

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, MotionMaker™ 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

Anslys® 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.

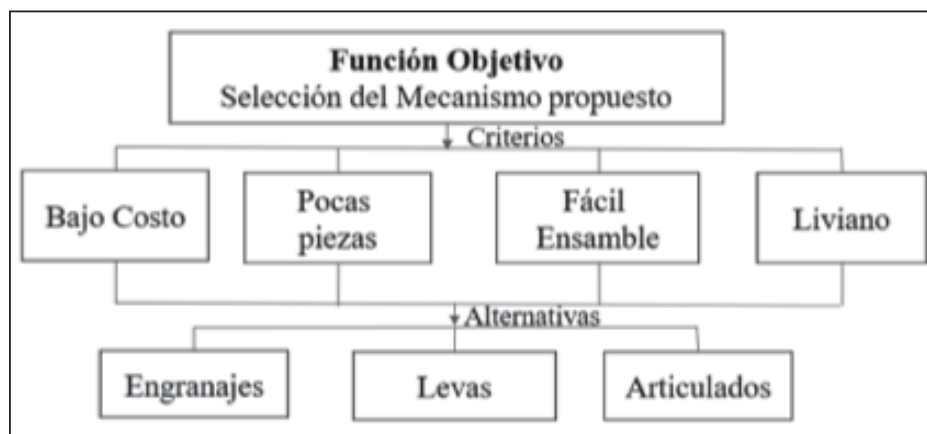


Figura 1. Función jerárquica para la selección del mecanismo

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.

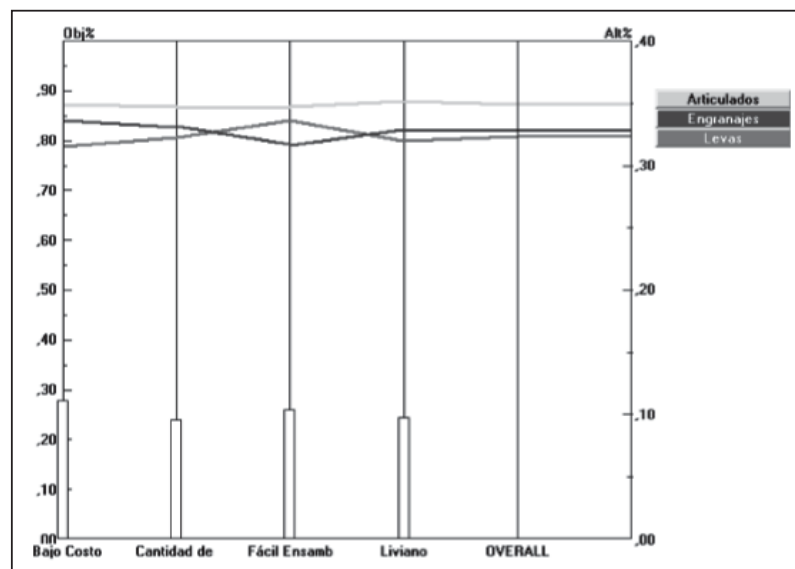


Figura 2. Evaluación de las alternativas de los mecanismos

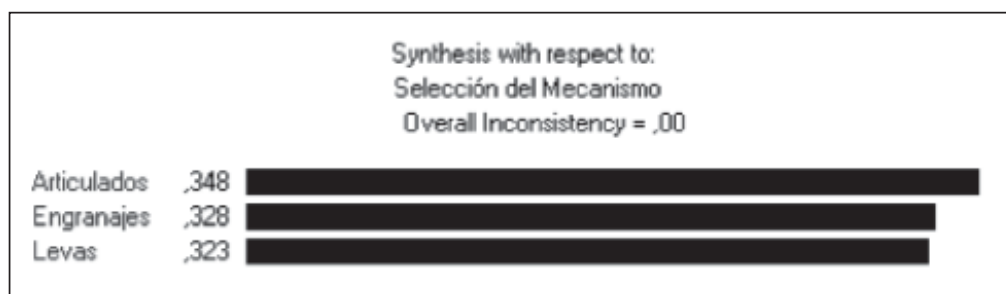


Figura 3. Resultados para síntesis de tipo de mecanismo

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 coincida 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 pines 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

