

DISEÑO DE UNA ÓRTESIS ACTIVA PARA REHABILITACIÓN DE CODO CON TÉCNICAS DE IMPRESIÓN EN 3D

José Segnini¹, Daniel Vaca¹, Mary Vergara²

¹ Pontificia Universidad Católica de Ecuador. Sede Ibarra, Escuela de Diseño

² Universidad Politécnica Salesiana – Sede Guayaquil. Carrera de Ingeniería Automotriz

Autor para correspondencia: jmsegnini@pucesi.edu.ec

Recibido: 2019/11/06

Aprobado: 2020/05/29

DOI: <https://doi.org/10.26621/XVI22.2020.06.A07.PUCESI.2550.6684>

RESUMEN

Para el año 2017, Ecuador registró 11.678 personas con algún tipo de trauma en el codo y antebrazo. Si bien existen dispositivos rehabilitadores de codos disponibles en el mercado nacional, distribuidos por casas comerciales, todas son productos de importación con altos costos de adquisición y mantenimiento. En esta investigación, se presenta un diseño conceptual de un rehabilitador de codo dinámico impreso en 3D con entrada motriz ejecutada por el usuario para lograr una progresiva rehabilitación sin supervisión médica. En este, se incluyen primero la captura de imágenes para la obtención de dimensiones, acompañadas de topologías geométricas únicas que posee el individuo, además de las restricciones clásicas para el diseño de dispositivos biomecánicos, como son: mecanismos, cargas, forma, costo, y material. Posteriormente, en el diseño se realiza un análisis cinemático y de resistencia de materiales utilizando programas CAD-CAE que sirven para simular y definir la geometría y materiales del dispositivo en base a un mecanismo. Así, se obtiene un dispositivo único que permite realizar movimientos de flexo-extensión de 0° a 90° que cubre todas las fases de rehabilitación del codo.

Palabras clave: rehabilitador; codo; rehabilitación dinámica, Impresión 3D.

ABSTRACT

In 2017, Ecuador registered 11,678 people with some type of trauma in their elbows and forearms. Although there are elbow rehabilitation devices available in the national market distributed by commercial companies, they are all imported products with high acquisition and maintenance costs. This investigation presents a conceptual design of a 3D printed dynamic elbow rehabilitator (motor input executed by the user), to achieve a progressive rehabilitation without medical supervision. This includes first the capture of images to obtain dimensions, accompanied by the unique geometric topologies that the individual possesses, in addition to the classic restrictions for the design of biomechanical devices, such as: mechanisms, loads, shape, cost, and material. Subsequently, the design performs a kinematic and resistance analysis of materials using CAD-CAE programs that serve to simulate and define the geometry and materials of the device based on a mechanism. Thus, a unique device is obtained that allows to perform flexo-extension movements from 0 ° to 90 ° that covers all the phases of rehabilitation of the elbow.

Keywords: rehabilitator; elbow; dynamic rehabilitation; 3D print.

INTRODUCCIÓN

La articulación del codo es una de las más importantes; su jerarquía radica en que este sitio es el puente de unión entre los movimientos realizados por el antebrazo y el brazo; permite ejecutar múltiples actividades que incluyen movimientos de flexión y extensión, donde prácticamente no existe una actividad que implique sostener un cuerpo en la cual no se utilice ésta. Lo anterior implica un decremento de la calidad de vida cuando el cuerpo humano sufre luxaciones, esguinces, torceduras de articulaciones, ligamentos del codo y otras enfermedades asociadas a la misma, acompañadas con accidentes viales, laborales o por deporte que pueden culminar o no con una intervención quirúrgica y en la mayoría de los casos requerir de una rehabilitación pasiva de codo, donde una persona o dispositivo moviliza las extremidades sin ningún esfuerzo del paciente, siendo así que la articulación se somete a un rango de movimiento angular preestablecido y por un período de tiempo determinado.

En el mercado internacional y nacional, existen rehabilitadores de codo; estos dispositivos pueden utilizar resortes lineales, de torsión, neumática, electrónica, hidráulica y mecatrónica para controlar los movimientos de la articulación del codo, tal como se muestra en (Pérez, 2012), (Mio, 2014), (Barrios, et al, 2017), (Ospina, 2017), donde además se muestra la necesidad de realizar investigaciones direccionadas a dispositivos portátiles que permitan la rehabilitación del movimiento de extremidades superiores a un bajo costo.

