



Espirales revista multidisciplinaria de investigación científica  
ISSN: 2550-6862  
compasacademico@icloud.com  
Grupo Compás  
Ecuador

# Construcción y pruebas de funcionamiento de un prototipo robótico para prótesis humana

**Vargas, Oscar; Flor, Omar; Suárez, Franyelit; Chimbo, Christian**

Construcción y pruebas de funcionamiento de un prototipo robótico para prótesis humana

Espirales revista multidisciplinaria de investigación científica, vol. 4, núm. 32, 2020

Grupo Compás, Ecuador

Disponible en: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=573261514005>



Esta obra está bajo una Licencia Creative Commons Atribución-NoComercial-SinDerivar 4.0 Internacional.

# Construcción y pruebas de funcionamiento de un prototipo robótico para prótesis humana

Design and construction of a robotic hand and right forearm prototype for the myoelectric prosthesis

Oscar Vargas oscar3vargas@gmail.com

*Universidad Internacional del Ecuador, Ecuador*

 <http://orcid.org/0000-0003-4036-7280>

Omar Flor omar.flor@udla.edu.ec

*Universidad de las Américas, Ecuador*

 <http://orcid.org/0000-0001-5302-141X>


Franyelit Suárez Franyelit.suarez@ute.edu.ec.

*Universidad UTE, Ecuador*

 <http://orcid.org/0000-0002-8763-5513>

Christian Chimbo Christian.chimbo@udla.edu.ec

*Universidad de las Américas, Ecuador*

 <http://orcid.org/0000-0002-3442-3381>

Espiraes revista multidisciplinaria de investigación científica, vol. 4, núm. 32, 2020

Grupo Compás, Ecuador

Recepción: 26 Julio 2019

Aprobación: 28 Noviembre 2019

Redalyc: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=573261514005>

**Resumen:** En este artículo se describen los procedimientos realizados para la construcción, así como las pruebas de funcionamiento, de una prótesis humana para mano y antebrazo derecho. Se ha considerado una prótesis transradial con cinco grados de libertad, la cual cumple con las especificaciones de dimensiones generales de la Norma DIN 33 402. El prototipo planteado da respuesta a las necesidades de movilidad de una persona amputada, cumpliendo con proporciones adecuadas en los dedos y la movilidad similar a una mano natural. Se ha empleado en el diseño y construcción sensores mioeléctricos que garantizan una aplicación simple en la construcción del modelo. Los resultados muestran una efectividad de soporte de peso de 4 kg, generando un ruido no mayor a 55 dB en su funcionamiento.

**Palabras clave:** prótesis humana, persona amputada, sensores mioeléctricos.

**Abstract:** The procedures for the construction and functional tests of a human prosthesis for the right hand and forearm are described below. It has been considered a transradial prosthesis with five degrees of freedom, which complies with the general dimensions specifications of DIN 33 402. The proposed prototype responds to the mobility needs of an amputated person, complying with adequate proportions on the fingers and mobility similar to a natural human hand. Myoelectric sensors have been used in the design and construction, which guarantee a simple application in the construction of the model. The results show a weight support effectiveness of 4kg, generating a noise no greater than 55dB in its operation.

**Keywords:** Human prosthesis, amputated person, myoelectric sensors.

## INTRODUCCIÓN

Un amplio porcentaje de las amputaciones a nivel global se da en las extremidades superiores (LeBlanc, 2008), causando tanto problemas

de movilidad para la persona que los padece como otros trastornos depresivos y problemas sociales.

Ecuador representa el segundo país con mayor cantidad de amputaciones en Latinoamérica, cerca de 500 personas se ven afectadas por algún tipo de amputación cada año en el país; de estas, un número importante se da en las extremidades superiores (INEC, s.f.). La accesibilidad de las personas a las prótesis humanas es bastante escasa debido a sus altos costos de fabricación. La calidad de las prótesis incrementa el costo de las mismas y aleja cada vez más a las personas de tener acceso a ellas. A pesar de ser Ecuador un país con altos índices de amputaciones, también son escasos los desarrollos dado que los costos en torno a ello son bastante elevados.

La mano humana posee 20 grados de libertad (Taylor & Schwartz, 1955), lo cual hace más arduo el trabajo de fabricación. Por ello los nuevos desarrollos buscan economizar costos a la vez que mantener una movilidad apropiada, dispositivos reducidos, equipos más livianos y mejor tiempo de fabricación con mejor optimización de control.

