

Prótesis de mano para personas con amputación transcarpiana

Javier Higa¹, Alexander Naar¹, Brizeida Ojeda²

¹Especialización en Mecatrónica, Universidad Arturo Michelena,
Av. Giovanni Nani, San Diego, Estado Carabobo, Venezuela

² Departamento de Ingeniería Mecánica, EAFIT
Carrera 49 N° 7 Sur 50, Medellín, Colombia

¹javierhiga@gmail.com, ¹alexnaar@msn.com, ²bojedag@eafit.edu.co

RESUMEN

En la actualidad es muy común el uso de prótesis de mano estéticas; sin embargo, la funcionalidad de estas es prácticamente nula, razón por la cual el paciente amputado no consigue el desenvolvimiento normal en las tareas cotidianas. Las prótesis funcionales requieren una gran inversión económica. A continuación, se presenta el diseño mecánico de una prótesis de mano derecha, proyectada para que funcione a partir de señales mioeléctricas. Para lograr el modelo protésico se consideraron las fases de diseño de la palma, dedos la selección del sistema motriz y la validación del modelo, empleando el programa Autodesk Inventor para llevar a cabo las simulaciones respectivas empleando el Método de Elementos Finitos. Como resultado se obtuvo un modelo de prótesis de mano derecha con la capacidad de ejecutar las tareas de pinza fina y pinza gruesa, así como los movimientos de flexión y extensión en ángulos naturales del miembro.

Palabras Clave: Prótesis de Mano, Diseño Mecánico, Método de los Elementos Finitos.

ABSTRACT.

It is very common to use cosmetic hand prostheses. However, these devices have poor functionality, therefore the amputated patient does not get normal development in everyday tasks. It is important to remark that these prostheses are very expensive. This work proposes the right-hand mechanical design for a patient with wrist disarticulation to be controlled using myoelectric signals. Some mechanicals designs phases where considered; first the palm, second the fingers, third the motor system and fourth the solution validation using the finite element method (Inventor-Autodesk software). The results indicate that solution have the capacity to make the basic fingers movements, such as: flexion-extension.

Keywords: Hand Prosthesis, Mechanical Design, Finite Element Method, Wrist disarticulation.

Introducción

En Venezuela, una porción de la población sufre de ausencia de una de sus extremidades, ya sea por defectos genéticos o accidentes que han ocasionado amputación de uno de los miembros del cuerpo [1]. La falta de una de las manos en un ser humano representa una limitación circunstancial para el desempeño de actividades dentro del entorno social y laboral, por tal motivo, una persona puede verse afectada psicológica y socialmente [2]. Uno de los principales problemas mencionados por los usuarios de prótesis de miembros superiores, es la poca similitud de éstas en relación con el miembro natural [3]. La mano cumple un papel primordial en el desempeño de una persona, permitiendo la manipulación de objetos en el entorno que lo rodea.

El desarrollo de una prótesis robótica de bajo costo constituye una solución social que representa un adelanto para el porcentaje de la población que se ve imposibilitada a desarrollar tareas comunes en la sociedad [4]. Esta prótesis traerá beneficios a los pacientes que adolecen de este tipo de discapacidad, tales como: aumento de su autoestima, inclusión dentro de la sociedad; disminución de la dependencia económica con sus familiares; todo esto basado en el incremento de las posibilidades de integración al campo laboral. Las prótesis de mano funcionales se basan en diversos principios, siendo la utilización de impulsos mioeléctricos del propio cuerpo uno de los más utilizados en los últimos años. Iglesias y otros, en 2020 [5], describieron el proceso de diseño de cuatro estrategias de control clásicas, para el control de la posición angular de una articulación de tobillo, durante las fases de marcha humanas. Para ello, diseñaron las estrategias de control que permitieron analizar el comportamiento de la articulación. Erazo y otros (2004) [6] plantean la técnica de Diseño para la Manufactura (DFMA) para optimizar el diseño de una prótesis externa de rodilla con el objeto de minimizar el costo y peso del aparato. Es importante realizar una armonía entre un diseño funcional para prótesis de mano y un sistema de captura de señales mioeléctricas con su respectivo control de movimiento minimizando la cantidad de actuadores sin disminuir la operatividad de esta; esto con el propósito de disminuir el costo por unidad como una alternativa de solución social [2].

El objetivo de desarrollar un aparato protésico de miembro superior se basa en ofrecer la posibilidad de rehabilitación al paciente, esto es, suplir de la mejor manera la función pérdida; por lo tanto, el trabajo para el desarrollo de una prótesis involucra un equipo interdisciplinario que considere todos los aspectos relacionados con la amputación desde el momento en que ocurre, al igual que los conceptos de todas las personas involucradas en el proceso de amputación, rehabilitación, construcción de la prótesis y adaptación del paciente. A continuación, se presentan los resultados de la fase de diseño mecánico de un modelo de prótesis de mano derecha para una persona adulta, tomando en consideración las características antropométricas determinadas por Ávila y otros en 2007 [7], generada en función de incluir en el futuro funcionalidad a partir de impulsos mioeléctricos del paciente.