Bajo la luz de lo anterior, se han desarrollado investigaciones direccionadas a simular el movimiento natural del codo mediante diferentes mecanismos, tal como se detalla en múltiples estudios (Mavroidis, et al, 2005), (Gallucci, et al, 2008), (Martínez, 2011), (Ayala-Lozano, et al, 2015), (De Lima, 2016), (Escuder, 2017), (Wang, Song, Wang, & Liu, 2018). En los últimos cinco años, universidades ecuatorianas han participado en el desarrollo de dispositivos rehabilitadores de codo (Moya & Stephanie, 2014), (Macao & Nacipucha, 2016); en todos los casos, dichos trabajos están direccionados a crear dispositivos exoesqueléticos electrónicos para la rehabilitación del codo.

En este mismo contexto, desde hace una década, se han desarrollado patentes que muestran la evolución de los rehabilitadores con distintas configuraciones geométricas que van desde sistemas netamente mecánicos hasta sistemas mecatrónicos avanzados; (EEUU Patente nº US5036837, 1991), (EEUU Patente nº US005399154A, 1995), (EEUU Patente nº US006001075A, 1999), (EEUU Patente nº US6676612B1, 1999), (EEUU Patente nº US20100160986A1, 2008), (China Patente nº CN107260488A, 2017). Por esto, se observa que los movimientos de rehabilitación pueden ser realizados de manera autónoma por el paciente, pues varias de estas patentes presentan un sistema con entrada motriz dada por el usuario, que posee un cierto grado de movilidad. Sin embargo, algunos pacientes pueden requerir diferentes extensiones y flexiones debido al grado de inmovilización que sufre el codo y por lo tanto es importante desarrollar mecanismos que sean capaces de cubrir esta necesidad.

En esta investigación, se tiene como objetivo diseñar un rehabilitador de codo dinámico, con restricciones asociadas al uso de geometrías sencillas, material disponible en la zona y de bajo costo, que contribuya con la progresiva rehabilitación sin supervisión médica de los pacientes. Para esto, se utilizará la propuesta de Segnini, Chagna, & Vergara (2018) donde se plantea un proceso de diseño, con alternativas de mecanismos, formas y materiales para seleccionar las más adecuadas según los requerimientos planteados. Posteriormente, utilizando programas

CAD-CAE se realizan simulaciones numéricas validadas para definir la geometría del rehabilitador de codo con un grado de libertad, capaz de soportar cargas máximas dadas por el paciente sin deformarse permanentemente.

Los resultados muestran que se puede materializar un diseño en el que se realiza un análisis cinemático y de resistencia de materiales utilizando programas CAD-CAE que sirven para definir la geometría y materiales del dispositivo rehabilitador en base a un mecanismo, el cual permite realizar movimientos de flexo-extensión de 0° a 90° correspondiente a las fases de rehabilitación del codo.

MATERIALES Y MÉTODOS

Una parte de la metodología utilizada es una modificación a la propuesta desarrollada por el Instituto Nacional de Tecnología Industrial (INTI) que propone el proceso de diseño como fases en el desarrollo de productos. Así, el proceso no es secuencial, ya que algunas fases pueden darse de manera simultánea e integrada, por lo que se adapta este modelo a los primeros cinco pasos, de manera que el proceso terminaría en la fabricación del prototipo. A partir de un problema detectado, se comienza a analizar y procesar la información disponible y se explora antecedentes pertinentes que contribuyan en la elaboración de una base de datos, para la estructuración, creación y registro del marco conceptual y teórico (Segnini, et al, 2018). Luego, se pasa a una etapa el análisis y la creatividad que dan forma a la idea del producto, y en la que se analizan distintas alternativas para luego seleccionar una de ellas para llegar al diseño de detalle y definir formalmente al producto y las especificaciones técnicas para su prueba. Aquí se verifica, entre otros aspectos, la seguridad, la calidad, confiabilidad y mantenimiento. En esta fase también se verifican las características técnicas como compatibilidades dimensionales, de ensamblado y montaje, todo ello con miras a su fabricación. Finalmente, se fabrica un prototipo que debe retroalimentarse hasta llegar a un producto mínimo viable.

Análisis de requerimientos

Como estipula Amador (2013), para la identificación de las necesidades es básico crear un canal de información de alta calidad directamente con el usuario final del producto. La recopilación de datos involucra el contacto con los usuarios y con su experiencia con el ambiente de uso del producto, siendo el método primario de recopilación de datos para lograr este objetivo las entrevistas.