Diversos estudios han realizado esfuerzos en cuanto a las dimensiones antropométricas (Avila-Chaurand, Prado-León y González-Muñoz, 2007) de la población en Latinoamérica, conociendo así algunos aspectos propios de las características y dimensiones de los dedos y las manos; pese a ello, se ha considerado para este prototipo a la Norma DIN 33 402 2° (Melo, 2009). Otros investigadores (Dechev, Cleghorn & Naumann, 1999) han desarrollado mecanismos con base en eslabones que asemejan movimientos de los dedos, lo que ha sido considerado para el prototipo que se plantea en este trabajo. De igual modo hay mecanismos a base de engranajes (Campos, 2015), pero estos resultan de mayor peso y complejidad.

En este artículo se presenta la construcción y puesta a prueba del prototipo diseñado por Vargas (2017), el cual consta de cinco grados de libertad y que a la vez tiene un costo accesible en comparación con los sistemas mecatrónicos del mercado. El prototipo desarrollado ofrece la movilidad humana para tareas cotidianas y para desenvolvimiento social.

Aquí se plantea el desarrollo descriptivo del proceso constructivo, la metodología de evaluación y las pruebas del prototipo, los resultados y las conclusiones de este trabajo.

## **MATERIALES Y MÉTODOS**

El primer paso para la construcción del prototipo fue el diseño mecánico con el software CAD Autodesk Inventor (versión estudiantil 2017) (figura 1). A continuación, se procedió con la impresión de las distintas partes en plástico PLA del cuerpo de la mano (figura 2): falanges proximales; falanges mediales-distales del meñique, anular, medio, índice y el dedo pulgar.

*Figura 1.* Diseño CAD del prototipo de prótesis de mano y antebrazo diestro. Fuente: Vargas (2017).

*Figura 2 .* Impresión 3D en plástico PLA del cuerpo de la mano. Fuente: Vargas (2017).

Las barras proximales y mediales se hicieron con un proceso de corte por chorro de agua. Los ejes se rectificaron en el torno para asegurar que el diámetro sea el requerido. Luego se procedió a ensamblar los dedos del prototipo con las barras en sus respectivas falanges con los ejes manufacturados (figura 3).

*Figura 3 . Ensamblaje de los dedos del prototipo. Fuente: Vargas (2017).*

Se pusieron los servomotores en el cuerpo de la mano del prototipo, asegurándose que los cables pasen por los lugares designados para evitar así que se fisuren o rompan (figura 4).

*Figura 4. Servomotores en el cuerpo de la mano. Fuente: Vargas (2017).*

Se conectaron los servomotores, sensores y la batería a la placa de control. Además se puso la espuma adherente en los dedos del prototipo para evitar que los objetos se deslicen cuando se realiza un agarre. Se muestra la mano del prototipo ensamblada con todas sus partes en la figura 5.

*Figura 5 . Mano del prototipo ensamblada. Fuente: Vargas (2017).*

De la batería TalentCell se desprende un cable con dos conectores, el conector uno va hacia el prototipo y el conector dos se enchufa al cargador de la batería. Existen tres cables en el prototipo, dos cables con conectores tipo Molex de tres entradas hacia los sensores mioeléctricos MyoWare 1 y 2; y otro cable con un conector tipo plug compatible con el conector de la batería del prototipo.

La conexión del sensor MyoWare con el cable hacia el prototipo, al tener un conector Molex, posee solo una manera de enchufar. Lo anterior, elimina errores de conexión del usuario.

Posteriormente se realizó la conexión de los electrodos electromiográficos —EMG— en el sensor MyoWare; la figura 6 muestra el lugar donde se ubican los sensores mioeléctricos MyoWare en partes del brazo derecho del usuario, así: el músculo supinador largo en el sensor uno y el músculo bíceps en el sensor dos. La posición de los sensores considera la zona de los músculos que proporcionan niveles más estables de señales.

*Figura 6 . Ubicación de los sensores MyoWare en el usuario. Fuente: Vargas (2017).*

Se realizaron pruebas de la interacción del usuario con la mano del prototipo a través de los sensores mioeléctricos, de esta manera también se hicieron pruebas iniciales de funcionamiento y ubicación de los sensores.