Metodología

Con el propósito de generar un modelo que pueda satisfacer las necesidades de un usuario, se propone una prótesis para mano derecha, anatómica que permita la instalación de un sistema de control en la mano y en su accionamiento sea capaz de levantar piezas cilíndricas mediante la acción de una pinza gruesa. El diseño ofrece la posibilidad del uso de un motor único para la mano, y la implementación de materiales de bajo peso.

Para desarrollar el modelo protésico se llevó a cabo el desarrollo del diseño mecánico que incluye todos los aspectos de diseño de los dedos y palma de la mano, selección e integración del sistema motriz y validación del modelo empleando un programa basado en el Método de Elementos Finitos.

Diseño de los dedos

El diseño de los dedos se enfoca a imitar al dedo humano, para ello consideraron las medidas antropométricas, los esfuerzos aplicados en cada articulación, los materiales a utilizar y el peso que representaría cada uno de los dedos. Se propone la transmisión de los movimientos mediante el uso de guayas, lo cual permitirá una mayor flexibilidad al momento de coordinar la extensión y flexión de todos los dedos, para ello se plantea un sistema basado en la utilización de tendones artificiales. En la Fig. 1 se muestra el modelado de los cinco dedos de la mano. De derecha a izquierda se observa los dedos pulgar, índice, medio, anular y meñique.

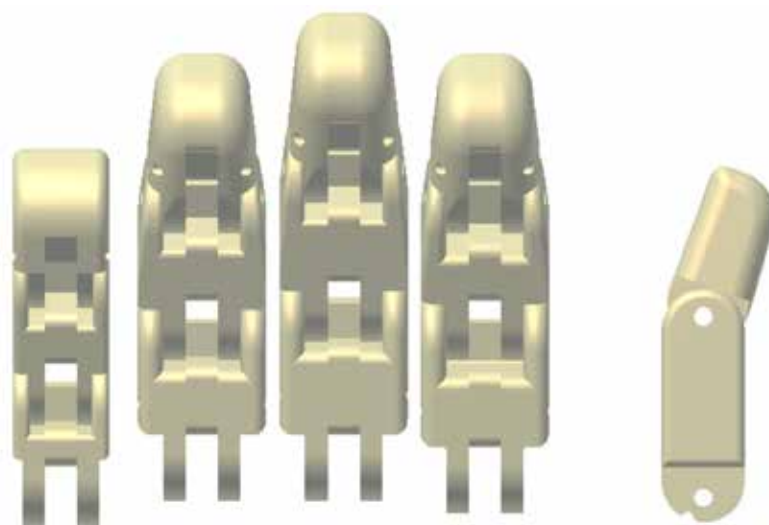


Fig. 1. Diseño y modelado de los cinco dedos de la mano

Diseño de la palma de la mano

La palma de la mano se diseñó en base a que el sistema motriz estará instalado en la misma, basado en una estrategia de bajo costo y considerando que la prótesis pueda ser utilizada por una mayor cantidad de personas sin importar la altura de la amputación. Esta importante premisa conllevó a la búsqueda de una solución que permita instalar un motor servo en la palma sin obstaculizar el movimiento de los dedos. En la Fig. 2 se observa la vista anterior, posterior y lateral de la palma diseñada.

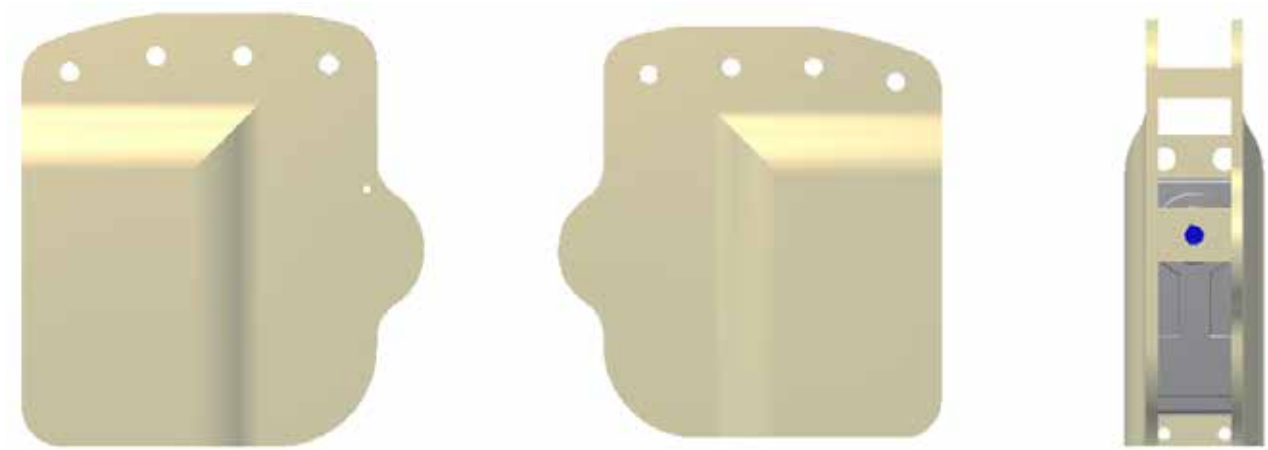


Fig. 2. Diseño y modelado de la palma de la mano integrada con servomotor.