Los usuarios están representados por las personas que requieren rehabilitación de los miembros superiores. Se trabajó con los pacientes de la Unidad de Rehabilitación y Terapia Física del Hospital San Vicente de Paúl, ubicado en la ciudad de Ibarra, Ecuador. Se trabajó con 17 (diecisiete) pacientes que estaban realizando la rehabilitación en el período comprendido entre abril y junio del año en curso. Esta información es sintetizada, comparada y analizada con la bibliografía acerca del tema, para finalmente, con el asesoramiento de un especialista fisioterapeuta, generar alternativas de diseño acorde con los requerimientos. Se establecieron seis variables fundamentales que se deben considerar en un rehabilitador de codo; Comodidad: referida al bienestar físico que proporciona el uso de la órtesis de rehabilitación de codo; Fácil montura: relacionada con la facilidad que tenga el paciente para colocarse la órtesis; Estética: asociada a la proyección visual de la órtesis de rehabilitación de codo, su apariencia física; Funcionalidad: relacionada directamente con la posibilidad de permitir la ejecución de movimientos similares a los de la articulación sana; Peso: relativo a lo pesado o liviano que sea el dis-

positivo; Costo: referido a la cantidad de dinero que es necesario invertir para la adquisición de la órtesis de rehabilitación de codo.

Para establecer el grado de movilidad del paciente se emplea como referencia lo reportado por Barcelona, Gomá, Miralles, & Montull (1999) y Gallucci (2000). Después, se acude a distintas visitas con especialistas, con el fin de consolidar información y establecer perspectivas generales sobre los aspectos asociados a la rehabilitación del paciente, considerada desde la visión del terapeuta.

Diseño de la propuesta

Para la selección de mecanismos y formas se sigue un proceso analítico jerárquico necesario para ejecutar el paquete computacional Expert Choice Comparion, donde se les da un valor numérico a las opciones planteadas que están regidas bajo el principio de la metodología y acorde a propiedades y procesos analíticos, con el objetivo de que la herramienta sintetice dichos valores y tome las decisiones que se adapten a los requerimientos y determinantes del proyecto.

Alternativas para la forma de diseño

En el bosquejo preliminar del diseño de la forma, se exponen alternativas geometrías orgánicas que concilian el concepto de diseño y se asocian a los sistemas de rehabilitación contemporáneos; para ello, se consideran mecanismos que cumplen con las restricciones de movimiento asociadas a la órtesis de rehabilitación de codo.

Mecanismo 1: Está compuesto por dos elementos (soporte de brazo y soporte del antebrazo), los cuales se unen a través de una articulación tipo bisagra; el sistema dinámico de fuerza está compuesto por un elemento elástico sujetado a los soportes del brazo y antebrazo, como se muestra en la figura 1.

Mecanismo 2: Está compuesto por dos elementos (soporte de brazo y soporte del antebrazo), los cuales se unen a través de una articulación tipo bisagra; el sistema dinámico de fuerza está compuesto por un elemento neumático (pistón) sujetado a los soportes del brazo y antebrazo, tal como se representa en la figura 1.

Mecanismo 3: Está compuesto por dos elementos (soporte de brazo y soporte del antebrazo), los cuales se unen a través de una articulación tipo bisagra; el sistema dinámico de fuerza está compuesto por un resorte de torsión ubicado en la articulación (ver figura 1).

Mecanismo 4: Está compuesto por dos elementos (soporte de brazo y soporte del antebrazo), los cuales se unen a través de una articulación tipo bisagra; el sistema dinámico de fuerza está compuesto por un resorte lineal, un cable mecánico y un sistema de poleas ubicado en la estructura central de los soportes, tal como se representa en la figura 1.

Mecanismo 5: Está compuesto por dos elementos (soporte de brazo y soporte del antebrazo), los cuales se unen a través de una articulación tipo bisagra ubicada en la parte inferior de los soportes; el sistema dinámico de fuerza está compuesto por un elemento elástico sujetado a los soportes del brazo y antebrazo, como se muestra en la figura 1.



Figura 1. Propuestas de diseño desarrolladas.

Los criterios se plantean según el grado de importancia, donde se busca la facilidad de apertura de la órtesis para poder describir el movimiento de flexión y extensión, considerando además que éstos estén disponibles al menor costo, que cuenten con una estabilidad considerable, que utilice la menor cantidad de elementos posible y con piezas sencillas de ensamblar. Una vez que se evalúan las alternativas de acuerdo con los criterios y su ponderación, se obtiene que el más apropiado es el mecanismo 5 (cinco) según se aprecia en la figura 2.

