



Revista INGENIERÍA UC

ISSN: 1316-6832

revistaing@uc.edu.ve

Universidad de Carabobo

Venezuela

Gámez, Brizeida; Flores, Carlos; Cabrera, Franklin; Cabrera, Javier
Diseño de una prótesis biomecánica para niños
Revista INGENIERÍA UC, vol. 23, núm. 1, enero-abril, 2016, pp. 58-66
Universidad de Carabobo
Carabobo, Venezuela

Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=70745478008>

- Cómo citar el artículo
- Número completo
- Más información del artículo
- Página de la revista en redalyc.org

redalyc.org

Sistema de Información Científica
Red de Revistas Científicas de América Latina, el Caribe, España y Portugal
Proyecto académico sin fines de lucro, desarrollado bajo la iniciativa de acceso abierto

Design of a biomechanics prosthesis for child

Brizeida Gámez^{*,**,a}, Carlos Flores^b, Franklin Cabrera^b, Javier Cabrera^b

^a*Proyecto Prometeo SENESCYT, Unidad Académica de Ingeniería de Sistemas, Eléctrica y Electrónica, Universidad Católica de Cuenca, Cuenca, Ecuador*

^b*Unidad Académica de Ingeniería de Sistemas, Eléctrica y Electrónica, Universidad Católica de Cuenca, Cuenca, Ecuador*

Abstract.-

The design of a biomechanics prosthesis for right hand whose dimensions and weight allow its adaptation to children over 8 years and adolescents, is presented. Each finger is disposed in two sections, a fusion of the middle and distal phalanx, and a proximal phalanx articulated to the hand palm. The angles of the movement for the extension and flexion of all fingers, except the thumb, are controlled by a link located sideways. The drive system, which generates three degrees of freedom, is based on three linear actuators located in the palm, led by an Arduino microcontroller and activated by a voice recognition system to execute the cylindrical grasp's functions, the precision grasp, hook prehension and the extended index finger, is based on three linear actuators located on the palm, which have a reference potentiometer that provides its position, such indication is used by the microcontroller via the analogic input signal. To validate the design, a stresses and displacements analysis, and the determination of the safety factor that offers the device for the selected materials is carried out, using a computer program based on the Finite Element Method. The results obtained show a light prosthetic device that weights 200 grams, and can operate safely allowing four grip functions with the normal angles of the hand.

Keywords: biomechanics; child prosthesis; multigrasp; hand prosthesis; voice recognition

Diseño de una prótesis biomecánica para niños

Resumen.-

Se presenta el diseño de una prótesis de mano biomecánica (mano derecha) cuyas dimensiones y peso permiten su adaptación a niños mayores de 8 años y adolescentes. El modelo consta de una palma de mano articulada a la falange proximal y ésta última conectada a la falange media- distal. Los ángulos de movimiento, para la flexión y extensión de todos los dedos, excepto el pulgar, son controlados por un mecanismo independiente ubicado lateralmente. El sistema motriz, que genera tres grados de libertad, está basado en tres actuadores lineales ubicados en la palma, dirigidos por un microcontrolador Arduino y activado por un sistema de reconocimiento de voz, para hacer posible las funciones de prensión cilíndrica, pinza fina y la extensión del índice para permitir el contacto con pantallas táctiles. Para verificar las condiciones de operación el diseño se sometió a un análisis de esfuerzos, desplazamientos y la determinación de la condición de seguridad que ofrece el dispositivo para el material seleccionado, empleando un programa computacional basado en el Método de Elementos Finitos. Los resultados obtenidos reportan un dispositivo protésico de hasta 200 gramos de peso que puede funcionar sin inconveniente bajo condiciones normales de operación, y permite múltiples funciones de prensión.

Palabras clave: biomecánica; multiprensión; prótesis para niños; prótesis de mano; reconocimiento de voz.