Selección e integración del sistema motriz

Basado en las medidas antropométricas de la palma de la mano, se utilizan las herramientas CAD para efectuar una iteración que permita seleccionar el motor servo que mejor se adapte a las especificaciones dimensionales. Para este caso específico se ha seleccionado un servo-motor AAS-850MG de la marca ALTURN. En la Fig. 3 se muestra la palma integrada con el servo-motor.

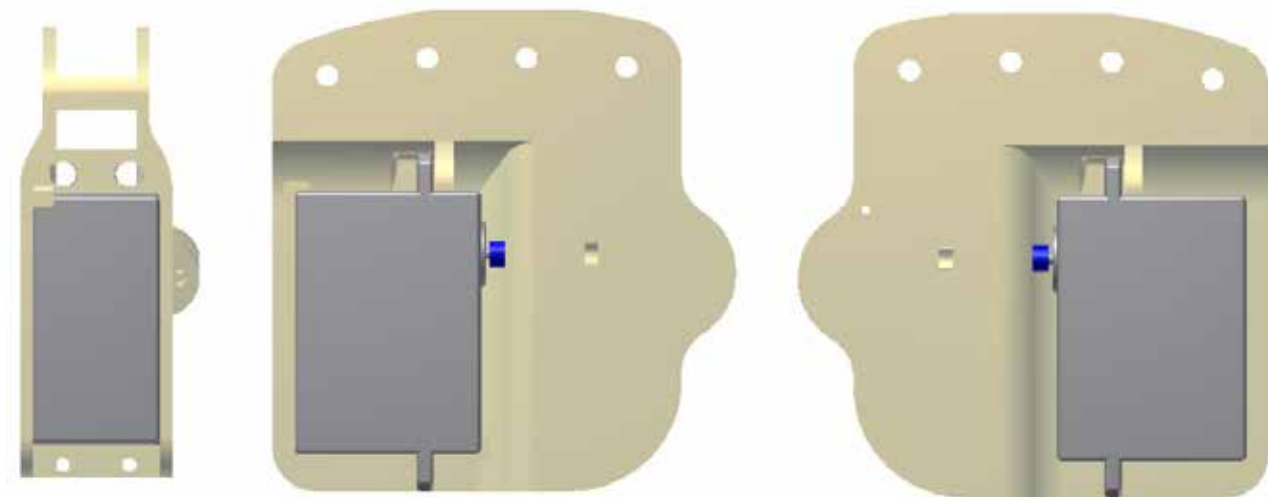


Fig. 3. Diseño y modelado de la palma de la mano integrada con servomotor.

Ensamblaje del modelo

Para el empalme de los dedos índice, medio, anular y meñique, se desarrolló una unión que permite el acople perpendicular y la capacidad de rotación para las actividades de flexión y extensión de los dedos, ver Fig. 4.

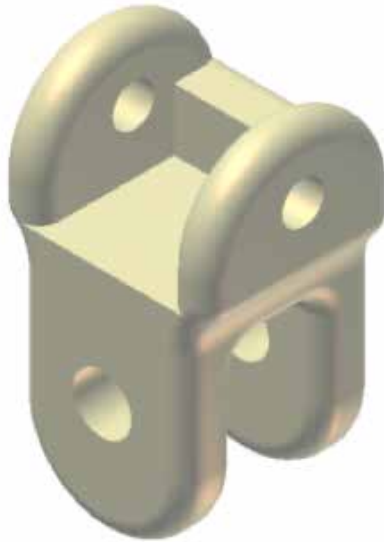


Fig. 4. Modelado de la unión dedo-palma

En base la figura 4, dicha unión emulará la articulación entre los Metacarpianos y las Falanges Proximales; esta articulación estará sometida a un torque mayor en comparación con las demás articulaciones, por ende, su diseño será el más robusto entre todas las articulaciones y estará enfocado a soportar el torque total resultante en cada dedo. Como estrategia de ahorro de costos, se diseñó una pieza estándar para cualquier dedo tri-falángico (Índice, Medio, Anula y Meñique). En el caso particular del dedo pulgar, la unión será integrada directamente a la palma de la mano para brindarle un mayor soporte, considerando que dicho dedo es elemental para la función de una pinza gruesa y fina. En la Fig. 5 se muestra el ensamblaje del modelo protésico.