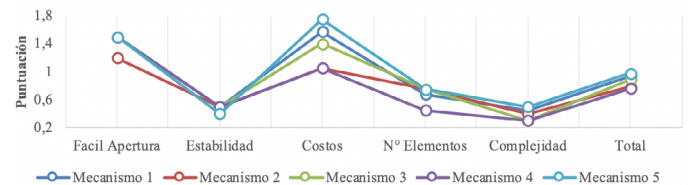


Figura 2. Resultados para la síntesis de tipo y sistema de mecanismo.

De igual manera, se observa que el mecanismo 1 presenta una puntuación buena, pero al ser un dispositivo con dos articulaciones, eleva el presupuesto en comparación al mecanismo 5, motivo por el cual se descarta. Asimismo, el mecanismo 3 (resorte de torsión) tiene una excelente estabilidad y apertura para el movimiento flexo-extensión, pero tiene un nivel de complejidad de armado mayor que la propuesta seleccionada.

Diseño personalizado del rehabilitador de codo

Se utiliza una herramienta de medición biométrica propuesta por Mei (2015), en donde se capturan imágenes fotográficas de la extremidad; estas imágenes son procesadas y vectorizadas para poder obtener la silueta de dicha extremidad (ver figura 3a) y así con las siluetas en varios perfiles poder realizar el modelado 3D (ver figura 3b). De esta manera, es posible obtener un dispositivo completamente adaptable a las medidas del brazo lesionado.

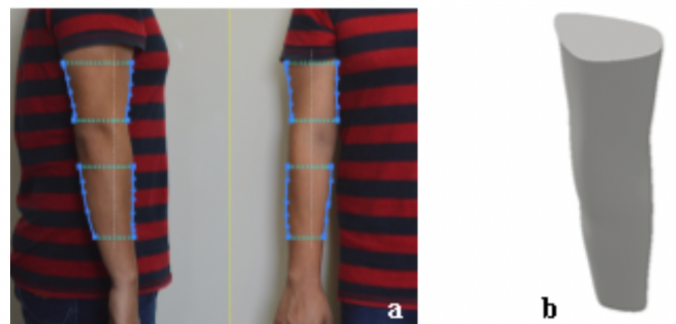


Figura 3. a) Vectorización de la silueta de la extremidad. b) Modelado 3D de la extremidad completa

Alternativas de diseño personalizado para el rehabilitador de codo

Una vez procesada la extremidad y modelada en 3D, se procede a generar alternativas de formas para el diseño.

Modelo 1: Esta propuesta se diseñó pensando en la ligereza de la estructura; para ello se propone generar orificios irregulares en la parte central de la extremidad modelada (ver figura 4a); la forma de dicho orificio se desarrolló pensando en el diseño generativo, el cual es un proceso de búsqueda de formas que puede imitar el enfoque evolutivo de la naturaleza para el diseño y en el diagrama de Voronoi.

Modelo 2: Esta propuesta muestra un texturizado en la zona central de la órtesis modelada; dicho texturizado se basó en el personaje de las historietas infantiles Ironman®, el cual muestra un concepto robótico con los colores característicos de la armadura del superhéroe (ver figura 4b).

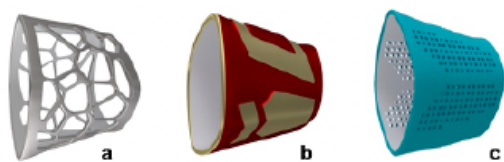


Figura 4. Propuestas desarrolladas. a) Modelo 1 b) Modelo 2 c) Modelo 3

Modelo 3: este diseño se apoyó en la conceptualización de la musculatura humana, en el cual se buscó imitar parte de los músculos ubicados en el brazo y antebrazo; la silueta fue desarrollada con un patrón de orificios circulares (ver figura 4c), que al igual que las demás propuestas ayudan a aligerar el peso del dispositivo.

Los criterios considerados por orden de importancia son: estética del producto, la ligereza, la dificultad de fabricación, y la resistencia mecánica. Cabe destacar que las variables “ligereza del producto” y “resistencia mecánica” fueron calculados en el software Autodesk Inventor®.

Después de desarrollar, ejecutar y sintetizar los datos en el programa se obtiene que el modelo 1 es la propuesta con mejores resultados, tal como se muestra en la figura 5.



Figura 5. Resultados para la síntesis de forma exterior.

Los tres modelos tienen comportamientos estéticos similares, al igual que en dificultad de fabricación; las diferencias más significativas se presentan en ligereza del producto, en donde el modelo 1 se destacó por encima de las demás propuestas. A pesar de presentar diferencias en la resistencia mecánica, todas las propuestas resisten las cargas de diseño.