Para fabricar el encaje al antebrazo del prototipo fue necesario hacer moldes tanto del cuerpo de la mano del prototipo como del antebrazo del usuario (figura 7). Esto ha sido realizado en la Fundación Hermano Miguel en el departamento de Órtesis y Prótesis, con la ayuda del especialista Carlos Hurtado, para asegurar que el paciente se sienta lo más cómodo con el encaje debido a que este va a estar en contacto directo con la piel del usuario; la experiencia del protésico es importante en este paso, por lo que se prefiere fabricar la pieza en la fundación.

*Figura 7 . Realización del molde del antebrazo. Fuente: Vargas (2017).*

El molde se llena con yeso para obtener la muestra del antebrazo del paciente. La mano del prototipo se acopla con el encaje mediante el molde.

Para moldear el plástico PVC primero se pone una tela para que se generen pequeñas divisiones y tenga así un mayor agarre al antebrazo del usuario. Seguidamente el plástico PVC, calentado a 200 °C durante 20 minutos (figura 8) y mediante una bomba de vacío, se moldea al molde de yeso del encaje.

*Figura 8 . Moldeado del plástico PVC en el molde de yeso. Fuente: Vargas (2017).*

Una vez que el plástico este frío y consolidado se debe retirar todo el yeso del molde que se queda en el interior, además se acopla el encaje con la mano del prototipo (figura 9).

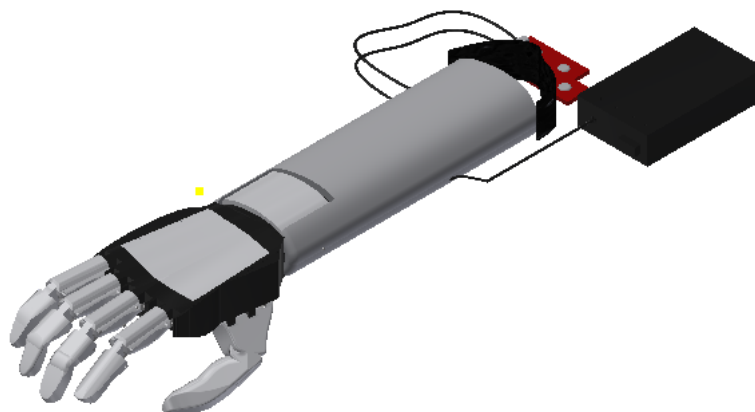
*Figura 9 . Acople del encaje con la mano del prototipo. Fuente: Vargas (2017).*

Finalmente en la figura 10 se observa el prototipo de prótesis terminado con los respectivos sensores mioeléctricos y la batería.

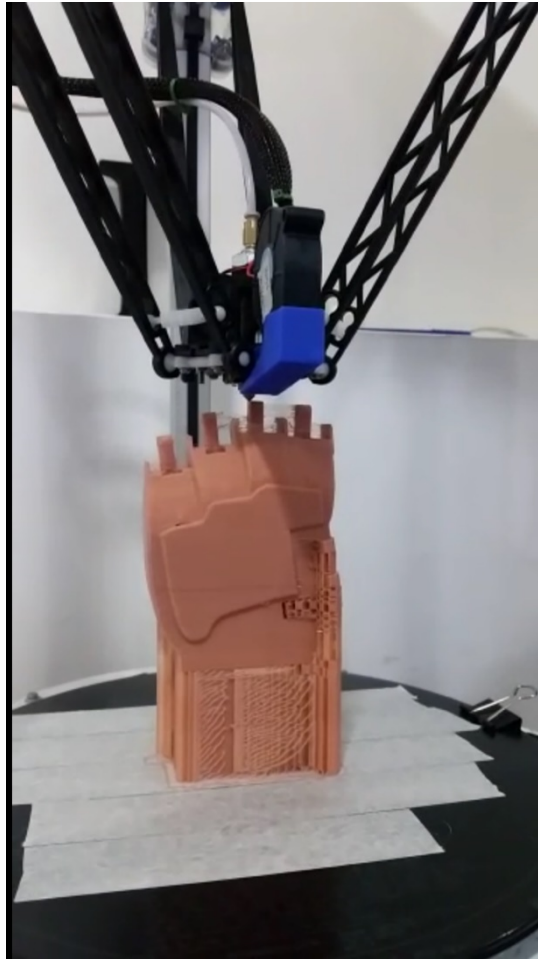
*Figura 10 . Prototipo de prótesis terminado. Fuente: Vargas (2017).*