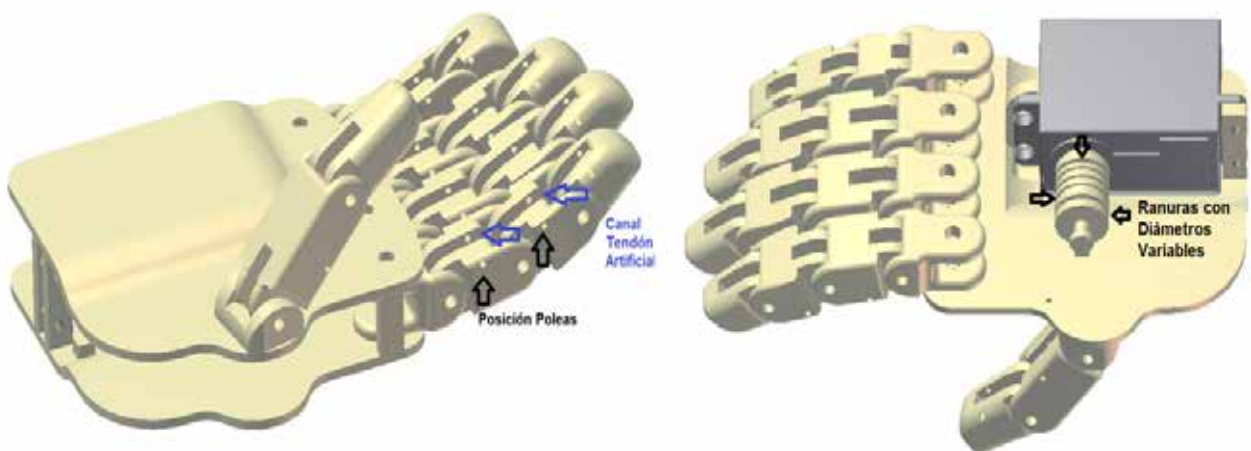


Fig. 5. Ensamblaje de la mano (ver detalles de canalización de tendones en dedos)

Para llevar a cabo el movimiento de flexión y extensión se utilizan tendones artificiales debidamente encausados desde el motor servo hasta la punta de cada dedo. La flexión es producida por la transmisión de una fuerza de tensión encausada por un tendón artificial hasta la punta de cada dedo; la acción inversa a este movimiento es la extensión, en donde cada dedo debe retornar a su posición original para realizar una acción determinada. El sistema para efectuar el movimiento de flexión en la prótesis es rígido, lo que se traduce en que sólo permite la acción motora en una sola dirección. El torque del motor servo se utilizará únicamente para cerrar la mano, lo cual brindará el torque en cada articulación para efectuar tareas de rutina diaria. Para que cada dedo retorne a su posición original, cada articulación debe tener la acción de un momento con sentido opuesto al inducido por el motor servo. Adicionalmente, se diseñó un sistema mecánico que limita el ángulo de apertura de la mano, esto con la finalidad de: evitar una extensión de los dedos fuera de los parámetros anatómicos; y asegurar un ángulo de favorable al momento de iniciar el proceso de cierre de la prótesis (flexión), ver Fig. 6.