Finalmente, para definir los materiales de cada uno de los elementos diseñados, la prótesis se diseñó para ser procesada con tecnología de impresión 3D, motivo por el cual se utilizará el material Acrilonitrilo Butadieno Estireno (ABS), el cual es el segundo material más popular en Ecuador. Por su disponibilidad en el país y su resistencia mecánica, el ABS es el termoplástico mejor posicionado para usarse en la impresión 3D.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Una vez seleccionado mediante el análisis jerárquico, el mecanismo y la forma (ver figura 7) se fusionan en un solo producto.

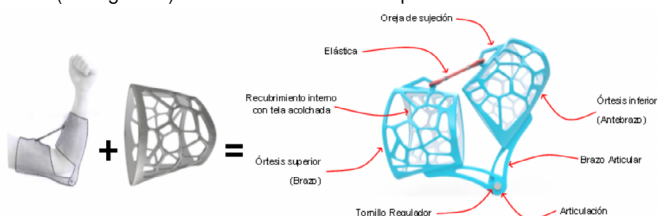


Figura 7. Fusión del mecanismo y geometría propuesta para el rehabilitador de codo y sus partes.

El rehabilitador de codo presentado tiene un grado de libertad, componiéndose de 6 elementos que corresponden a: órtesis inferior (antebrazo), órtesis superior (brazo), brazo articular, articulación (tornillo regulador), elástica y oreja de sujeción.

El ensamble global permite que el mecanismo tenga una variación de ángulos entre el brazo y el antebrazo que van de 0° a 90°. Por lo tanto, el movimiento de flexión y extensión en el codo se desarrolla de manera natural.

Análisis estructural

El análisis de esfuerzos fue hecho utilizando el método de elementos finitos (MEF), a través del software ANSYS®. De acuerdo al diseño mostrado en la figura 7, las piezas involucradas en éstos, con sus respectivos materiales, son las siguientes: las órtesis superior e inferior en ABS y el tornillo regulador y componentes de acero; la elástica será el elemento productor de fuerza: dicha fuerza será de 50N (elástica comercial de 5Kg).

El análisis de esfuerzo utilizado fue estático, debido a que la variación de carga con respecto al tiempo es poca. La fuerza ejercida será de 50N correspondiente al valor máximo de las elásticas utilizadas (conocidas comercialmente como banda elástica de 5 Kg). En este tipo de análisis, los materiales se consideran lineales e isotrópicos, mallas refinadas de topologías tetraédricas que convergen hacia la solución con relación de convergencia menor al 3%.

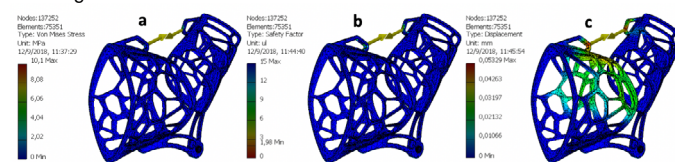


Figura 8. a) Distribución de los esfuerzos de Von Mises en las dos piezas críticas del rehabilitador. b) Factor de seguridad en las dos piezas críticas. c) Desplazamiento máximo del rehabilitador esforzado.

Al obtener resultados donde la geometría y material del sistema son capaces de soportar las cargas máximas sin deformarse permanentemente, se precisa la geometría final para pasar al diseño de detalle. En la figura 8a y 8b se muestran el esfuerzo equivalente de Von Mises en el último refinamiento de malla y el factor de seguridad estático, respectivamente. En estas, puede observarse que el esfuerzo producido por la carga de la elástica (50N) es menor que la resistencia del material, ya que, éste no sobrepasa los 10.1 MPa; mientras que la resistencia a la fluencia del ABS es de 20 MPa. Por lo anterior, se puede verificar que el factor de seguridad es superior a la unidad y por lo tanto el rehabilitador no se deforma permanentemente y está lejos del límite de rotura del material. Por lo anterior, es fácil visualizar que, con estas magnitudes de trabajo, el rehabilitador no fallará y tendrá deformaciones pequeñas (ver figura 8c).

Verificación numérica del dispositivo. Convergencia

Para la verificación de la simulación realizada se analiza la curva de convergencia de esfuerzos de Von-Mises hacia la solución. En la figura 9, se muestra que se realizaron 9 refinamientos, de los cuales, a partir del cuarto paso, converge hacia el esfuerzo máximo de 10.10 MPa, lo que define que este es el valor esperado según las cargas introducidas para la rehabilitación del usuario, con una tasa de convergencia inferior al 0,003%.