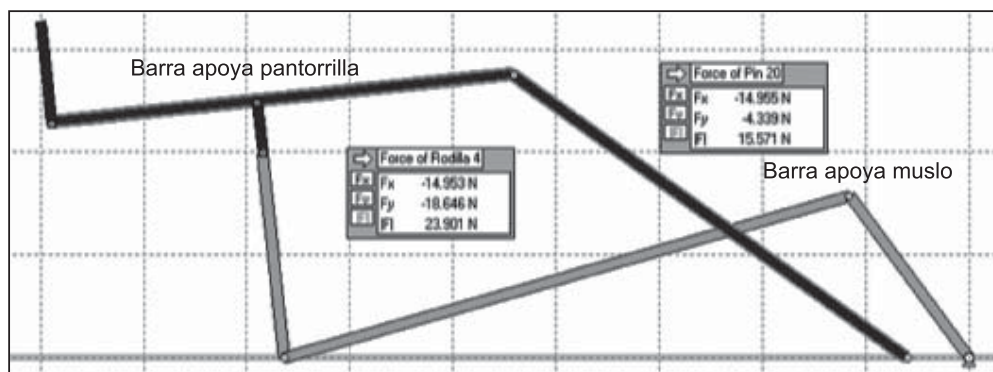


Figura 4. Posición crítica del mecanismo simulado en Working Model®

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.

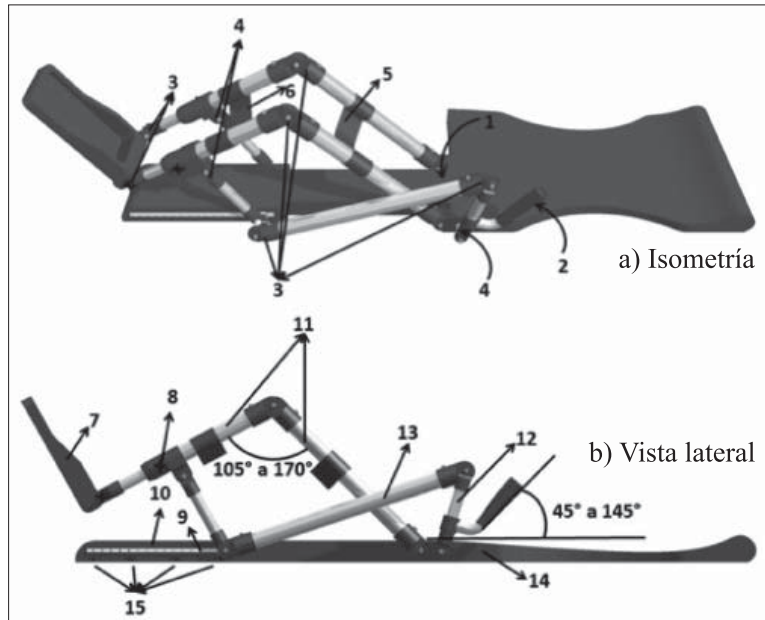


Figura 6. Geometría propuesta a) Isometría b) Vista lateral

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
Biela	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 sollicitaciones 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%.

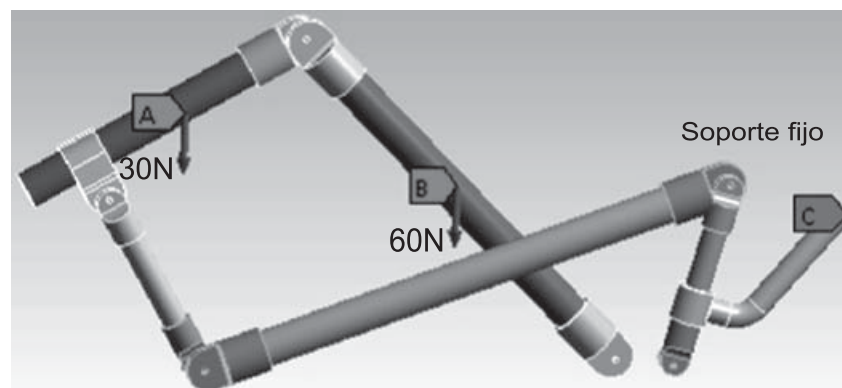


Figura 7. Fuerzas en el rehabilitador

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.

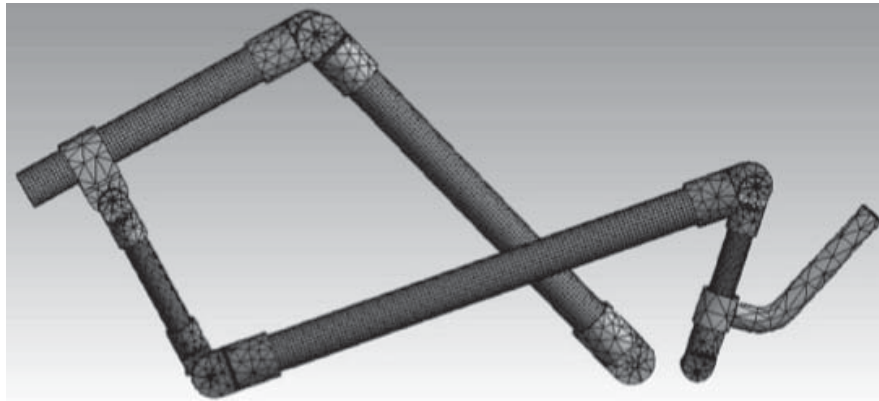


Figura 8. Última malla refinada

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 Mises 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.