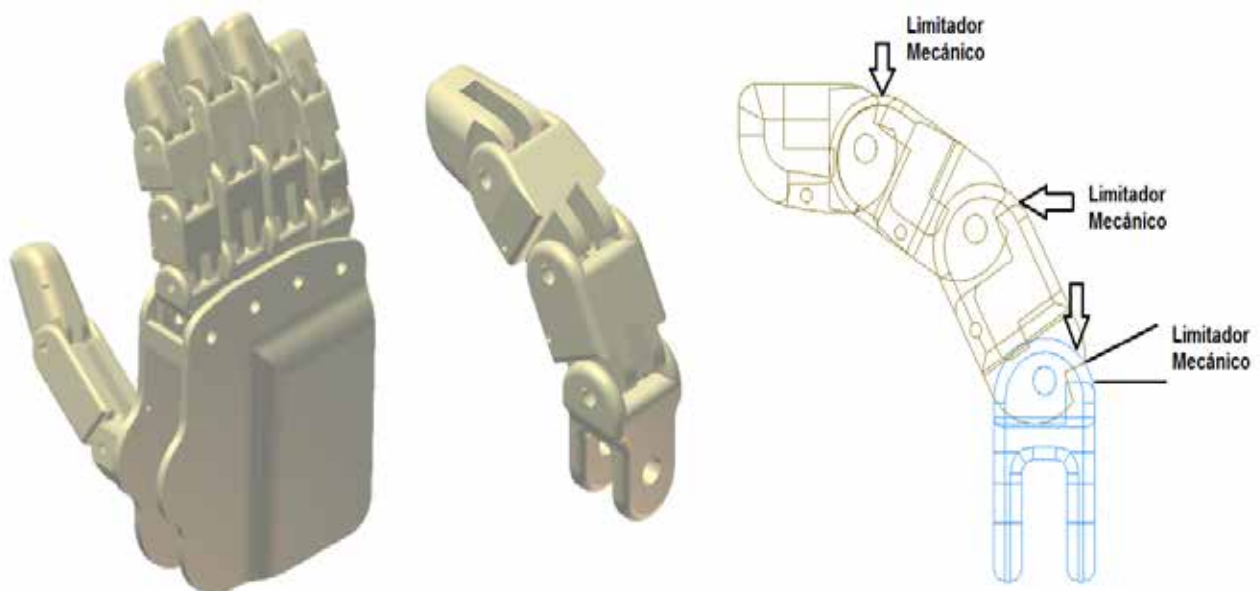


Fig. 6. Modelado del limitador mecánico de la flexión.

Posterior a la modelación y desarrollo de los limitadores de ángulos, mediante el uso de la herramienta CAD se calculan los pesos de cada falange, ver tabla 1, con el propósito de diseñar los resortes de torsión que permitirá a cada dedo retornar a la posición inicial de reposo o de extensión completa. El peso de diseño a considerar para el resorte será el correspondiente al dedo más pesado sin incluir la Articulación MP (17,781 gramos).

Validación del modelo

Cada elemento diseñado para la prótesis corresponde un punto clave para su respectivo funcionamiento, por ende, se debe garantizar que no existan puntos que puedan sufrir fallas al momento de utilizarla. Para el caso de la prótesis, se evalúan los diversos usos a la cual puedan estar sometidas las piezas para determinar la condición crítica del diseño. Para la validación del diseño en todos los dedos, se emplea una fuerza de 311,70 N [8] en la punta de la falange distal de todos los dedos de la mano (véase Fig. 7). De igual forma, se establece de acuerdo a los diversos estudios realizados que la situación más crítica para la mano es cuando una persona ejerce una acción de empuje o halado con la mano

extendida tomando en cuenta las sugerencias de Bejarano y Barrera [9], quienes presentan una solución funcional, cosmética e individualizada para un paciente con amputación de la mano a través del uso de la función de calidad, (Quality Function Deployment - QFD), con el propósito de realizar cambios y mejoras en los mecanismos y sistemas de sujeción propuestos. Con base a lo anteriormente expuesto, se realiza la corrida del modelo utilizando un software CAD-CAE para verificar los resultados.

