

## DISEÑO DE UN PROTOTIPO ROBÓTICO DE MANO Y ANTEBRAZO DIESTRO PARA PRÓTESIS

Vargas Oscar<sup>1</sup>., Flor Omar<sup>2</sup>.

oscar3vargas@gmail.com, omar.flor@udla.edu.ec

<sup>1</sup>Escuela de Ingeniería Mecatrónica, Universidad Internacional del Ecuador, Quito, Ecuador.

<sup>2</sup>Facultad de Ingeniería y Ciencias Aplicadas, Ingeniería Industrial, Universidad de las Américas, Quito, Ecuador.

<https://orcid.org/0000-0002-3455-5982>

Recibido (02/12/19), Aceptado (13/12/19)

---

**Resumen:** En este documento se describe el proceso de diseño de un prototipo de prótesis transradial con cinco grados de libertad, el cual consta de cinco servomotores lineales, dos sensores mioeléctricos y diseño de mano basado en la 2ª parte de la Norma DIN 33 402. Esta prótesis de mano y antebrazo posee semejanza dimensional a una mano y brazo en condiciones normales, además, el movimiento de las falanges de los dedos cumple las proporciones y movilidad similar a los dedos de una mano humana. Para el control del dispositivo se emplea sensores mioeléctricos proporcionando un uso sencillo para el usuario. El diseño desarrollado ha considerado todos los requerimientos de funcionalidad a fin de plantear una alternativa para la recuperación de la movilidad mejorando la calidad de vida del usuario

---

**Palabras Clave:** Prótesis transradial, sensor mioeléctrico, brazo robótico, Norma DIN 33 402.

## DESIGN AND CONSTRUCTION OF A ROBOTIC HAND AND RIGHT FOREARM PROTOTYPE FOR THE MYOELECTRIC PROSTHESIS

---

**Abstract:** This document describes the design process of a prototype transradial prosthesis with five degrees of freedom, which consists of five linear servomotors, two myoelectric sensors and hand design based on the 2nd part of DIN 33 402. This hand and forearm prostheses have dimensional similarity to one hand and arm in normal conditions, in addition, the movement of the phalanges of the fingers meets the proportions and mobility similar to the fingers of a human hand. For the control of the device myoelectric sensors are used providing a simple use for the user. The design developed has considered all the functionality requirements in order to propose an alternative for the recovery of mobility, improving the quality of life of the user.

---

**Keywords:** Prosthesis, myoelectric sensor, robotics, mechanisms.

## I. INTRODUCCIÓN

Estimaciones a nivel mundial determinan que el 30% de las amputaciones en personas, se realizan en miembros superiores, de las cuales el 59% son amputaciones bajo el codo o transradiales, esto es un equivalente a 3 millones de personas amputadas en sus miembros superiores y de las cuales 2,4 millones de amputados viven en países en vías de desarrollo [1]. Amputaciones de este tipo son habitualmente causadas por traumas laborales, accidentes de tránsito, actos violentos, etc.

En el Ecuador alrededor de 500 personas pierden alguna extremidad superior cada año, según datos de Instituto Nacional de Estadísticas y Censo del año 2013 [2]. El alto costo de prótesis robóticas las torna poco accesibles para personas que requieren estos dispositivos. Los mejores desarrollos en este campo presentan prótesis de costos elevados que bordean los veinte mil dólares. En el Ecuador son pocos los desarrollos en prótesis superiores y el costo de fabricación es considerablemente alto dado que múltiples componentes deben importarse.

Lograr una prótesis funcional que compense el movimiento natural de la mano es un trabajo complejo dado el alto número de grados de libertad (20 GDL) que posee la mano humana [3]. Un buen desarrollo en este ámbito procura aumentar la movilidad a partir de un número mínimo de actuadores reduciendo el peso, costo, dimensiones, complejidad de control y tiempo de fabricación.

La pérdida de una mano o brazo dificulta la realización de actividades provocando cambios tanto anatómicos como psicológicos en el afectado. Antes de que un paciente entre en un proceso de adaptación a una prótesis, es importante tratar su parte emocional para una adaptación más efectiva al dispositivo protésico.