## MATERIALES Y MÉTODOS

El primer paso para la construcción del prototipo fue el diseño mecánico con el software CAD Autodesk Inventor (versión estudiantil 2017) (figura 1). A continuación, se procedió con la impresión de las distintas partes en plástico PLA del cuerpo de la mano (figura 2): falanges proximales; falanges mediales-distales del meñique, anular, medio, índice y el dedo pulgar.



**Figura 1.**  
Diseño CAD del prototipo de prótesis de mano y antebrazo diestro  
Vargas (2017).



**Figura 2**  
Impresión 3D en plástico PLA del cuerpo de la mano  
Vargas (2017)

Las barras proximales y mediales se hicieron con un proceso de corte por chorro de agua. Los ejes se rectificaron en el torno para asegurar que el diámetro sea el requerido. Luego se procedió a ensamblar los dedos del prototipo con las barras en sus respectivas falanges con los ejes manufacturados (figura 3).



**Figura 3**  
Ensamblaje de los dedos del prototipo  
Vargas (2017).

Se pusieron los servomotores en el cuerpo de la mano del prototipo, asegurándose que los cables pasen por los lugares designados para evitar así que se fisuren o rompan (figura 4).



**Figura 4.**  
Servomotores en el cuerpo de la mano  
Vargas (2017).

Se conectaron los servomotores, sensores y la batería a la placa de control. Además se puso la espuma adherente en los dedos del prototipo para evitar que los objetos se deslicen cuando se realiza un agarre. Se muestra la mano del prototipo ensamblada con todas sus partes en la figura 5.



**Figura 5**  
Mano del prototipo ensamblada  
Vargas (2017)

De la batería TalentCell se desprende un cable con dos conectores, el conector uno va hacia el prototipo y el conector dos se enchufa al cargador de la batería. Existen tres cables en el prototipo, dos cables con conectores tipo Molex de tres entradas hacia los sensores mioeléctricos MyoWare 1 y 2; y otro cable con un conector tipo plug compatible con el conector de la batería del prototipo.

La conexión del sensor MyoWare con el cable hacia el prototipo, al tener un conector Molex, posee solo una manera de enchufar. Lo anterior, elimina errores de conexión del usuario.

Posteriormente se realizó la conexión de los electrodos electromiográficos —EMG— en el sensor MyoWare; la figura 6 muestra el lugar donde se ubican los sensores mioeléctricos MyoWare en partes del brazo derecho del usuario, así: el músculo supinador largo en el sensor uno y el músculo bíceps en el sensor dos. La posición de los sensores considera la zona de los músculos que proporcionan niveles más estables de señales.



**Figura 6**  
Ubicación de los sensores MyoWare en el usuario  
Vargas (2017)

Se realizaron pruebas de la interacción del usuario con la mano del prototipo a través de los sensores mioeléctricos, de esta manera también se hicieron pruebas iniciales de funcionamiento y ubicación de los sensores.

Para fabricar el encaje al antebrazo del prototipo fue necesario hacer moldes tanto del cuerpo de la mano del prototipo como del antebrazo del usuario (figura 7). Esto ha sido realizado en la Fundación Hermano

Miguel en el departamento de Órtesis y Prótesis, con la ayuda del especialista Carlos Hurtado, para asegurar que el paciente se sienta lo más cómodo con el encaje debido a que este va a estar en contacto directo con la piel del usuario; la experiencia del protésico es importante en este paso, por lo que se prefiere fabricar la pieza en la fundación.



**Figura 7**  
Realización del molde del antebrazo  
Vargas (2017).

El molde se llena con yeso para obtener la muestra del antebrazo del paciente. La mano del prototipo se acopla con el encaje mediante el molde.

Para moldear el plástico PVC primero se pone una tela para que se generen pequeñas divisiones y tenga así un mayor agarre al antebrazo del usuario. Seguidamente el plástico PVC, calentado a 200 °C durante 20 minutos (figura 8) y mediante una bomba de vacío, se moldea al molde de yeso del encaje.