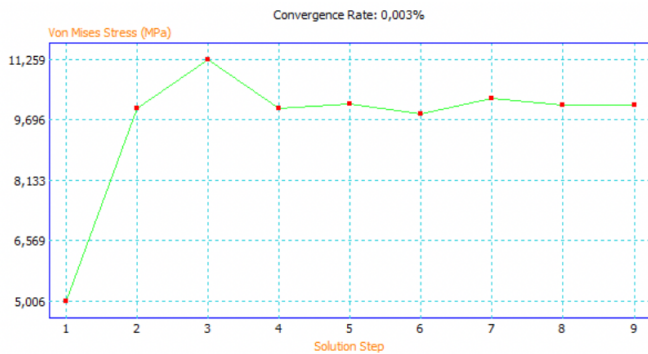


Figura 10. Convergencia de los esfuerzos máximos del rehabilitador.

Propuesta final

El producto final es una órtesis para rehabilitación de codo, compuesto por cuatro cuerpos: antebrazo superior, antebrazo inferior, brazo superior y brazo inferior. A su vez, las partes superiores e inferiores están unidos por imanes de neodimio (imanes de gran poder de atracción), formando dos cuerpos; órtesis superior (brazo) y órtesis inferior (antebrazo), que se unen por medio de una articulación. En la parte superior de las órtesis se acopla un elemento elástico. En la figura 11 se observa una imagen fotorrealista del producto.

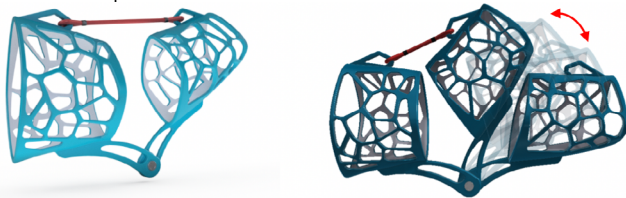


Figura 11. Imagen fotorrealista de la órtesis rehabilitadora de codo.

Desarrollo del producto

Tal como lo plantean Segnini et al. (2018), este proyecto persigue fundamentalmente cubrir deficiencias en el sector salud, específicamente en el área traumatológica y fisioterapia, lo que implica formar parte activa de la industria manufacturera del país y capacitar mano de obra especializada, seleccionando un proceso automático para cumplir con los objetivos iniciales planteados, en el cual se utiliza la Impresora 3D para la construcción del prototipo (ver figura 12a). Para este proceso, se utilizó una impresora con tecnología de FDM (Deposición de Hilo Fundido), Marca Zortrax, modelo M200. Las características de impresión establecidas fueron: Altura de capa 0.2mm, porcentaje de relleno: 100%, Material utilizado: ABS, temperatura de impresión 235°C, velocidad de impresión 40mm/seg y una boquilla de 0.4mm. Estas características permitieron que el producto tuviese el desempeño de usabilidad y utilidad esperado, soportando las cargas de flexión y extensión producto de los ejercicios terapéuticos (ver figura 12b).

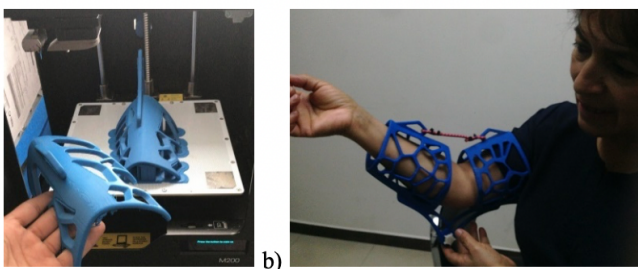


Figura 12. a) Fabricación en impresión 3D del rehabilitador de codo. b) Verificación y Testeo del rehabilitador.

En los procesos tradicionales de fabricación, los rehabilitadores de codo siguen siendo hechos a mano en países emergentes, por lo que requieren de las habilidades especiales del ortopedista para obtener un producto de calidad, que en general puede producir molestias e inclusive ampollas al paciente, básicamente por dos razones: la primera debida a que la adquisición de la morfología del paciente requiere el uso de yeso para obtener el molde, y la segunda asociada a que la adquisición de la forma es en condiciones estáticas, lo que lleva a la pérdida de exactitud de dicha forma y a alargar el tiempo de espera para conseguir el prototipo final.