A nivel mundial existen estudios antropométricos que describen y definen una normativa de referencia para el desarrollo de prótesis basada en estudios geométricos de la fisonomía del hombre y mujer. El trabajo de Chaurand [4] sobre las dimensiones antropométricas de población latinoamericana permite tener una referencia de las medidas de los dedos y mano de una persona promedio; por motivos de estandarización se toma como base las dimensiones de la mano de la norma alemana DIN 33 402 2° [5].

En la investigación de Dechev et al. [6] se observa un mecanismo con eslabones sólidos que asimila los movimientos reales de los dedos de una mano; este mecanismo resulta una base en el presente proyecto ya que este prototipo debe tener la máxima similitud con los movimientos de los dedos de una mano real. Se tiene referencia de otros tipos de mecanismos que emplean

engranes a lo largo de los dedos [7] los cuales son poco usados debido a su complejidad y peso que añaden al dispositivo; otra opción son mecanismos flexibles con los cuales se elaboran prótesis económicas y muy livianas, estas en la actualidad se encuentran en auge debido a distintos proyectos de Open Hardware los cuales permiten que el paciente fabrique por sí mismo su propia prótesis mediante impresiones 3D, este tipo de prótesis tienen características inferiores en cuanto a fuerza y precisión en comparación con otros mecanismos.

El presente proyecto constituye el diseño y desarrollo de un nuevo prototipo con un costo relativamente económico respecto de prótesis comerciales, que permita devolver un grado de movilidad básico de la mano al usuario y que, mediante sensores mioeléctricos, permitan realizar los movimientos más frecuentes en las actividades cotidianas.

El trabajo está compuesto de cuatro secciones; la segunda consta de un desarrollo descriptivo de los conceptos considerados para este estudio, la tercera expone la metodología y la cuarta muestra los resultados, finalmente se describen las conclusiones de este trabajo.

## II. DESARROLLO

Es un dispositivo diseñado para reemplazar una parte faltante del cuerpo o para hacer que una parte del cuerpo trabaje mejor. Los ojos, los brazos, las manos, las piernas o las articulaciones faltantes o enfermas comúnmente son reemplazados por dispositivos protésicos [8].

### A. Prótesis mioeléctricas

Sintetizan el mejor aspecto estético, tienen gran fuerza y velocidad de prensión, así como muchas posibilidades de combinación y ampliación. El control mioeléctrico se basa en el concepto de que siempre que un músculo en el cuerpo se contrae o se flexiona, se produce una pequeña señal eléctrica que es creada por la interacción química en el cuerpo. Esta señal es muy pequeña (5 a 20  $\mu\text{V}$ ).

El uso de sensores llamados electrodos que entran en contacto con la superficie de la piel permite registrar la señal. Una vez registrada, esta señal se amplifica y es procesada después por un controlador que conmuta los motores encendiéndolos y apagándolos para producir un movimiento en los dedos de la mano, la muñeca o el codo de esta manera se devuelve cierta funcionalidad al miembro perdido mediante la prótesis.

La prótesis de mano más comercializada en la actualidad es I-limb, fabricada por Touch Bionics, permite programar hasta catorce patrones de movimiento me-

dianete una aplicación celular, consta de cinco dedos los cuales tienen control proporcional de velocidad y fuerza de agarre, es elaborada en aluminio, su control se realiza mediante dos electrodos los cuales captan señales musculares que se procesan en el controlador [9].

Michelangelo [10] es otro dispositivo protésico, permite ajustar y controlar la fuerza requerida para sujetar un objeto pesado o ligero, está constituida por acero y aluminio de alta resistencia y su exterior es recubierto por elastómero de silicona, se puede programar patrones de cierre mediante un computador y además tiene un control independiente de los dedos debido a que a que se puede conectar sensores directamente a los nervios del usuario, mediante cirugía, por lo que se la considera una prótesis biónica, es fabricada por Ottobock.