Recibido: septiembre 2015

Aceptado: abril 2016

*Permanent Address: Centro de Biomecánica, Escuela de Ingeniería Mecánica, Facultad de Ingeniería, Universidad de Carabobo, Valencia, Venezuela

** Autor para correspondencia

Correo-e: bgamez@uc.edu.ve (Brizeida Gámez)

1. Introducción

La mano del hombre es una herramienta capaz de ejecutar innumerables acciones gracias a sus funciones de prensión, pinza y además por el hecho de ser un receptor sensorial por excelencia [1]. Este importante órgano puede perderse por la presencia de alguna enfermedad congénita, tumores malignos, infecciones, accidentes o como consecuencia de heridas que comprometan el miembro [2], y generan la necesidad de amputarlo. Las amputaciones de extremidades superiores (AES), constituyen un grave problema de salud pública, ya que estas personas evolucionan con diversos grados de discapacidad, habitualmente en un período de la vida laboralmente activa [3].

A pesar de los esfuerzos en investigación encaminados a la innovación tecnológica sobre la mano humanoide, existen encuestas sobre la funcionalidad de la mano protésica con respecto a su uso en las actividades cotidianas en donde los amputados reportan inconformidad en relación a los aspectos estéticos (62 %), el exceso de peso (58 %) y la falta de capacidades funcionales (50 %). En relación a los movimientos que deberían realizar los dispositivos protésicos, un estudio indicó que el 100 % de los encuestados señaló que la prótesis debería ser capaz de extender el dedo índice, 90 % se inclinó hacia la capacidad de controlar los dedos y el 70 % dijo que sería útil tener muñeca con la habilidad de realizar los movimientos de flexión y extensión. Estos movimientos podrían mejorar los aspectos físicos y psicológicos de las personas amputadas [4, 5].

Actualmente en el Ecuador, según datos del Consejo Nacional de Discapacidades (CONADIS) hasta abril de 2015, se contabilizaron un total 203.880 personas con algún tipo de discapacidad física, que representan el 48,98 % del total de discapacidades en el país. En la zona 6 (provincias de Azuay, Cañar y Morona Santiago) con corte a la misma fecha, se tiene un total de 19.620 personas que registran discapacidad física. Dentro del grupo considerado, se estima que se encuentren niños/as y adolescentes presentando amputación de algún miembro, bien sea de extremidad superior o inferior [6]. Para los pacientes con amputación

de miembro inferior se hace necesario desarrollar dispositivos que le faciliten sus actividades cotidianas, dado que los costos de adquisición de prótesis funcionales en el mercado se encuentran alrededor de los \$16.000.

Dado lo anterior, el grupo de investigación de ingeniería eléctrica, de la Universidad Católica de Cuenca (UCACUE), con el apoyo de la Secretaría de Educación Superior, Ciencia, Tecnología e Innovación a través del Programa Prometeo, propone diseñar y construir una prótesis biomecánica de mano derecha para los niños/as mayores de 8 años y adolescentes con capacidades especiales residentes en la zona 6 del Ecuador con la intención de mejorar la calidad de la vida de los pacientes amputados, que al llegar a usar un modelo de mano sustituta puedan llevar a cabo funciones de la vida diaria que le permitan superar la limitación circunstancial de no contar con una de sus manos.

2. Metodología

2.1. Fase 1: Evaluación preliminar

En esta etapa se realiza una revisión detallada acerca de los parámetros anatómicos, fisiológicos y biomecánicos asociados a la mano de un niño mayor de 8 años. Adicionalmente, se lleva a cabo la medición de las dimensiones antropométricas de la mano de un infante con la edad indicada. Así mismo, se definen las características esperadas para la prótesis y las restricciones de diseño particulares al caso.

2.2. Fase 2: Diseño de la prótesis

Una vez definidas las especificaciones de diseño, se procede a generar tres alternativas de solución diferentes tanto en su forma como en los elementos que requiere para su funcionamiento. Con esta información, se procede a evaluar las ventajas y desventajas de cada alternativa con el propósito de seleccionar la mejor opción, la cual es modelada empleando un programa de diseño asistido por computador que permite la realización de un estudio de movimiento de los componentes de la mano, así como la ejecución de un análisis de esfuerzos, desplazamientos

y condición de falla para los escenarios de operación. Adicionalmente, se seleccionan los materiales de cada componente estructural de la prótesis y los elementos mecánicos y electrónicos que permitirán su apropiado funcionamiento.