En este trabajo, se ha presentado un diseño de un dispositivo ortopédico con un proceso CAD-CAM clásico, que actualmente está reemplazando prácticas artesanales tradicionales y que requiere, desde un punto de vista amplio: escaneo 3D y reconstrucción de la superficie anatómica, modelado en un CAD, conversión a formato de estereolitografía y, por último, mecanizado con impresora 3D, como se ha mostrado en la sección anterior. Además de este procedimiento clásico, se incorporan técnicas de toma de decisiones multicriterio basado en una estética innovadora desde el punto de vista del diseño como arte y se introduce un CAE como elemento final de verificación digital para la consideración del proceso de rehabilitación activa, ya que se requiere de fuerzas adicionales introducidas por el paciente al dispositivo, lo cual lleva a ampliar la vida útil del dispositivo, pues no sólo es útil en una condición de inmovilidad total del codo sino también en condiciones de las movilidad parcial que puedan darse de forma progresiva.

Todo lo expuesto anteriormente muestra que la incorporación de los elementos mencionados de forma natural en el proceso de diseño logra diversos beneficios: disminución de molestias del dispositivo, decremento de los tiempos para obtener el prototipo final con la impresión por partes y, finalmente, la obtención de una órtesis activa, que no están contenidos en el enfoque clásico mencionado.

CONCLUSIONES

Se ha desarrollado una propuesta de diseño que corresponde a un dispositivo de rehabilitación dinámico de codo, que cumple con movimientos de flexión y extensión del brazo, basado en un mecanismo sencillo con un grado de libertad y con materiales disponibles en el mercado nacional.

Los resultados de análisis estructural obtenidos para la distribución del esfuerzo y el factor de seguridad muestran que la geometría planteada cumple con los requisitos preestablecidos donde el rehabilitador no se deformará permanentemente y los desplazamientos son menores a 0.1 mm. Por lo tanto, el dispositivo de rehabilitación de codo no fallará desde el punto de vista de resistencia y deflexión del material.

Se realizó un estudio de convergencia y error, encontrándose que los valores convergen y representan un porcentaje de error menor al 1%, lo cual refleja la precisión del estudio realizado y a la vez hace válida la simulación para el análisis con carga estática.

Se desarrolló una propuesta novedosa desde el punto de vista de la órtesis activa como tal (ya que con órtesis como esta normalmente se busca inmovilización y una recuperación pasiva del paciente) mediante la incorporación en una estrategia CAD-CAM clásica, procesos multicriterio para selección de alternativas, un diseño generativo (artístico) y análisis CAE para la configuración precisa de lo que involucra fuerzas del paciente, que además pueden ampliar el ciclo de vida de rehabilitadores de codo obtenidos con impresión 3D, ya que se les puede añadir el

movimiento y fuerza del paciente, las cuales no se consideran típicamente. Dichos elementos pueden llevar a corto plazo a la innovación del producto en el mercado nacional.

El diseño propuesto pretende cubrir una necesidad: dar más autonomía a personas en proceso de rehabilitación a un coste relativamente bajo. No obstante, es cierto que todavía existe un cierto margen de mejora en el producto, como es el caso del recubrimiento interno, que le brindaría al usuario un mejor confort; por otro lado, la sujeción del sistema elástico puede mejorar también.