Bebionic [11] es una prótesis de mano mioeléctrica, la cual se controla mediante dos sensores que mediante electrodos adquieren señales de los músculos del usuario, tiene cinco dedos con actuadores independiente, catorce formas de sujeción seleccionables, control proporcional de velocidad de apertura cierre, la posición del dedo pulgar es seleccionable manualmente, además posee auto ajuste para evitar que objetos resbalen de la mano, es elaborada por Stepper RS.

### B. Esquema de funcionamiento de una prótesis mioeléctrica transradial.

Una prótesis mioeléctrica transradial, empleada tras amputaciones en extremidades superiores en las que se conserva el codo, consta de las partes señaladas en la Figura 1, se necesita una fuente de alimentación que permitirá que todo el sistema eléctrico se energice y pueda funcionar. Se emplean mecanismos de movimiento para cada dedo los cuales mediante actuadores transmiten un movimiento semejante a los de los dedos humanos. Todo esto es programado en un controlador, el cual debe recibir las señales de los distintos sensores y analizar dichas señales para enviar determinada posición a los actuadores. Finalmente el encaje de sujeción es el que permite acoplar la prótesis al brazo de la persona, este debe ser lo suficientemente cómodo y de fácil instalación ya que el usuario solo tiene una mano con la que puede realizar el acople de la prótesis.

Las partes fundamentales que componen una prótesis mioeléctrica se pueden observar en la figura 1 tomada de [10]. Por tanto, se ha considerado para el diseño estos elementos: (1) electrodos, (2) sensores mioeléctricos, (3) Controlador, (4) batería, (5) Encaje, (6) Acople mano – encaje, (7) Estructura de la mano, (8) Mecanismos de transmisión de movimiento de los dedos, (9) dedos, (10) actuadores.

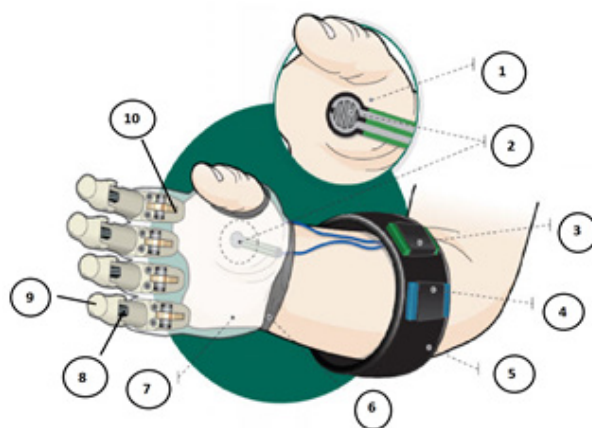


Figura 1. Esquema de prótesis de mano y antebrazo.

### C. Diseño mecánico del prototipo de prótesis.

La mano y brazo, como extremidad superior, brindan múltiples funcionalidades y variedad de movimientos para interactuar con el entorno, la complejidad de un diseño más ajustado a la realidad tiene como primera limitante las dimensiones de la mano. Las características técnicas de los actuadores y demás elementos considerarán dimensiones compactas y que permitan movimientos básicos y más comunes que permita una mejor interacción de la prótesis con el entorno. La mano humana se compone de 27 huesos divididos en tres grupos: el carpo, los metacarpianos y las falanges, se conectan a la muñeca a través de la palma. Una mano está dotada de 20 grados de libertad (GDL) [12].

Para el diseño de la mano se toma en consideración las dimensiones de la misma de la segunda parte de la Norma DIN 33 402. Se ha preferido el uso de esta norma alemana dado que en el Ecuador no existe una norma que especifique las dimensiones en cuestión y el estudio de “Dimensiones antropométricas de población latinoamericana” no describe en detalle las dimensiones de las partes de la mano.

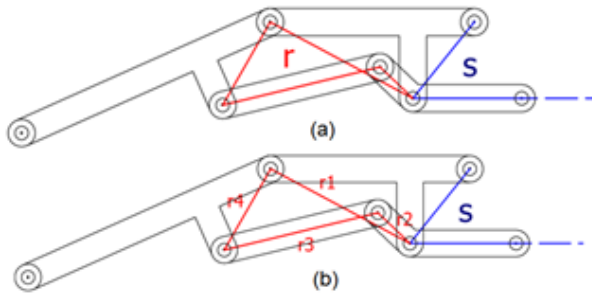
### D. Diseño del mecanismo de transmisión de movimiento.

