PELLICCIONI. Profesor asociado de la Universidad Simón Bolívar, ingeniero mecánico y doctor por el Instituto Nacional de Bioingeniería de la Universidad Central de Venezuela. Estancia postdoctoral en el Centro de Bioingeniería de la Universidad Pontificia Bolivariana.

MARÍA VIRGINIA CANDAL. Profesora asociada de la Universidad Simón Bolívar, ingeniera de Materiales (Polímeros) con magíster en Ingeniería Mecánica por la Universidad Simón Bolívar. Doctora en Ciencias de los Materiales e Ingeniería Metalúrgica por la Universidad Politécnica de Cataluña.

FREDDY MONCAYO MATUTE. Estudiante de Ingeniería Mecánica en la Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca.

DANIEL REINOSO ZHINDON. Estudiante de pregrado en Ingeniería Mecánica por la Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca.

CRISTIAN TORRES DÍAZ. Estudiante de pregrado de Ingeniería Mecánica en la Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca.

SANTIAGO A. ACURIO MALDONADO. Docente universitario de la Pontificia Universidad Católica del Ecuador, Ambato, Escuela de Ingeniería en Sistemas. Ingeniero de Sistemas y magíster en Docencia y Currículo para la Educación Superior.

DANIEL ACURIO MALDONADO. Docente universitario en la Pontificia Universidad Católica del Ecuador, Ambato, Escuela de Diseño Industrial de la Universidad Técnica de Ambato (Facultad de Ingeniería Civil y Mecánica) y de la Universidad Técnica de Ambato (Facultad de Arquitectura Diseño y Artes). Ingeniero mecánico y magíster en Docencia y Currículo para la Educación Superior.

PABLO RIVAS PINTO. Ingeniero industrial.

PABLO R. SANTACRUZ M. Docente e investigador de la Pontificia Universidad Católica del Ecuador, sede Ibarra. Licenciado en Diseño (especialidad “Diseño de Productos y Control de Procesos”).

ANDREA V. KASTILLO A. Docente e investigadora de la Pontificia Universidad Católica del Ecuador, sede Ibarra. Licenciada en Diseño (especialidad “Diseño de Productos y Control de Procesos”).

NINO J. Gómez Ruiz. Profesor asociado de la Universidad Nacional Experimental Francisco de Miranda (UNEFM) e ingeniero mecánico de la UNEFM con maestría en Ingeniería Mecánica por la Universidad Simón Bolívar (Venezuela).

JOSÉ A. ALVARADO CONTRERAS. Profesor asociado de la Universidad de los Andes (Venezuela), ingeniero mecánico y magíster en Matemática Aplicada a la Ingeniería por la Universidad de Los Andes (Venezuela) y doctor en Ingeniería Civil por la Universidad de Waterloo (Canadá). Investigador postdoctoral en San Diego State University (USA).

ERIKA VIVIANA MENDIA IDROVO. Estudiante de pregrado de Ingeniería Mecánica en la Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca.

FRANCISCO LOJANO ARMIJOS. Estudiante de pregrado de Ingeniería Mecánica en la Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca.

DIEGO CASTANIER MUÑOZ. Estudiante de pregrado de Ingeniería Mecánica en la Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca.

- ELMER ARTURO CARVAJAL ENDARA.** Docente, asesor e investigador de la Pontificia Universidad Católica del Ecuador, sede Ibarra. Licenciado y doctorando en la Universitat Politècnica de València.
- SONIA ELIZABETH INUCA MORALES.** Trabaja como patronista en la empresa “Conffel”. Graduada como licenciada en la Escuela de Diseño.
- FARES J. ABU-DAKKA.** Profesor visitante de la Universidad Carlos III de Madrid, España, doctor en Robótica por la Universidad Politécnica de Valencia e investigador postdoctoral en el Jozef Stefan Institute, Ljubljana, Slovenia.
- MOHAMED ABDERRAHIM.** Profesor asociado de la Universidad Carlos III de Madrid, España, así como doctor por la Universidad de Glasgow, Reino Unido.
- CARLOS CALDERÓN CÓRDOVA.** Profesor de la Universidad Técnica Particular de Loja, Ecuador, así como Cursante de Maestría de Ingeniería Electromecánica en la Universidad Técnica Particular de Loja, Ecuador.
- CRISTIAN RAMÍREZ.** Cofundador de la empresa de base tecnológica KEA Electronics e ingeniero en Electrónica y Telecomunicaciones por la Universidad Técnica Particular de Loja, Ecuador.
- YOMAR GONZÁLEZ.** Profesor agregado de la Facultad de Ingeniería en la Universidad Central de Venezuela y doctor en Ciencias de la Ingeniería por la Universidad Central de Venezuela.
- WILMAR HERNÁNDEZ.** Investigador de la Universidad Técnica Particular de Loja, Ecuador, y doctorado en Ingeniería Electrónica en la Enginyeria La Salle, Universitat Ramon Llull, Barcelona, España.
- MAGDA RESTREPO MONÁ.** Docente de la Pontificia Universidad Católica de Ecuador, Sede Ibarra. Ingeniero en Diseño de Modas (Universidad Cristiana Latinoamericana, Ecuador). Magister en Tecnologías para la Gestión y Práctica Docente (Pontificia Universidad Católica del Ecuador, Sede Ibarra, Ecuador).