2.3. Fase 3: Construcción

Para llevar a cabo la construcción se realiza un estudio previo de disponibilidad de materiales y tecnologías de manufactura para este tipo de dispositivos en el país. Posteriormente, se procede a fabricar los elementos estructurales y a adquirir los componentes necesarios para el ensamblaje. Por otra parte, en base a los movimientos asignados a la prótesis se lleva a cabo la programación del sistema de control que dirigirá los movimientos asignados.

2.4. Fase 4: Pruebas de funcionalidad

Una vez garantizada la confiabilidad de la prótesis en la realización de las fases previas, se llevan a cabo las pruebas requeridas para el dispositivo con el objetivo de verificar que el diseño cumple con las especificaciones de funcionamiento necesarias.

3. Resultados

3.1. Consideraciones de diseño

A continuación se indican los parámetros considerados al momento de realizar el diseño de la prótesis de mano, tomando en cuenta las características esperadas de la solución y las restricciones establecidas para la misma, a ser utilizadas en la selección de la solución más adecuada.

- Movilidad: el modelo seleccionado debe realizar el mayor número de movimientos posibles asociados con la mano humana.
- Costo: el sistema a diseñar no debe superar el precio de venta de una prótesis comercial con características similares.
- Peso: el peso de la estructura del dispositivo electrónicos debe ser lo más aproximado posible al de una mano humana, de acuerdo a las características del paciente.

- Proceso de fabricación: la manufactura de los elementos estructurales de la prótesis debería adaptarse a la tecnología disponible en el Ecuador.
- Sistema de control: debe permitir controlar la fuerza y movimientos ejercidos por los dedos.
- Mantenimiento: la prótesis debe diseñarse con criterio de mínimo mantenimiento de cada uno de sus componentes.

3.2. Alternativas de solución

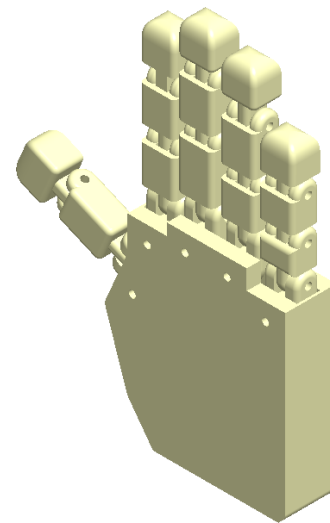


Figura 1: Alternativa 1

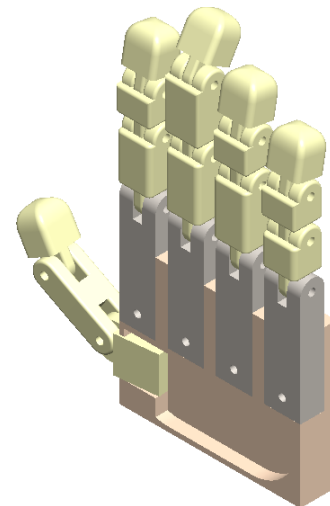


Figura 2: Alternativa 2

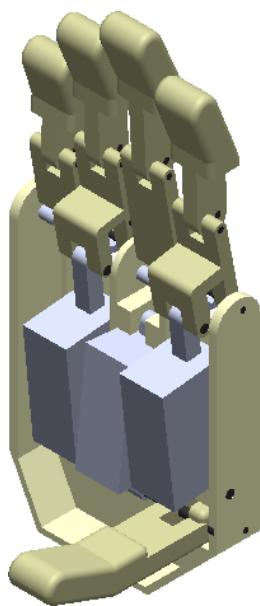


Figura 3: Alternativa 3

El proceso de búsqueda de soluciones se llevó a cabo en base a las consideraciones de diseño planteadas. Para ello, se generaron tres alternativas, geométricamente diferentes, basadas en una mano antropomórfica, ver Figuras 1, 2 y 3.

Al evaluar las alternativas planteadas en relación a las consideraciones de diseño, se selecciona la opción 3 (Figura 3), de la cual se indica una descripción detallada en el apartado 3.3.