**Figura 8**  
Moldeado del plástico PVC en el molde de yeso.  
Vargas (2017).

Una vez que el plástico este frío y consolidado se debe retirar todo el yeso del molde que se queda en el interior, además se acopla el encaje con la mano del prototipo (figura 9).

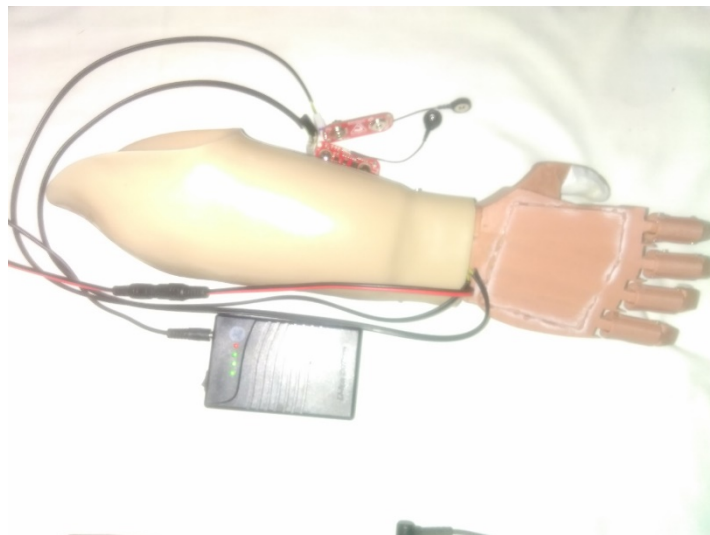


**Figura 9**

Acople del encaje con la mano del prototipo.

Vargas (2017).

Finalmente en la figura 10 se observa el prototipo de prótesis terminado con los respectivos sensores mioeléctricos y la batería.



**Figura 10**

Prototipo de prótesis terminado

Vargas (2017).

## RESULTADOS

El protocolo de pruebas considera los siguientes parámetros: tiempo de respuesta; duración de la batería; diámetro máximo de agarre; carga útil; decibelios de operación; facilidad de acople del dispositivo al antebrazo; tiempo de fatiga del usuario por peso del dispositivo y ergonomía (comodidad).

El tiempo de respuesta de cierre y apertura no debe ser mayor a un segundo. Se pudo comprobar que se cumple este parámetro, cronometrando tiempos de apertura y cierre mediante un cronómetro digital con una precisión de centésimas de segundo.

La duración de la batería se ha considerado útil con al menos ocho horas de operación. La batería TalentCell usada en el proyecto incorpora cuatro LED indicadores de carga; con ello se puede saber el porcentaje de carga según la cantidad de LED encendidos (cuatro=100 %, tres $\leq$ 75 %, dos $\leq$ 50 % y uno $\leq$  25 %); de esta manera se puede aproximar el tiempo de duración de la batería sin necesidad de una descarga completa, lo que podría tomar algunas horas.

El diámetro de sujeción del prototipo se verifica en operación y se realiza con objetos cilíndricos. Primero se procede a medir el objeto mediante un calibrador con una tolerancia de 0,2 mm para posteriormente realizar la prueba de agarre con una botella (figura 11).



**Figura 11**

Prueba de sujeción del máximo diámetro de agarre del prototipo  
Vargas (2017).

La carga útil debe ser de 4 kg, ya que es una especificación del prototipo; para realizar esta prueba se procede al pesaje de distintos objetos con una balanza digital con una precisión de  $\pm 1$  gramo para luego realizar un agarre con el dispositivo y comprobar que soporte la carga (figura 12).



**Figura 12.**

Prueba de agarre a máxima carga del prototipo

Vargas (2017)

El ruido que produce el prototipo no debe superar los 55 dB (rango de bienestar auditivo). Para comprobar este parámetro se mide el ruido que produce el prototipo mientras está en funcionamiento mediante la aplicación “Sound Meter” para dispositivos móviles con sistema operativo Android, la cual se puede descargar mediante “Google Play”.

En lo referente a la facilidad de encaje del dispositivo, el prototipo debe ser sencillo de encajar al antebrazo del usuario; para ello se realizaron cinco pruebas de acoplamiento en el paciente.