En un principio se consideró el trabajo realizado en la Universidad de Toronto, que mediante una secuencia de eslabonamientos se aproxima al movimiento natural de un dedo humano, dado que se considera movimientos básicos relacionados con la motricidad gruesa, el movimiento de la falange distal no se vuelve indispensable el cual es apropiado para movimientos de motricidad fina.

Se considera un actuador que mueve un mecanismo tipo manivela corredera anclado a un mecanismo de cuatro barras que extenderá el movimiento al resto de la cadena cinemática. A continuación se realiza en diseño

de los mecanismos de transmisión de movimientos.

En la Figura 2 se identifican los mecanismos internos de movimiento: (1) mecanismo de cuatro barras “r” y (2) mecanismo manivela-corredera “s”.



**Figura 2. (a) Identificación de los mecanismos del dedo, (b) nomenclatura de las barras del mecanismo.**

El esquema de la Figura 2a considera las dos primeras cadenas cinemáticas del mecanismo de Toronto. La Figura 2b identifica cada uno de los componentes del mecanismo de cuatro barras, siendo: (r1) bastidor (anclado al mecanismo manivela corredera “s”), (r2) impulsor, (r3) barra acopladora y (r4) eslabón seguidor.

Se considera la posición inicial de la mano en estado de apertura de los dedos en relajación (posición natural de la mano). Se toma las medidas aproximándolas de forma gráfica a partir de la imagen de la Figura 3, mediante el software de diseño asistido por computadora “Autocad” (versión estudiantil) obteniéndose ángulos de doce grados entre las falanges proximal y medial y falanges medial y distal.



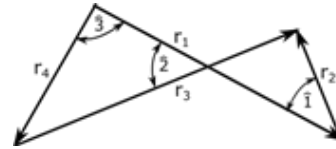
**Figura 3. Posición natural de la mano.**

Para verificar la movilidad del mecanismo de cuatro barras se emplea la Condición de Grashof, la cual establece que para que exista un movimiento relativo de rotación continua entre dos elementos es necesario que la suma de las longitudes de los eslabones más corto y más largo no supere a la suma de las longitudes de los otros dos [13], de esta manera se garantiza la continuidad del

movimiento del mecanismo de cuatro barras, quedando la relación de los eslabones de la siguiente manera:

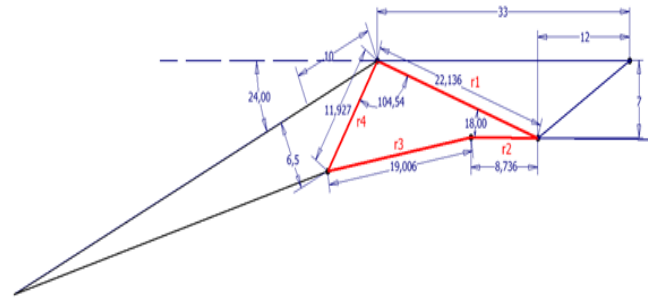
$$r_l + r_s \leq r_p + r_q \tag{1}$$

Donde: ( $r_l$ ) es el eslabón más largo, ( $r_s$ ) el eslabón más corto ( $r_p$ ) y ( $r_q$ ) los eslabones restantes. Verificada la condición de Grashof, no habrán puntos de discontinuidad en la movilidad. La Figura 4 muestra los nombres de los eslabones y ángulos respectivos para el análisis.



**Figura 4. Elementos del mecanismo de 4 barras**

Para el análisis se ha considerado la ecuación de lazo vectorial para un mecanismo de cuatro barras [14].