3.3. Solución propuesta

La prótesis biomecánica para niños consta de cinco dedos, de los cuales cuatro están dispuestos uno al lado del otro, mientras que el pulgar está localizado en oposición a éstos (ver Figura 4). El dedo índice y el anular tienen una estructura mecánica similar así como el dedo medio y meñique. La Figura 5 muestra la estructura del dedo meñique, el cual tiene cinco articulaciones, dos que se unen a la palma de la mano, dos que conectan a la falange media distal y una articulación común para el movimiento de los dedos. La Figura 6 muestra la estructura del dedo anular.

Para que la prótesis realice los movimientos deseados se emplea un sistema motriz basado en tres actuadores lineales, Firgelli–modelo PQ–12;100:1;12v, colocados en la palma de mano;

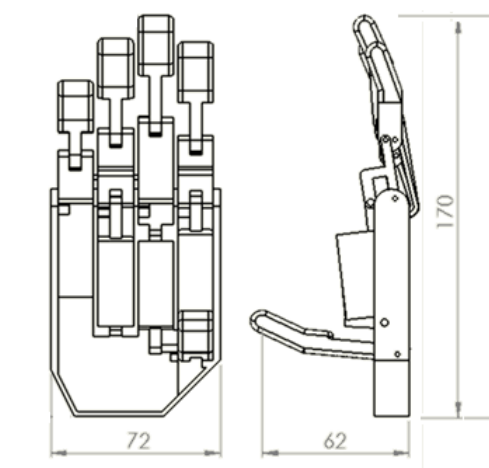


Figura 4: Estructura mecánica de la prótesis y dimensiones generales (a) Vista interior (b) Vista derecha (medidas en mm)

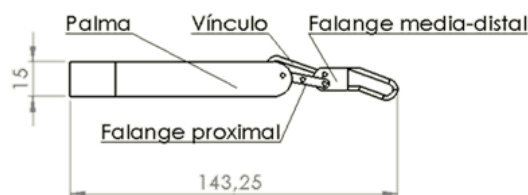


Figura 5: Estructura del dedo meñique

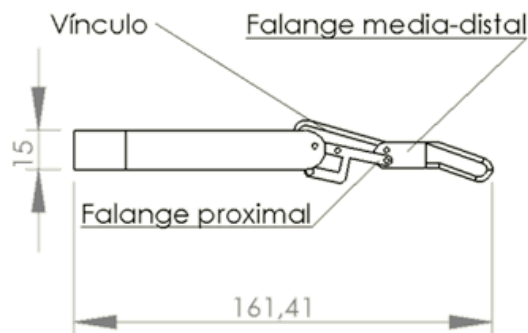


Figura 6: Estructura del dedo anular

el primero ubicado en la canal del dedo índice, el segundo situado en la canal del dedo medio conectado al dedo pulgar y el tercero articulado al eje de la falange distal del dedo anular para permitir la movilidad de los dedos medio, anular y meñique. La Figura 7 ilustra la localización de los tres actuadores lineales en la palma de la mano.

Los ángulos de movimientos de los dedos (flexión y extensión) son controlados por un

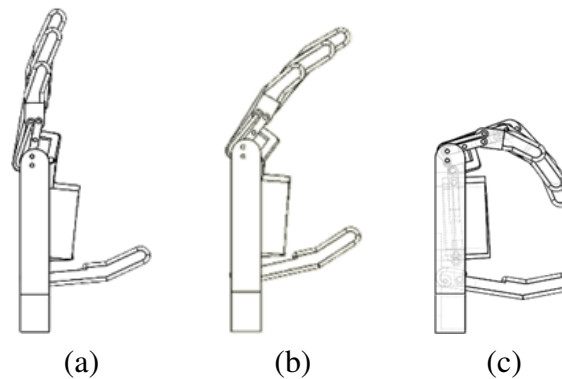


Figura 9: Comportamiento del vínculo durante los movimientos, (a) Extensión, (b) Intermedio, (c) Flexión