Para la segunda etapa de este proyecto, se pretende realizar diferentes simulaciones con materiales alternativos como por ejemplo el poliláctico láctico (PLA) que es el material más económico que se encuentra en Ecuador; de igual manera, con el copoliéster de polietileno tereftalato glicol (PETG) que tiene propiedades mecánicas parecidas al ABS pero es más fácil de imprimir, para luego hacer un análisis de factibilidad con el fin de detallar costos reales del rehabilitador con este tipo de materiales. De igual manera, se pretende realizar simulaciones adicionales, considerando la fatiga del material y durabilidad por cargas repetitivas, ya que en procesos de rehabilitación de codo es interesante valorar cuál podría ser la duración de los diferentes elementos que resisten cargas variantes en el tiempo.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Amador, B. (2013). Desarrollo de prótesis de rodilla basado en plataforma de cómputo de dimensionamiento de mecanismos de cuatro barras (Tesis Doctoral). Caracas-Venezuela: Universidad Simon Bolívar.
- Ayala-Lozano, J. F., Urriolagoitia-Sosa, G., Romero-Angeles, B., Torres-San Miguel, C. R., Aguilar-Pérez, L. A., & Urriolagoitia-Calderón, G. M. (2015). Diseño mecánico de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior. *Revista Colombiana de Biotecnología*, XVII(1), 79-90. doi:10.15446/rev.colomb.biote.v17n1.44188
- Physical therapy for elbow stiffness. *Fisioterapia*, 21(1), 2-9. Obtenido de <http://www.elsevier.es/es-revista-fisioterapia-146-articulo-tratamiento-fisioterapeutico-rigidez-del-codo-13008950>
- Barrios, L. J., Minguillón, J., Perales, F. J., Ron-Angevin, R., Solé-Casals, J., & Mañanas, M. A. (2017). Estado del Arte en Neurotecnologías para la Asistencia y la Rehabilitación en España: Tecnologías Auxiliares, Transferencia Tecnológica y Aplicación Clínica. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial*, 14(4), 355 - 361. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.riai.2017.06.004>
- Beny, L., & Oster, L. (1999). EEUU Patente nº US6676612B1.
- Clemens, L. M., Rembold, W. T., & Ashford, D. L. (1999). EEUU Patente nº US006001075A.
- De Lima, H. (2016). Análisis cinemático de un exoesqueleto para rehabilitación del miembro superior (Tesis de Maestría). España: Universidad Politécnica de Madrid.
- Escuder, E. (2017). diseño de órtesis de miembro superior aplicable a rehabilitaciones y como exoesqueletos (Tesis de Grado). Madrid: Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales (UPM).
- Gallucci, G. L., Boretto, J. G., Alfie, V. A., Donndorff, A. G., Dávalos, M. A., & De Carli, P. (2008). Ortesis dinámicas para el tratamiento de la rigidez del codo. *Revista de la Asociación Argentina de Ortopedia y Traumatología*(73), 171-176.
- Instituto Nacional de Tecnología Industrial [INTI]. (2009). Proceso de diseño: fases para el desarrollo de productos. Obtenido de Centro de Investigaciones y Desarrollo en Diseño Industrial: https://www.inti.gov.ar/prodiseno/pdf/n141_proceso.pdf
- Jianbin, Z., Xiaofeng, L., Zhong, L., Zhongyi, L., & Weihai, C. (2017). China Patente nº CN107260488A.
- Kipnis, A., & Belman, Y. (1995). EEUU Patente nº US005399154A.
- Macao, C., & Nacipucha, J. (2016). Diseño e implementación de un prototipo de exoesqueleto destinado a la rehabilitación de codo (Tesis de Grado). Cuenca: Universidad de Cuenca.
- Martínez, M. (2011). Diseño de un banco de pruebas para un exoesqueleto de miembro superior (Tesis de Grado). Madrid: Universidad Carlos III de Madrid.
- Mavroidis, C., Nikitczuk, J., Weinberg, B., Danaher, G., Jensen, K., Pelletier, P., . . . Yasevac, D. (2005). Smart portable rehabilitation devices. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2-18. doi:10.1186/1743-0003-2-18
- Mei, Z. (2015). An Approach For The Development of Low Cost Prosthetic Limbs With 3D Printing Technology (master's thesis). Auburn, Alabama: Auburn University.
- Mio, R. (2014). Diseño de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior accionado por una interfaz cerebro-máquina (Tesis de Grado). Lima: Pontificia Universidad Católica de Perú.
- Mitchell, A., Muir, W. L., & DeLorenzo, R. (1991). EEUU Patente nº US5036837.
- Moya, P., & Stephanie, V. (2014). Diseño y construcción de un prototipo funcional controlado por computadora para la rehabilitación de codo y muñeca (Tesis de Grado). Sangolqui: Universidad de las Fuerzas Armadas.
- Ospina, P. (2017). Diseño e implementación de un prototipo funcional a escala de exoesqueleto, para rehabilitación de miembro superior, con dos grados de libertad en el plano sagital (Tesis de Grado). Bogotá: Universidad Santo Tomás.
- Pérez, N. (2012). Diseño de órtesis activa de codo para rehabilitación de pacientes espásticos (Tesis de grado). Mexico: Universidad Nacional Autónoma De México.
- Segnini, J., Chagna, A., & Vergara, M. (2018). Diseño de un dispositivo para autorehabilitación pasiva de rodilla. *Axioma*, XIV(18), 76-92. doi:<https://doi.org/10.26621/XIV18.2018.06.A08.PUCE-SI.2550.6684>
- Simmons, R. (2008). EEUU Patente nº US20100160986A1.
- Wang, X., Song, Q., Wang, X., & Liu, P. (2018). Kinematics and Dynamics Analysis of a 3-DOF Upper-Limb Exoskeleton with an Internally Rotated Elbow Joint. *Applied Sciences*, 8(3), 464. doi:10.3390/app8030464