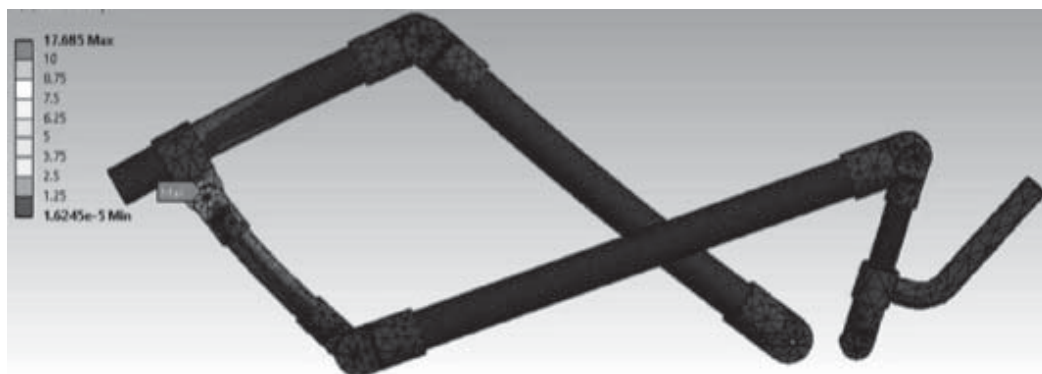


Figura 9. Distribución de los esfuerzos de Von Mises

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.

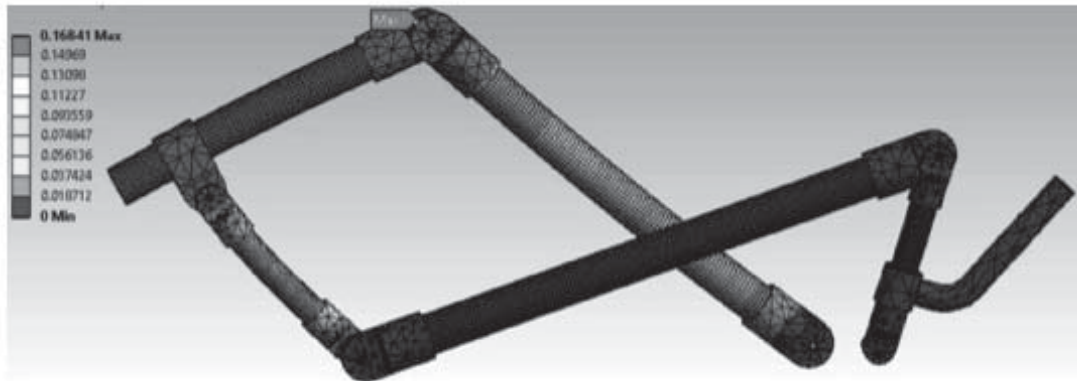


Figura 10. Distribución de los desplazamientos en mm

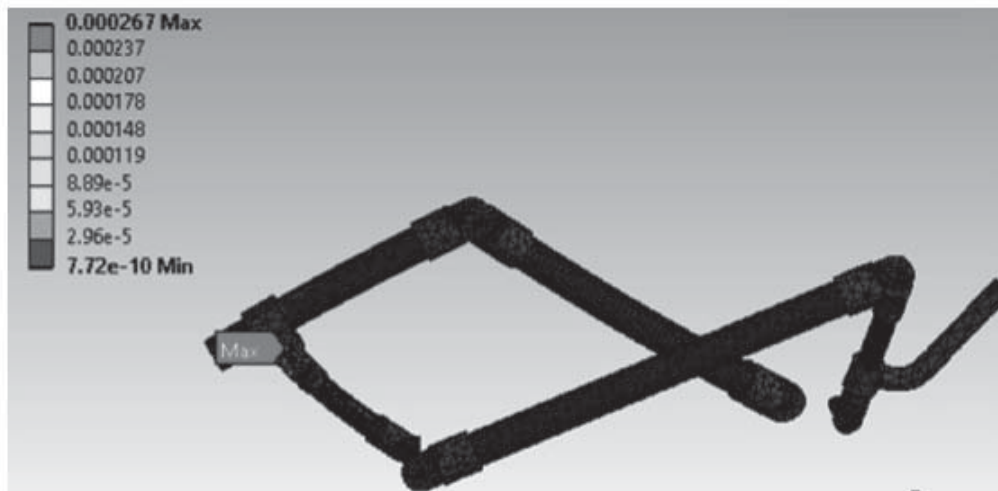


Figura 11. Distribución de las deformaciones

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 $1.4e-5$ J, tal como se muestra en la figura 13.