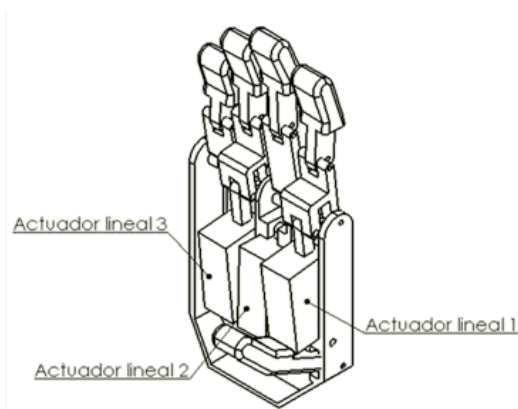


Figura 7: Distribución de los actuadores lineales en la palma de la mano

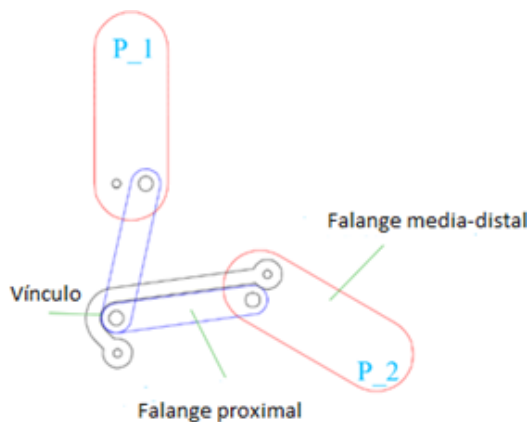


Figura 8: Configuración del vínculo sobre el dedo meñique

vínculo localizado lateralmente a los dedos ejerciendo un límite mecánico para la extensión (P-1) hasta llegar a la flexión completa (P-2), como se muestra en la Figura 8. La Figura 9

indica la vista lateral de las posiciones de la mano limitada por el vínculo.

Para validar el diseño, se llevó a cabo un análisis de esfuerzos, desplazamientos y del factor de seguridad que ofrece el dispositivo con los materiales seleccionados y las cargas de operación, empleando un programa basado en el técnicas numéricas de aproximación y el Método de Elementos Finitos.

Como condición de borde se supone restricción de movimiento en la palma de la mano y la condición de deslizamiento en el extremo de cada dedo (falange distal). Se estiman dos posiciones para el estudio, la primera, prensión cilíndrica, suponiendo el agarre de un objeto de 40 mm de diámetro; la segunda posición, oposición del pulgar o pinza, simulando la sujeción de un objeto muy delgado. Las cargas sobre la prótesis son localizadas en los actuadores lineales asociados a los dedos involucrados, se estima para el estudio en base a criterios de condición crítica de diseño un incremento del 25 % de la carga máxima que genera el actuador lineal.

Tabla 1: Comparación del peso utilizando materiales metálicos

Material	Peso (gramos)
Aluminio	213
Titanio	326

Adicionalmente se seleccionó un material para cada componente de la prótesis, estableciendo un polímero ABS con un módulo elástico de 200 MPa para la palma, falanges y los vínculos, mientras que para los pasadores se escogió una aleación de acero de límite elástico 620,42 MPa [7], todo esto proporciona un peso de 73,11 gramos. Si se considera el peso de los tres actuadores lineales (15 gramos cada uno), y el resto de los componentes, el peso total del modelo es de 150 gramos, lo cual favorece los criterios de diseño establecidos, además cumple con los parámetros fijados en Belter, *et al* [8] según los cuales el peso de la prótesis debería representar el 0,6 % del peso total del cuerpo en hombres, mientras que para la mujer representaría el 0,5 % del peso. Por otra parte, es conveniente comparar el peso que podría alcanzar la prótesis si se construyera con materiales metálicos, por lo cual se realizó una estimación del peso total asignando el aluminio y el titanio como materiales de la estructura, como se indica en la Tabla 1.

En el análisis de esfuerzo llevado a cabo basado en la aplicación de las cargas críticas de operación se obtuvo un máximo esfuerzo para la condición de presión cilíndrica de 194 MPa (ver Figura 10), localizado en el pasador que articula el dedo pulgar con el actuador lineal, mientras que para la posición de oposición del pulgar con el índice se obtuvo un esfuerzo de 182,4 MPa en el mismo elemento (ver Figura 11); sin embargo, para ambas condiciones el dispositivo protésico operaría sin problema de acuerdo al resultado analítico del factor de seguridad para la condición más crítica es de 3,20. Por otra parte, el máximo desplazamiento que ocurre en el modelo es menor a 1 mm, lo cual no se considera significativo (ver Figura 12). Con esta verificación se procedió a la fabricación del modelo prototipo para hacer las pruebas usando técnicas de impresión 3D con el material previamente establecido.