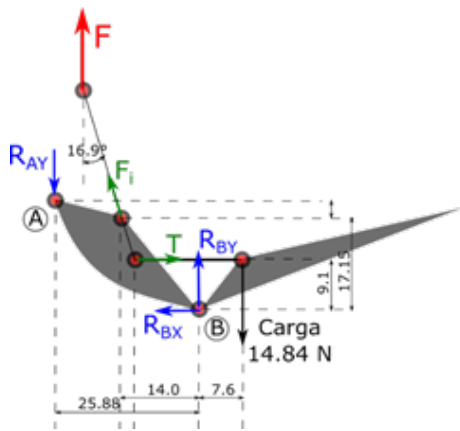
**Figura 5. Dimensiones de los eslabones del mecanismo del dedo**

Con las dimensiones r2 y r3, se grafica el mecanismo empleando el software Autodesk Inventor 2017 versión estudiantil, como se aprecia en la figura 5, previamente se ha diseñado las falanges de los dedos ya que el mecanismo debe adaptarse a dichas falanges y no viceversa para de esta manera cumplir de que los dedos tengan las dimensiones especificadas en la norma DIN 33 402 2° parte.

**E.Resistencia de componentes móviles del mecanismo**

Se realiza un análisis de esfuerzos para comprobar que las barras de los mecanismos soportarán las cargas. Primero se realiza el diagrama de cuerpo libre del mecanismo con las fuerzas y reacciones que actúan en este, además las distancias (en milímetros) a las que se encuentran los ejes de rotación donde actúan las fuerzas y reacciones, esto se observa en la figura 6.

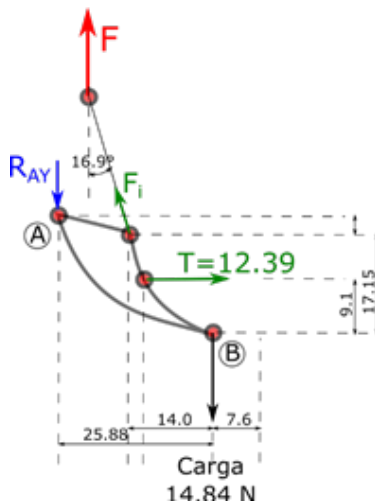




**Figura 6. Diagrama de cuerpo libre del mecanismo de movimiento del dedo.**

En las especificaciones se tiene que la mano debe tener una fuerza de agarre de 44,5 N, la cual se considera que es cuando la mano realiza un agarre de gancho (por ejemplo al sujetar una cartera) se considera además que soporta esta carga en mínimo tres dedos por lo que la carga por dedo sería de 14,84 N como se puede apreciar en la figura 6, y a continuación se procede a resolver las reacciones que se generan en los distintos puntos de apoyo.

Se simplifica el diagrama de la Figura 7 realizando la sumatoria de momentos en el punto B para de esa manera encontrar la reacción (T), obteniendo  $T=12,39$  N. Se procede a encontrar la fuerza (F) que es la que debe soportar el actuador.

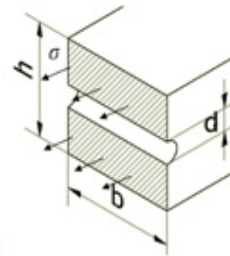


**Figura 7. Diagrama de cuerpo libre simplificado del mecanismo.**

Para encontrar las reacciones necesarias se realiza la sumatoria de fuerzas en X, Y y momentos en el punto

B, se hace un análisis estático según el diagrama de la figura 7, obteniéndose una fuerza  $F=41,3$  N y una reacción  $R_{Ay}=18,54$  N

El eslabón medial y proximal están sometidos a tensión además se tiene las fuerzas resultantes que actúan sobre estos en T y F, con lo que se determina el esfuerzo aplicado en estas barras, además se debe considerar que cruza un eje por la mitad de la sección con un diámetro (d). Los eslabones están sometidos a tensión cuando se aplica la carga por lo que se usa la nomenclatura de la figura 8 en posteriores análisis.