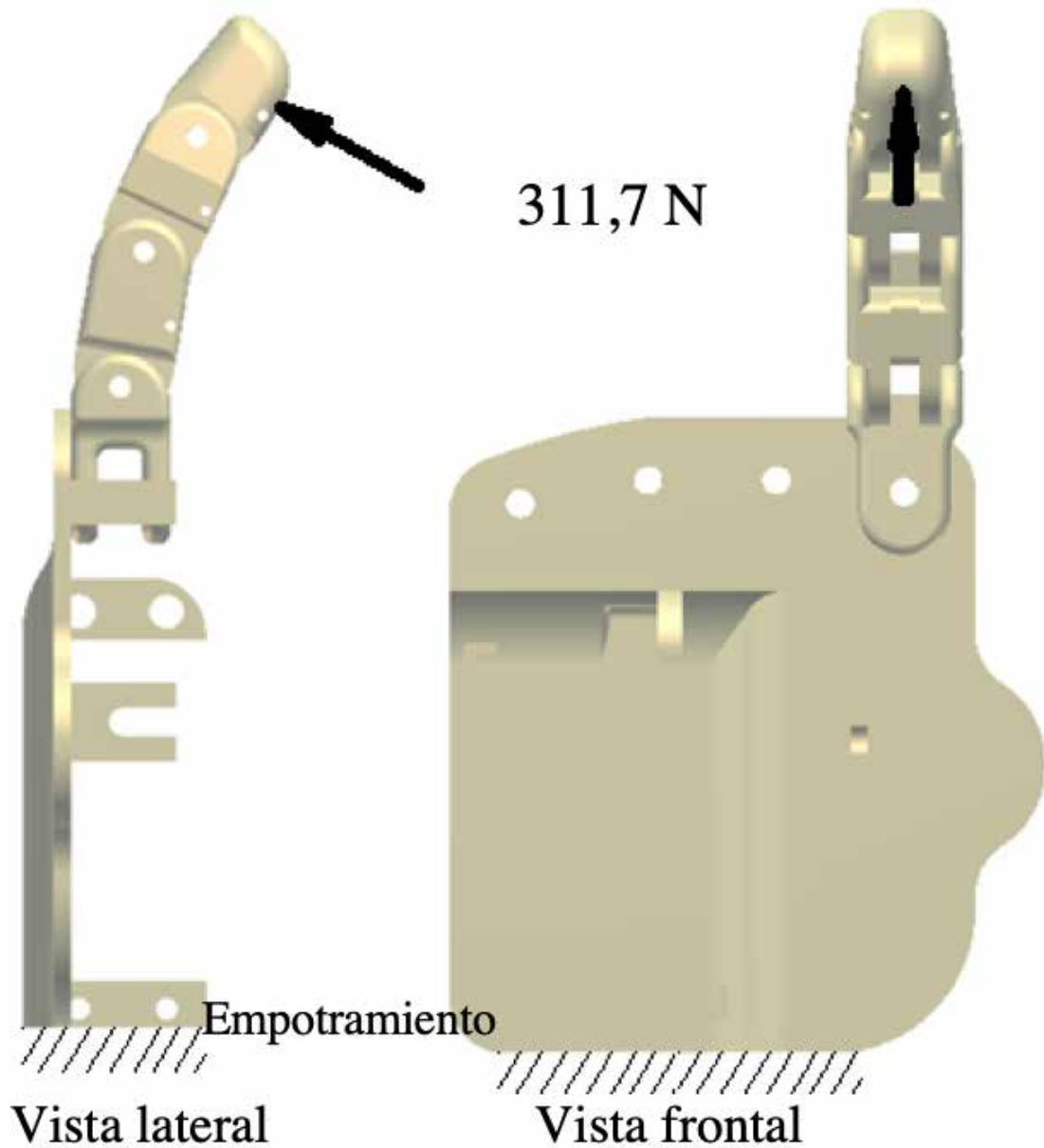


Fig. 7. Condiciones de contorno del modelo.

Tabla 1. Peso de cada falange

<i>Peso en gramos</i>	<i>Articulación MP</i>	<i>Falange Proximal</i>	<i>Falange Media</i>	<i>Falange Distal</i>	<i>TOTAL (g)</i>
Dedo Índice	5,86	7,223	6,178	4,73	23,991
Dedo Medio	5,86	7,509	7,004	5,268	25,641
Dedo Anular	5,86	6,358	6,293	4,73	23,241
Dedo Meñique	5,86	3,804	4,082	3,874	17,62
Dedo Pulgar	-	-	12,05	7,239	19,289

Se utiliza el software AutoDesk Inventor ® para la determinación de los desplazamientos y esfuerzos, considerando la condición de borde establecida en la Fig. 7. Una vez que se ejecutan las corridas se puede observar en la Fig. 8, la prótesis de mano diseñada soporta un esfuerzo máximo de 98,93 MPa, o mejor dicho que los dedos pueden soportar una carga de 311,70 N. Considerando al aluminio 7001-O [10] como material para la fabricación de la prótesis, con una resistencia a la fluencia de 150 MPa, se determina que el factor de seguridad es de 1,51. Este valor es aceptable porque se consideró una carga de apriete extrema. Puede observarse en la Fig. 9, la curva de convergencia del modelo el cual converge a los 160.000 elementos.