Para controlar los movimientos de la prótesis se utilizó un sistema de control proporcionado. El sistema contiene tres actuadores lineales, que proporciona su posición según lo indique

el microcontrolador Arduino Nano V, vía señal de entrada analógica, como se muestra en la Figura 13.

La posición de los actuadores lineales son admitidas a los puertos análogos del microcontrolador Arduino. Esta señal referencia el control que es llevado a cabo sobre los actuadores lineales en la posición de los dedos pulgar, índice y anular, efectuando cuatro movimientos principales:

Mano abierta: todos los actuadores están completamente estirados considerando los límites impuestos por los vínculos de cada dedo, ver Figura 14-a.

Mano cerrada: todos los actuadores están retraídos, nuevamente tomando en cuenta el límite para la flexión establecido por el vínculo en el diseño de la prótesis, ver Figura 14-b.

Dedo índice extendido: el dedo índice está estirado por tanto los actuadores lineales de los dedos pulgar y anular se encuentran retraídos ver Figura 14-c.

Oposición del pulgar (pinza fina): los actuadores de los dedos índice y pulgar están retraídos mientras que el actuador del dedo anular está estirado, ver Figura 14-d.

Los movimientos son generados cuando ellos tienen un estímulo, en este caso fueron usados pulsos para chequear la operación.

4. Conclusiones

Se presentan los avances del diseño y construcción de una prótesis biomecánica de mano derecha, cuyas características geométricas están basadas en medidas antropométricas de un niño de 8 años de edad de estatura promedio.

La estructura del prototipo se fabricó utilizando la técnica de impresión 3D con un polímero ABS de alta resistencia.

El diseño de la prótesis admite la realización de los movimientos de pinza con los dedos índice y pulgar (sostener objetos delgados con los dedos índice y pulgar), la extensión del dedo índice que permite al paciente llevar a cabo acciones sobre pantallas táctiles y lógicamente ofrece la posibilidad de presión cilíndrica como

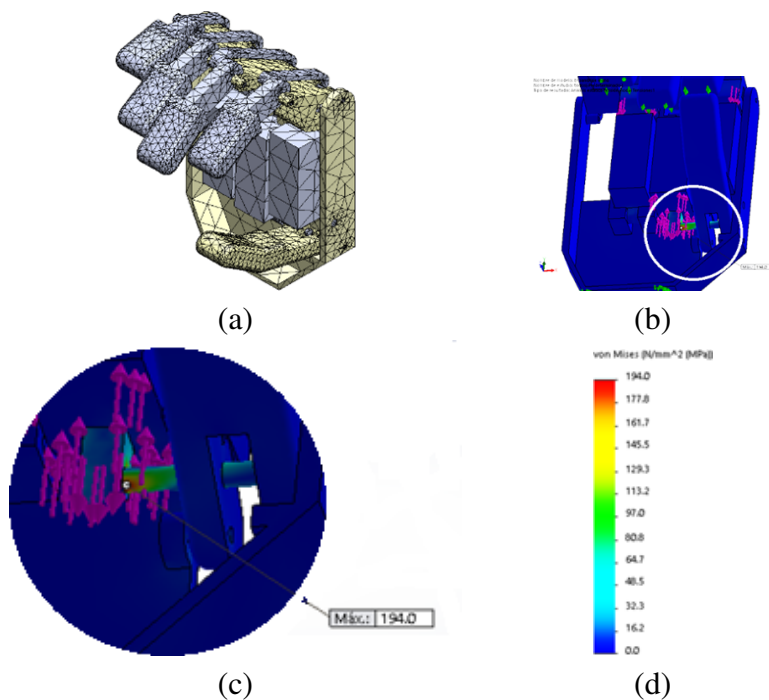


Figura 10: Distribución de esfuerzos (MPa) para la posición de prensión cilíndrica, (a) Malla con elementos finitos, (b) Localización del máximo esfuerzo, (c) Detalle del máximo esfuerzo, (d) Escala de esfuerzos (MPa)