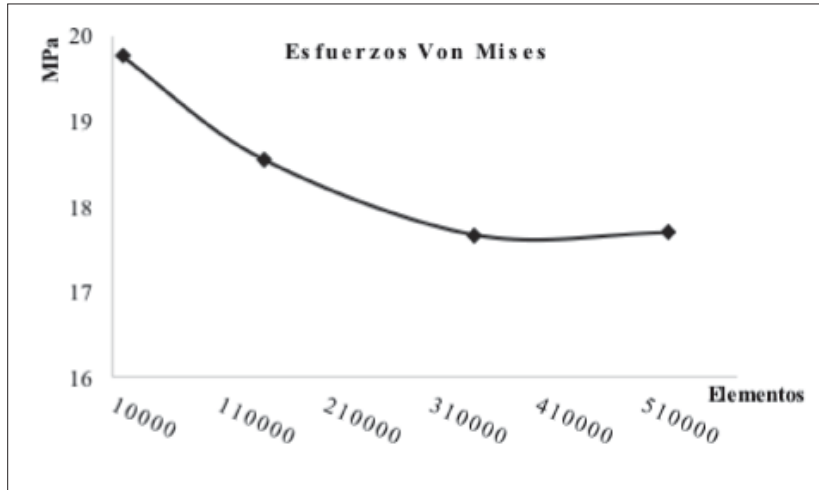


Figura 12. Convergencia de los esfuerzos máximos

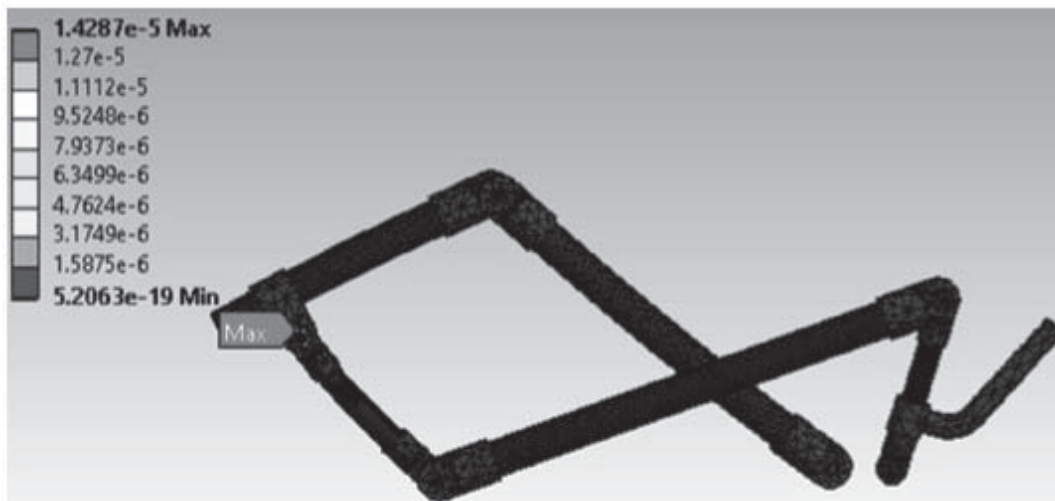


Figura 13. Error estructural

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.consejo discapacidades. 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. ecuador en cifras.gob.ec/ camas-y-egresos-hospitalarios/>

- LUNA-AVILÉS, L.; HERNÁNDEZ-GÓMEZ, L.; BELTRÁN-FERNÁNDEZ, J.; URRIOLAGOITIA-CALDERÓN, G.; GÓMEZ-MICHEL, D.; MARTÍNEZ-ESPINOZA D.; VILLEGAS-ACOSTA, E.; URRIOLAGOITIA-SOSA, G. (2013) Using quality function deployment methodology to translate qualitative to quantitative requirements in the design 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.
- PUBLICCOVER, MARK; BURNS, JEBODIAH (2015) *Knee And Joint Rehabilitation Exercise Device*. United States. US201461944488P. Patente Internacional.
- ROMERO, M. (2012) *Diseño y construcción de una órtesis 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.isholar.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 prensa
- 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; JIANPING, 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.