Para determinar la fatiga muscular se realizaron cinco pruebas en el usuario para medir el tiempo en que el paciente siente tensiones en sus músculos originadas por el peso del prototipo; se procede a cronometrar el tiempo desde que el usuario empieza a usar el prototipo hasta el momento en que manifiesta cansancio en el brazo con el que lo utiliza.

La ergonomía se refiere a que tan cómodo se siente el usuario con el uso del prototipo. Esto se califica con un porcentaje, el cual se pregunta al usuario después de haber usado el prototipo durante una jornada de seis horas; mientras el porcentaje es mayor (100 %) el usuario se sentirá más cómodo y cuando es menor (0 %) el usuario se sentirá incómodo.

El período de adaptación del paciente al dispositivo se le cronometra en horas, en este proceso se debe estar presente para entrenar al paciente sobre el funcionamiento de la prótesis; una vez que el paciente es capaz de ponerse la prótesis solo y controlar la misma, se da por entendido que se ha adaptado al uso del prototipo.

## DISCUSIÓN

La tabla 1 presenta los resultados de las pruebas sin carga útil en el prototipo, de esta se obtiene: el tiempo de respuesta oscila entre 0,91 a 0,94 segundos que comparado con la especificación de un segundo resulta

ser más óptimo, ya que el paciente puede realizar movimientos con mayor naturalidad. Al ser más rápida la respuesta del prototipo para abrir o cerrar los dedos, presenta un mayor grado de dificultad para el usuario; y al ser más lenta la apertura o cierre de los dedos del prototipo, no le agradaba porque demoraba demasiado en realizar el agarre de un objeto.

La duración de la batería está en el rango de 15,30 a 15,53 horas, lo cual resulta suficiente para el uso diario por parte del paciente dado que usualmente tiene un horario de trabajo de ocho horas; las horas restantes podría emplearlas en tareas domésticas.

El nivel de ruido que genera el prototipo está en el rango de 39 a 41 dB, que es menor al rango de bienestar auditivo de 55 dB; esto a la vez permite que el usuario no sienta molestias debido al ruido generado por el prototipo en el transcurso de su uso.

**Tabla 1.**  
Ensayo sin carga útil

PARÁMETRO	Prueba 1	Prueba 2	Prueba 3
Tiempo de respuesta (segundos)	0,91	0,94	0,92
Duración de la batería (horas)	15,53	15,37	15,30
Nivel de ruido en la operación (dB)	39	41	40

elaboración propia por parte de los autores.

En la tabla 2 se observan las pruebas con carga útil que están en el rango de: 1 kg (prueba 1), 3,5 kg (prueba 2) y 4,54 kg (prueba 3); de esta manera se obtuvieron los siguientes resultados: el tiempo de respuesta está en el rango de 0,97 a 1,1 segundos, aunque excedió la especificación para el usuario fue imperceptible ese sobretiempo; la duración de la batería está en el rango de 8,5 a 10 horas, lo que resulta suficiente para el uso del prototipo en una jornada laboral; el diámetro máximo de agarre es de 6,5 cm; el nivel de ruido en la operación del prototipo está en el rango de 45 a 48 dB, que es menor al rango de bienestar auditivo.

**Tabla 2**  
Ensayo con carga útil

PARÁMETRO	Prueba 1	Prueba 2	Prueba 3
Tiempo de respuesta (segundos)	0,95	0,99	1,10
Duración de la batería (horas)	10	9	8,5
Diámetro máximo de agarre(cm)	4	6,5	6
Decibelios de operación (dB)	45	46	48

elaboración propia por parte de los autores.

En la tabla 3 se exponen las distintas pruebas del funcionamiento del prototipo y se encuentran los siguientes resultados: la facilidad de encaje al antebrazo está entre el 75 y el 90 %, lo que indica que la pieza de encaje se acopla intuitivamente al antebrazo del usuario; la ubicación de los sensores presentó una mayor dificultad para el usuario en un

principio, pero después de tres intentos aprendió en dónde ubicarlos y cómo conectarlos; para comprobar la carga máxima del dispositivo se hicieron pruebas con cargas desde los 3 kg hasta los 4,56 kg, comprobando que el prototipo soportó la máxima carga sin inconvenientes; el tiempo de fatiga del usuario varió entre los 113 hasta los 121 minutos de uso, cabe destacar que esto se produjo cuando se realizaban esfuerzos para sujetar un objeto durante ese tiempo, pues la prótesis tiene una masa de 560 g —que es menor al peso de dicha extremidad humana— ; en lo referente a la ergonomía del dispositivo con el usuario se tuvieron porcentajes entre el 83 y el 87 %, comprobando que el usuario se siente cómodo al hacer uso del prototipo —gracias a que el encaje se realizó con la guía de profesionales en este campo—.