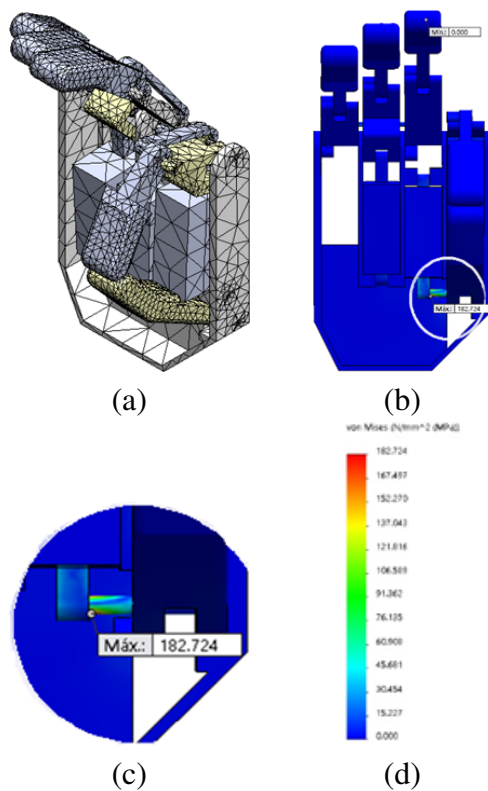


Figura 11: Distribución de esfuerzos (MPa) para la posición de pinza-oposición de pulgar e índice, (a) Malla con elementos finitos, (b) Localización del máximo esfuerzo, (c) Detalle del máximo esfuerzo, (d) Escala de esfuerzos (MPa)

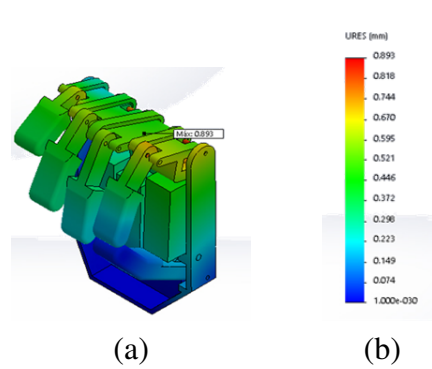


Figura 12: Distribución de desplazamientos (mm) para la posición de presión cilíndrica, (a) Localización del máximo desplazamiento, (b) Escala de desplazamientos (mm)

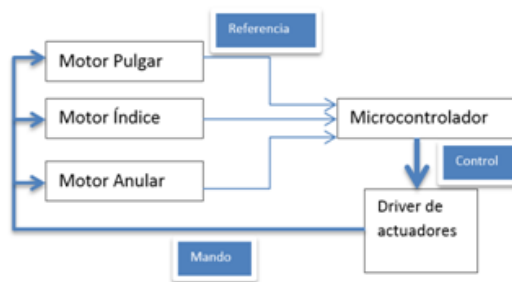


Figura 13: Diagrama del sistema de control

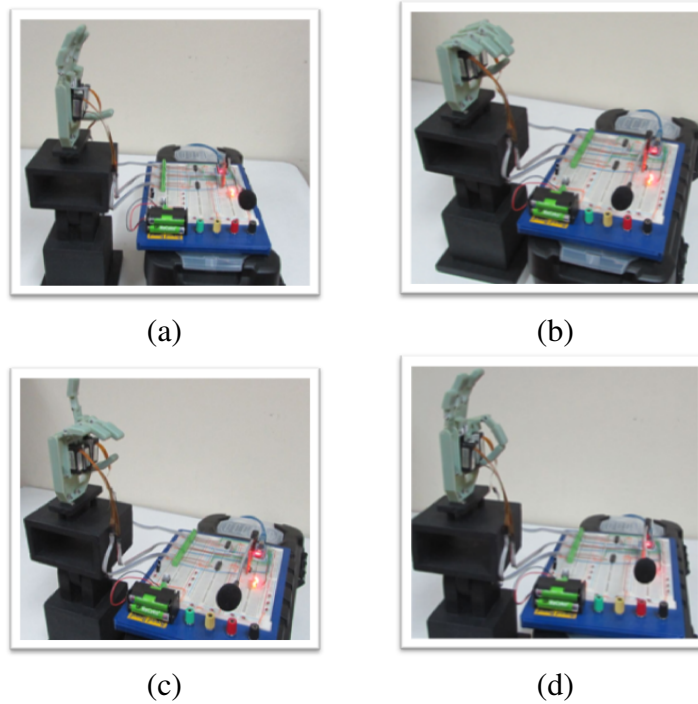


Figura 14: Posiciones para los dedos (a) Mano abierta, (b) Mano cerrada, (c) Dedo índice extendido, (d) Pinza fina

función principal de la mano, utilizando sólo tres actuadores lineales.