**Figura 8. Esfuerzo a tensión en barra del mecanismo.**

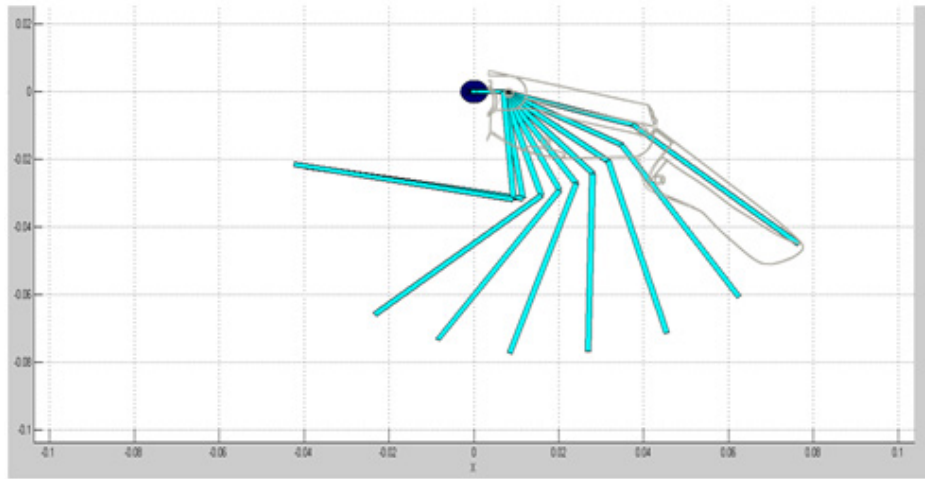
Para el eslabón proximal se considera una  $b=2$  mm,  $h=5,5$  mm y  $d=3$  mm, el esfuerzo a tensión del eslabón proximal será  $\sigma_1=8,2$  MPa. Para el eslabón medial se considera una  $b=2$  mm,  $h=6$  mm y  $d=2$  mm y su esfuerzo a tensión es  $\sigma_2=1,5$  MPa. Como se puede apreciar en los cálculos de esfuerzos en los eslabones, se tiene un esfuerzo muy por debajo de la resistencia de 460 MPa, del acero inoxidable AISI 304. Además, los ejes que atraviesan este eslabón, están sometidos a cortante cuyo diámetro es de 2 mm, se calcula el esfuerzo a cortante ( $\tau$ ) en los ejes que atraviesan el eslabón proximal y medial siendo  $\tau_1$  el esfuerzo a cortante del eslabón proximal e igual a 5,84 MPa, y  $\tau_2$  esfuerzo a cortante del eslabón medial con un valor de 3,94 MPa.

Dado los valores reducidos de esfuerzo tanto a tensión como cortante, no amerita la consideración de factores de seguridad.

### F-Cinemática del prototipo

Se usan las unidades de ángulos en radianes y distancias en metros para emplear la representación de Denavit-Hartenberg en el software MATLAB a fin de evidenciar la movilidad del dedo índice.

Para graficar la cinemática de un dedo se emplea la función "plotbot" de la librería HEMERO (Herramienta MATLAB-Simulink para la Enseñanza de la Robótica) la cual se emplea para robots manipuladores y está desarrollada para Matlab [15]. La figura 9, presenta el movimiento del dedo medio del prototipo.

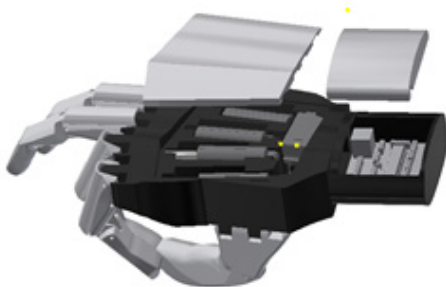


**Figura 9. Representación de la cinemática del dedo medio.**

### G.Simulaciones del prototipo

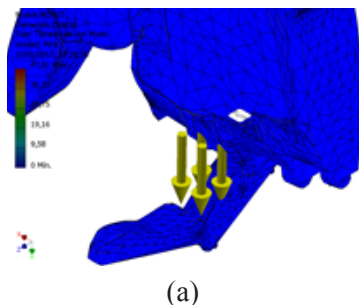
El prototipo se diseña en AUTODESK INVENTOR (versión estudiantil 2017) el cual es un software CAD 3D cuyas características lo hacen apto para realizar diseños de ingeniería.

Primero se diseña el prototipo en 3D lo cual ayuda a corregir contactos no deseados, además de visualizar todo el conjunto ensamblado para así tomar decisiones de ubicación de componentes sin que exista conflicto entre estos. La figura 10 muestra el prototipo ensamblado con todos sus elementos mecánicos y placa de control.