**Tabla 3**  
Ensayo en funcionamiento

PARÁMETRO	Prueba 1	Prueba 2	Prueba 3	Prueba 4	Prueba 5
Facilidad de encaje al antebrazo (%)	85	75	90	80	75
Carga máxima (kg)	3	3,5	4	4,3	4,56
Tiempo de fatiga del usuario (minuto)	120	121	118	116	113
Ergonomía (%)	86	87	83	83	80

elaboración propia por parte de los autores.

El tiempo que el usuario se demoró en adaptarse al prototipo fue de seis horas; lo anterior, fue realizado en dos días debido a que pasadas tres horas de entrenamiento el paciente se mostraba impaciente y hacia caso omiso a las instrucciones que se le daban para el control de la prótesis; es importante dar a conocer que este tiempo puede variar entre usuarios, ya que depende de la capacidad de adaptación que cada persona posea.

## CONCLUSIÓN

La fabricación de un prototipo de prótesis como la desarrollada en este documento requiere múltiples procesos de fabricación como, por ejemplo, la extracción del modelo en yeso de la porción de antebrazo más próxima a la amputación; a partir de esta se fabrica el encaje con el uso de PVC, mientras para la elaboración de piezas de la mano y dedos a resultado eficiente y económico el empleo de impresiones 3D por deposición de material fundido.

Las pruebas de funcionamiento en las que se consideraron tiempos mayores a 100 minutos de uso del prototipo con cargas superiores a 3 kg fueron evaluadas bajo su percepción con un 83 % de ergonomía.

El tiempo de duración de la batería mínima que se obtuvo fue de 8,5 horas, lo cual es suficiente para el uso en una jornada laboral. Para esta

prueba se usó una batería nueva y completamente cargada, considerando la importancia que tiene el tiempo de vida de las mismas en el desempeño del prototipo.

El dispositivo es capaz de sujetar desde una hoja de papel hasta objetos cuyo diámetro máximo es de 6,5 cm, lo cual podría resultar suficiente para sujetar piezas pequeñas con la fuerza máxima establecida de 4 kg siempre que la sujeción se aplique con los cuatro dedos (índice, anular, medio y meñique).

El costo total del prototipo de prótesis implementado es de \$ 3450, que es menor a una prótesis comercial que fácilmente supera los US\$ 30000 en Estados Unidos, siendo 8,6 veces más económica; cabe mencionar que se podría reducir hasta un 15 % debido a que en este prototipo se consideraron costos por mejoras en el diseño.

## Referencias

- Campos, T. (26 de agosto de 2015). Estudiantes de la UNAM desarrollan prótesis de dedo que genera fuerza y movimiento. *Xataka México*.
- Avila-Chaurand, R., Prado-León, L. y González-Muñoz, E. (2007). *Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana: México, Cuba, Colombia, Chile*. Universidad de Guadalajara, México
- Dechev, N., Cleghorn, W. & Naumann, S. (1999). *Multi-Segmented Finger Design of an Experimental Prosthetic Hand*. University of Toronto, Canada
- INEC. (Sin fecha). *Estadísticas de camas y egresos hospitalarios*. Quito, Ecuador: INEC.
- LeBlanc, M. (2008). "Give Hope - Give a Hand" - *The LN-4 Prosthetic Hand*. Recuperado de <https://web.stanford.edu/class/engr110/2011/LeBlanc-03a.pdf>.
- Melo, J. (2009). *Ergonomía práctica*. Buenos Aires, Argentina: Fundación MAPFRE.
- Taylor, G. & Schwartz, R. (1955). Artificial Limbs. *The Anatomy and Mechanics of the Human Hand*, 2(2), 22-35.
- Vargas, O. (2017). *Diseño y construcción de un prototipo robótico de mano y antebrazo diestro para prótesis*. Quito, Ecuador: UIDE.