El peso y dimensiones de la estructura de la mano se logran optimizar utilizando una herramienta computacional basada en el Método de Elementos Finitos, obteniéndose un comportamiento satisfactorio de la prótesis ante las solicitaciones exigidas por las cargas aplicadas en el estudio. Los elementos más vulnerables a la falla en la prótesis son los pasadores que articulan el dedo pulgar con un vástago del actuador lineal 2.

El sistema de control se planteó con la premisa de hacerlo lo más simple posible, esto con el fin de reducir costos, brindarle mayor fiabilidad, reducido mantenimiento, fácil reparación, tamaño compacto y portabilidad. De esta forma el sistema final usa para el ingreso de órdenes un módulo de reconocimiento de voz (Voice Recognition Module V2), en base a la experimentación su eficacia es superior al 95 % si los comandos son emitidos por la misma persona con la que se entrenó y de un 60 % con otras personas.

El control puro se realiza con un módulo Arduino Nano V el cual usa un microcontrolador ATmega 328, el sistema es a lazo cerrado empleando el sensor de posición propio de los motores Firgelli PQ12. La principal característica para la selección del Arduino Nano es su reducido tamaño.

La etapa de potencia emplea únicamente el driver L293D con dos chips, su fiabilidad se probó durante 6 meses de funcionamiento con los distintos prototipos sin falla alguna o calentamiento excesivo.

Para alimentación de todo el sistema incluido los 3 motores, usaron 4 baterías AA NiMH recargables a 2050 mAh y 1.2 v, lo cual permite portabilidad del sistema.

En relación al costo, se estima que al culminar el dispositivo se haya invertido un monto inferior a \$ 950 lo cual resultaría un valor muy inferior a los dispositivos comerciales.

5. Acknowledgement

The authors, particularly Brizeida Gámez, thank to “Proyecto Prometeo SENESCYT” for partial support of this research.

Referencias

- [1] Adalbert Ibrahim Kapandji. *Fisiología articular. Tomo 1. Hombro, codo, pronosupinación, muñeca, mano*. Médica Panamericana, 2006.
- [2] Deirdre M Desmond, Laura Coffey, Pamela Gallagher, Malcolm MacLachlan, Stephen T Wegener, and Fiadh-nait O’Keeffe. *Oxford Handbook of Rehabilitation Psychology*, chapter Limb Amputation, pages 351–367. Oxford University Press, 2012.
- [3] J. Contreras-Bizama, S. Maher-Lavandero, D. Nuñez Leiva, M. Coronado-Cofre, and R. Gayoso Neira. Amputación de extremidades superiores: caracterización epidemiológica. *Revista Chilena de Salud Pública*, 14(2/3):417–463, 2010.
- [4] JL Pons, E Rocon, R Ceres, Dominiek Reynaerts, B Saro, S Levin, and W Van Moorleghe. The manus-hand dextrous robotics upper limb prosthesis: mechanical and manipulation aspects. *Autonomous Robots*, 16(2):143–163, March 2004.
- [5] Christian Pylatiuk, Stefan Schulz, and Leonhard Döderlein. Results of an internet survey of myoelectric prosthetic hand users. *Prosthetics and orthotics international*, 31(4):362–370, 2007.
- [6] Consejo Nacional de Discapacidades del Ecuador (CONADIS). *Normativas en discapacidad*, 2015. url: <http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/>.
- [7] MatWeb, Material Property Data. *Materials Information*, 2015. url: <http://www.matweb.com/>.
- [8] J. Belter, J.L. Segil, and A.M. Dollar. Mechanical design and performance specifications of antropomorphic prosthetic hand: A review. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 5(5):599–618, 2013.