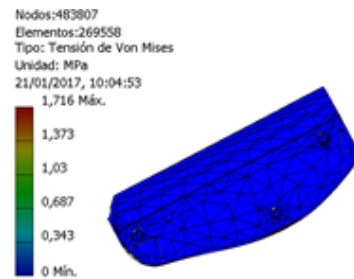


**Figura 10. Diseño de prototipo de prótesis.**

Se simula el dedo medio del prototipo que soporta un tercio de la carga para corroborar los cálculos, esto se aprecia en la figura 11.



(a)



(b)

**Figura 11 (a)Aplicación de carga del dedo medio del prototipo. (b)Simulación de esfuerzos en falange proximal.**

Debido a que en la figura anterior no se puede apreciar en su totalidad los esfuerzos que soportan las distintas piezas, se simula independientemente las partes del prototipo para observar de mejor manera. En la figura 11b se aprecia la falange proximal con sus respectivos esfuerzos.

En la figura 11b se muestra la falange medial – distal, como se puede observar en la escala de colores, y considerando el material PLA, el esfuerzo al que está sometido no es mayor a 2MPa, lo que permite asegurarse que la pieza soporta perfectamente la carga de 14.84 N para el dedo medio y por tanto la misma carga para los dedos índice y anular entre los cuales distribuye el peso total, al cargar un objeto como una maleta.

### H.Hardware de control

Como hardware de control se ha implementado un circuito impreso diseñado acorde a las dimensiones disponibles en el prototipo como se aprecia en la Figura 18. Se ha considerado como procesador del sistema un ATMEGA 8 debido a sus prestaciones y disponibilidad

local. En la placa de control se tiene una protección mediante fusible a sobrecargas, se consideran dos entradas de señal de los sensores mioeléctricos y cinco salidas de señal para el control de los servomotores lineales.

La adquisición de señales musculares del usuario se realiza mediante electrodos EMG los cuales están conectados a sensores mioeléctricos, los cuales filtran, amplifican y rectifican dichas señales las cuales son muy pequeñas (5 a 20 micro voltios) por lo que se ven afectadas por ruido ambiental [16,17]. Se usan los sensores comerciales Myoware debido a que tienen una señal de salida que va acorde al voltaje de alimentación (0 a 5 voltios) el cual es proporcional a la tensión generada en el músculo en el cual se está trabajando.

El sensado mioeléctrico se enfoca en la detección de la intención de movimiento del usuario basado en señales mioeléctricas de superficie (SME). La SME es una manifestación eléctrica producida por la activación neuromuscular, asociada a la flexión o extensión muscular. La señal producida representa la corriente generada por el flujo iónico a través de la membrana de fibras musculares, que fluyen a través de los tejidos hasta alcanzar la superficie de detección donde se encuentra localizado un electrodo sobre la piel que protege a determinado músculo. Personas con amputaciones generan señales mioeléctricas con patrones repetibles, que gradualmente varían por niveles de contracción muscular estática o dinámica, dichos patrones se pueden emplear en sistemas de control mioeléctricos para el control de dispositivos prostéticos mioeléctricos [18].

### III. CONCLUSIONES

•Mediante la aplicación del mecanismo de cuatro barras y el eslabonamiento de Toronto se ha logrado un cierre completo y además un movimiento muy similar al de la mano humana. La facilidad de acople de la mano al antebrazo se debe adaptar a la geometría individual del paciente. El diseño electrónico es modular para distribuir convenientemente los componentes del sistema. La batería y los sensores, se consideran libres para su posterior adaptación. La parte de control se ubica en el cuerpo de la mano y los actuadores dentro de la palma de la mano. Esta distribución permite la optimización del espacio y lograr las dimensiones de la mano.

•El tiempo de duración de la batería que se incorpora deberá considerarse de 8,5 horas lo cual es suficiente para el uso en una jornada laboral. La carga de la batería es un factor importante y depende del uso variable de la prótesis y sus operaciones. El dispositivo produce un ruido de 48dB generado por los actuadores empleados, lo cual está por debajo de los 55dB que es el rango de bienestar auditivo.