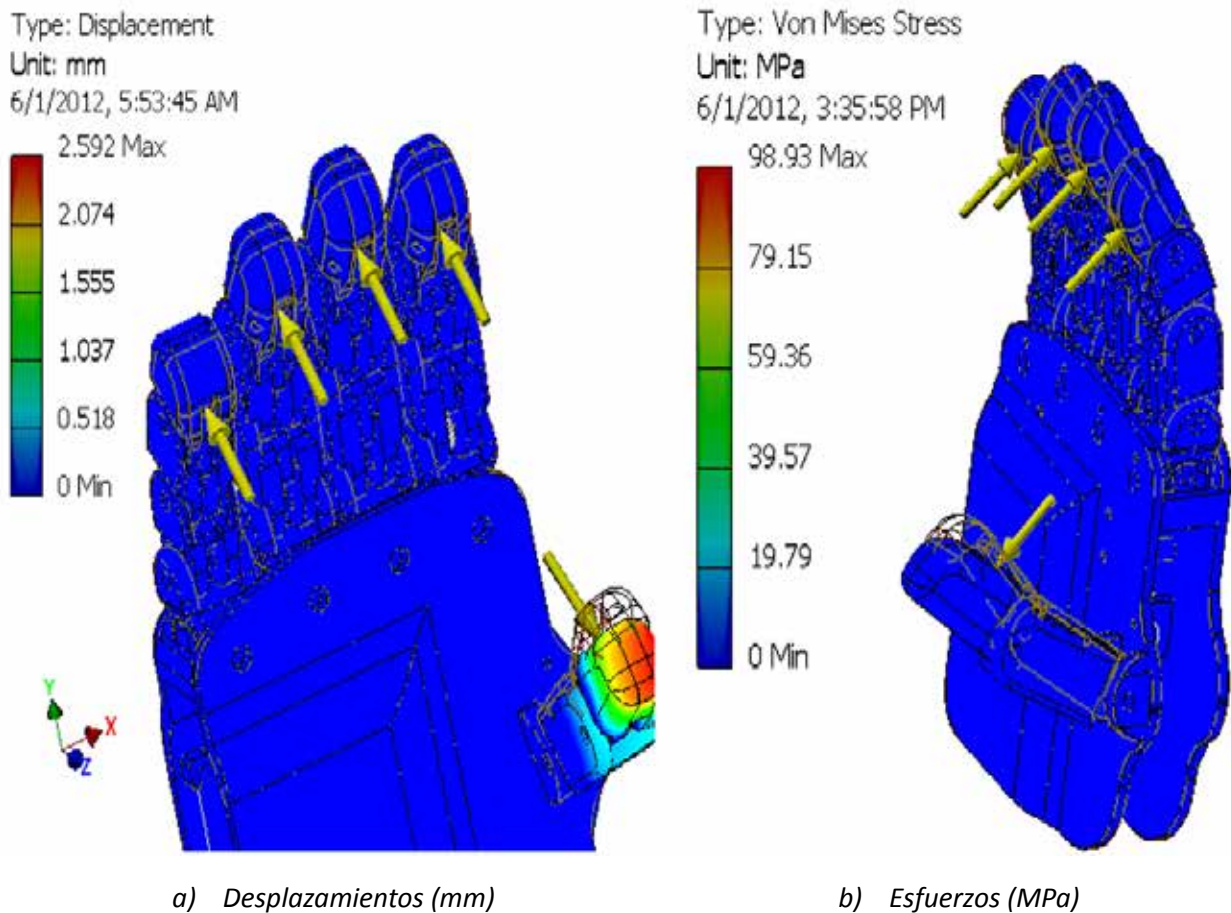


Fig. 8. Resultados del análisis de la prótesis usando el método de los elementos finitos

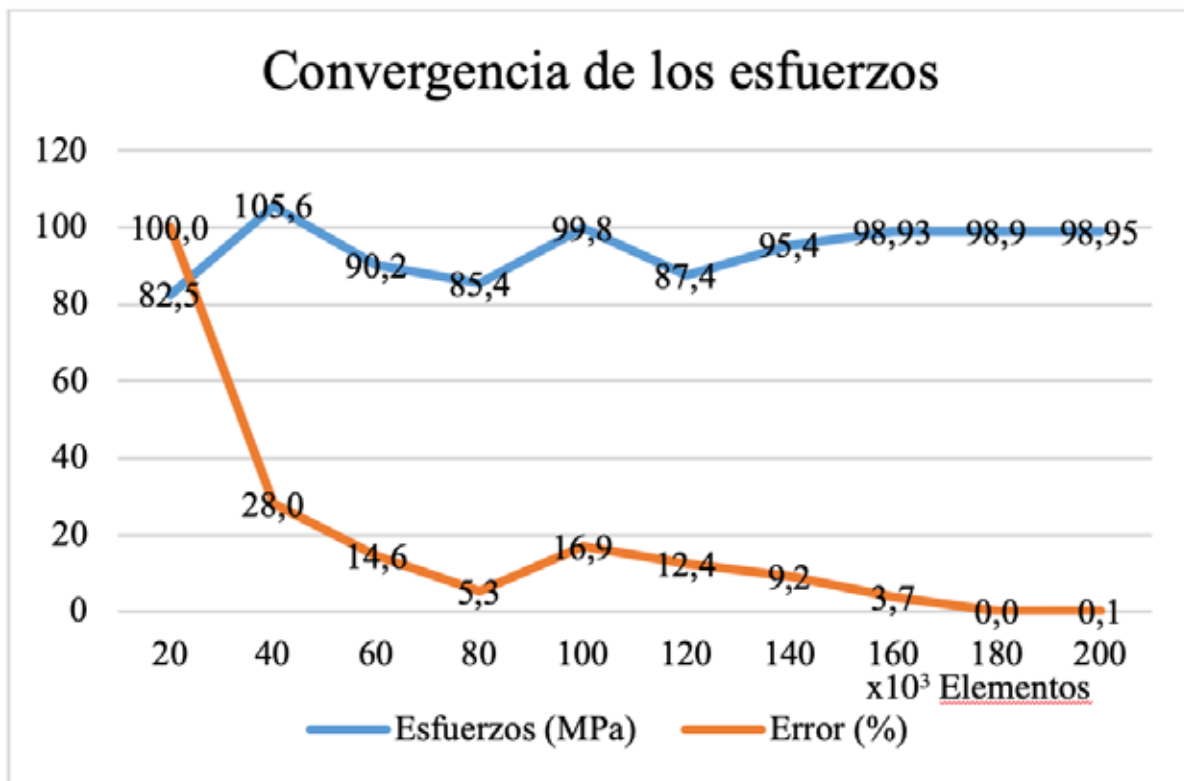


Fig. 9. Curva de convergencia de los esfuerzos y el error relativo del modelo CAD.

Conclusiones y trabajos futuros

El desarrollo de la primera etapa del diseño de una prótesis de mano controlada requiere de gran sincronización y cooperación entre las distintas especialidades, pudiendo sintetizar el desarrollo de este sistema. En este artículo se presenta la fase inicial asociado con el diseño mecánico de los elementos de la prótesis.

Es posible afirmar que el diseño obtenido es funcional, debido a los montajes y simulaciones de cada una de las partes que lo componen, pero aún con estas características, no podría sustituir plenamente las habilidades de la mano, especialmente en condiciones extremas de carga, debido a que el peso y dimensiones del motor obligaron a seleccionar uno con un torque menor al que hubiese sido el ideal. Por otra parte, el movimiento de reposición de la prótesis se debió haber hecho a través de resortes de torsión y gracias a que la flexión fue llevada a cabo con tendones artificiales, estos resortes de torsión añadieron peso extra a la prótesis

Una de las premisas del diseño fue llevar a cabo una prótesis relativamente económica para que tuviese un impacto positivo en la sociedad, esta misma premisa llevó a que la prótesis tuviese un solo grado de libertad, por ello los movimientos no son naturales y presenta un espectro bastante limitado en la variedad de objetos que puede tomar con facilidad, aun así, al realizar el movimiento de flexión y extensión ayuda en gran cantidad de las tareas cotidianas.

El resultado del presente trabajo es el diseño de una herramienta completamente funcional, que podría ayudar a una gran cantidad de personas en las tareas más comunes mediante una implementación que no reviste mayor complejidad y por consecuencia, una inversión moderada.

En forma general, el diseño fue desarrollado exitosamente quedando como posibilidad estudios posteriores como: disminución del peso, humanización del movimiento, desarrollo de sistema para captación de señales mioeléctricas del paciente, desarrollo de una batería de larga duración, acople ergonómico entre la prótesis y antebrazos para diferentes alturas de amputación.

Referencias

- Reuters, «Crecen los casos de amputaciones en Venezuela por la escasez de insumos,» Infobae, pp. 1-5, 26 05 2014.
- B. Gámez, M. Cabrera, L. Serpa y J. Cabrera, «Mechatronic hand prosthesis for child,» Asia-Pacific Conference on Computer Aided System Engineering (APCASE), pp. 354-359, 2015.
- Y. Ricardo, I. Iglesias, A. Fruto y D. Ojeda, «Las prótesis externas frente a la construcción sociocultural de la imagen corporal,» de Avances en bioingeniería y sistemas inteligentes de rehabilitación en Latinoamérica 2019, Ibarra, Ecuador, UTN, 2019, pp. 154-157.
- F. Cadena, J. Sanipatin, G. Verdezoto, H. Cervantes, D. Ortiz y D. Ojeda, «Acquisition and Conditioning of Electromyographic Signals for Prosthetic Legs,» de Computer Aided System Engineering (APCASE), 2015 Asia-Pacific Conference on, Quito, 2014.
- Iglesias I., Tobar Subía L.M., Verdezoto G.A., Alvarez D.A., Chamoro I. (2020) Control of an Ankle Joint with Classic Control Techniques. In: Basantes-Andrade A., Naranjo-Toro M., Zambrano Vizúete M., Botto-Tobar M. (eds) Technology, Sustainability and Educational Innovation (TSIE). TSIE 2019. Advances in Intelligent Systems and Computing, vol 1110. Springer, Cham.
- V. Erazo, F. Valencia, X. Lima, C. Mejía. Prótesis de rodilla tipo transfemoral mediante la metodología basada en la técnica DFMA, in: Diego Ortiz, Cosme Mejía, Iván Iglesias, David Ojeda (eds). Avances en Bioingeniería y Sistemas Inteligentes de Rehabilitación en Latinoamérica 2019 Vol 1. Editorial UTN, Ecuador 2020.
- R. Ávila, L. Prado and E. González. Dimensiones antropométricas de población latinoamericana. Universidad de Guadalajara, Centro Universitario de Arte, Arquitectura y Diseño. Segunda edición. ISBN: 978-970-27-1193-3, 2007.
- T. Serge, Atlas de anatomía palpatoria. Tomo 1. Cuello, tronco y extremidad superior, Segunda ed., Barcelona: Masson, 2014.
- J. Bejarano and D. Barrera. Desarrollo de una prótesis mioeléctrica de miembro superior con amputación transradial por medio del uso de tecnologías 3D. Infometric@ - Serie Ingeniería, Básicas y Agrícolas. Vol 1(2), 2018.
- MatWeb, Material Property Data, Revisado el 03/02/2020. Disponible en <https://matweb.com/index.aspx>. (2020).