•El diseño ha considerado material PLA empleado en impresoras por deposición de material fundido, por tanto, se puede reproducir mediante el uso de esta tecnología. EL diseño al lograr dimensiones ajustadas a la realidad proporciona un aspecto agradable siempre que se proteja con un guante a fin de protegerlo del polvo, humedad y elementos extraños al prototipo.

### REFERENCIAS

- [1]M. LeBlanc, «"Give Hope - Give a Hand" - The LN-4 Prosthetic Hand,» 2008. [En línea]. Available: <https://web.stanford.edu/class/engr110/2011/LeBlanc-03a.pdf>.
- [2]INEC, «Estadísticas de camas y egresos hospitalarios,» [En línea]. Available: <http://www.ecuadorencifras.gob.ec/estadisticas-de-camas-y-egresos-hospitalarios-bases-de-datos/>. [Último acceso: 13 Febrero 2017].
- [3]G. L. Taylor y R. J. Schwart, «Artificial Limbs,» de *The Anatomy and Mechanics of the Human Hand*, vol. 2, 1955, pp. 22-35.
- [4]R. Chaurand, L. Prado y E. González, *Dimensiones Antropométricas de población latinoamericana*, 2da ed., Guadalajara: Universidad de Guadalajara, 2007.
- [5]J. Melo, *Ergonomía Práctica*, Buenos Aires: Fundación MAPFRE, 2009.
- [6]N. Dechev, W. Cleghorn y S. Naumann, *Multi-Segmented Finger Design of an Experimental Prosthetic Hand*, Toronto: University of Toronto, 1999.
- [7]T. Campos, «Xataka México,» 26 Agosto 2015. [En línea]. Available: <https://www.xataka.com/ciencia/estudiantes-de-la-unam-desarrollan-protesis-de-dedo-que-genera-fuerza-y-movimiento>. [Último acceso: Agosto 25 2016].
- [8]University of Maryland Medical, «Prótesis,» 21 Enero 2013. [En línea]. Available: <http://umm.edu/health/medical/spanishency/articles/protesis#ixzz3K0cU1r3P>.
- [9]Touch Bionics, «i-limb ultra,» 2014. [En línea]. Available: <http://www.touchbionics.com/products/active-prostheses/i-limb-ultra/coverings>.
- [10]2020. [Online]. Available: <http://Michelangelo-prosthetic-hand/>. [Accessed: 06- Jan- 2020]. <https://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/michelangelo-prosthetic-hand/>
- [11]"bebionic hand", Ottobock, 2019. [Online]. Available: <https://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/bebionic-hand/>. [Accessed: 05- Jan- 2020].
- [12]L. Heisnam and B. Suthar, "20 DOF robotic hand for tele-operation: — Design, simulation, control and accuracy test with leap motion," 2016 International Conference on Robotics and Automation for Humanitarian Applications (RAHA), Kollam, 2016, pp. 1-5.

- [13]Á. d. I. Mecánica, «Ley de Grasoff,» Universidad de Oviedo, 2006. [En línea]. Available: <https://www.unioviedo.es/DCIF/IMecanica/GestionCortizo/Metodologia/conceptos%20de%20mecanica/Glosario%20de%20terminos/cuadrilateroArticulado3.htm>. [Último acceso: 22 Mayo 2017].
- [14]R. Norton, Diseño de Maquinaria, 4ta ed., México D.F.: McGraw-Hill, 2009.
- [15]A. Ollero Baturone, ROBÓTICA de Manipuladores y robots móviles, Barcelona: Marcombo, 2001.
- [16]C. J. d. Luca, «Electromyography,» de Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, John Wiley & Sons, 2006.
- [17]M. A. Oskoei y H. Hu, «Myoelectric control systems,» de Biomedical Signal Processing and Control, vol. 2, Elsevier, 2007, pp. 275-294.
- [18]N. Dechev, W. Cleghorn y S. Naumann, Multi-Segmented Finger Design of an Experimental Prosthetic Hand, Toronto: University of Toronto, 1999.