

Diseño de una prótesis mioeléctrica de miembro superior de código abierto

GILBERTO GALVIS GIRALDO ⁽¹⁾, LUIS FELIPE GARCÍA ARIAS ⁽²⁾,
VÍCTOR ALFONSO JARAMILLO PINEDA ⁽³⁾

(1) gigalgi@hotmail.com

(2) feligar14@hotmail.com

(3) victor.jaramillo@ucaldas.edu.co

Department of Physics
Mechatronics Engineering Program
University of Caldas
Manizales, Colombia

Diseño de una prótesis mioeléctrica de miembro superior de código abierto

RESUMEN

Palabras clave:

Arduino; bajo costo; código abierto; electromiografía; electrodos; prótesis; servomotores; señales

El propósito de este artículo fue desarrollar una prótesis capaz de emular la naturaleza y funcionamiento de una mano humana, de tal manera que el individuo que la use logre mejorar su calidad de vida sin tener que someterse a métodos invasivos que requieren otros tipos de procedimientos. La adquisición de las señales eléctricas que activan el movimiento de los músculos se logró por medio de un sistema de electromiografía superficial (EMG), con esto se identificaron los patrones de las señales obtenidas indicando las diferentes funciones de la mano y se tradujeron en movimientos mecánicos por medio de ocho servomotores integrados en el diseño de la prótesis. Para captar las señales eléctricas se implementó un electromiógrafo con cinco electrodos, para el procesamiento de la señales y la ejecución de los movimientos se optó por un microcontrolador Arduino, el diseño se realizó en un software de dibujo asistido por computadora (CAD) y finalmente aprovechando la tecnología de impresión 3d se pudo obtener el modelo físico de la prótesis teniendo como valor agregado su bajo costo puesto que el objetivo es que sea asequible para cualquier persona. Finalmente se logró un control eficiente y versátil similar a como se controla la mano del ser humano, para el bien y mejoramiento de la calidad de vida de las personas que no cuentan con grandes recursos económicos y carecen de esta extremidad.

I. INTRODUCCIÓN

La tendencia global hacia el uso de dispositivos wearables desafía al desarrollo de [1] productos compactos y fáciles de usar, el diseño de las interfaces entre estos y el usuario constituye la parte clave del proceso. Así mismo, se presenta una tendencia en investigadores hacia el desarrollo de dispositivos e interfaces orientadas a usuarios que poseen algún tipo de limitación física o motora. Como ejemplos se puede encontrar en la literatura científica desarrollos que se basan en el reconocimiento del usuario como parte integral del sistema a través de técnicas de procesamiento de imágenes [1,7], otros enfoques se basan en la adquisición de bioseñales como son las obtenidas a través de dispositivos de electroencefalografía (EEG), electrooculografía (EOG) y electromiografía (EMG) [2,3, 4, 5, 6].

Entre los desarrollos mencionados se encuentran dispositivos protésicos que permitan a usuarios con algún grado de amputación, la realización de todo tipo de tareas de la manera más fiel posible a la que le permitiría una extremidad natural. Entre las características destacables de una buena prótesis de mano se encuentran: Versatilidad en la ejecución de gestos, integridad con el tiempo de la interfaz implementada, bajo costo, apariencia realista. Aunque existen en el mercado alternativas de vanguardia que posibilitan un amplio reconocimiento de gestos, constituyen opciones de alto costo, lo que imposibilita el acceso de una amplia gama de la población.

En este trabajo se propone el diseño de una prótesis de mano de código abierto, que pueda ser implementada a través de métodos aditivos de fabricación. Se busca obtener un dispositivo de bajo costo que pueda ser personalizado por un usuario con conocimientos básicos de CAD. Del mismo modo se propone un sistema de adquisición y procesamiento de señales EMG basado en una plataforma de código abierto.

II. MARCO TEÓRICO

En la actualidad existen diferentes tipos de prótesis (ver tabla 1), algunas difíciles de utilizar, baja eficiencia y algunas demasiado costosas y de difícil

acceso para la mayoría de las personas. Se pueden encontrar prótesis de miembro superior del tipo protésico, que solo realizan presión tridigital con oposición entre los dedos índice y medio con el pulgar, este tipo de prótesis pueden ser mecánicas o electromecánicas, son relativamente económicas y de fácil acceso. Existen también sistemas protésicos de tipo de gancho que realizan presión digital, ofreciendo funcionalidad limitada al usuario.

TABLA I. FUENTE: [HTTP://WWW.ELHOSPITAL.COM/TEMAS/COLOMBIA-AVANZA-EN-EL-DESARROLLO-DE-PROTESIS-MIOELECTRICAS+102438](http://www.elhospital.com/temas/colombia-avanza-en-el-desarrollo-de-protesis-mioelectricas+102438), CONSULTADA EL DÍA 28 DE JULIO DE 2015

<i>Tipo</i>	<i>Características Principales</i>
<i>Mecánica</i>	Se usa con la función de cierre o apertura a voluntad. Solo puede ser utilizada para el agarre de objetos relativamente grandes y redondos, debido a la poca precisión del mecanismo.
<i>Eléctrica</i>	Utiliza motores eléctricos en los dispositivos terminales, muñeca y codo, con una batería recargable. Es posible controlarla de varias formas: servo control, botón pulsador o un interruptor con arnés.
<i>Híbrida</i>	Combina el movimiento del cuerpo con el accionamiento por electricidad. Este concepto es utilizado en la prótesis transhumerales, donde el codo es accionado por el cuerpo y el dispositivo terminal (gancho o mano) es de accionamiento mioeléctrico.

La tecnología mioeléctrica comenzó a implementarse en las prótesis de extremidad superior de tipo protésico a mediados del siglo XX [7]. La incorporación de sensores que captan la actividad electromiográfica (EMG) de los músculos remanentes del muñón y lo traducen en un movimiento de la mano protésica constituyó un gran salto en la calidad de las prótesis de extremidad superior [8]. Los usuarios a menudo abandonan la prótesis mioeléctricas de antebrazo debido a los problemas de control y la ausencia de retroalimentación. Muchas de las investigaciones modernas se centran en el aumento de la funcionalidad de las nuevas prótesis, pero existen otro tipo de trabajos donde lo más importante es la aceptación del usuario [9] y la adaptabilidad del usuario con la prótesis buscando así construir una prótesis que tenga gran similitud con la calidad de los movimientos a la de una mano humana.

Por otro lado existen desarrollos de prótesis de miembro superior cada vez más versátiles, que incorporan tecnología de vanguardia, como lo es el sistema creado por Touch Bionics llamado iLimb Ultra. La prótesis se ve y se mueve como una mano natural, tiene todos los dedos motorizados permitiendo emular movimientos naturales y además el usuario puede personalizarla para sus necesidades específicas [10]. Se presenta como un dispositivo funcional pero de difícil acceso con un costo que oscila alrededor de los cien mil (100.000) dólares.

En nuestro trabajo proponemos una prótesis de miembro superior funcional, con movimientos independientes en cada uno de los dedos y que su costo de fabricación no supere los 150 dólares para permitir el acceso de cualquier usuario al dispositivo. Se propone la impresión 3D como forma de fabricación puesto que permite producir prototipos personalizados y resulta la mejor opción para construir una prótesis de bajo costo para personas de bajos recursos [11].

III. MÉTODOS Y MATERIALES

Para la construcción de la prótesis que se propone en este trabajo se tuvieron en cuenta diferentes parámetros de diseño, entre ellos la adaptabilidad para el futuro usuario, el control electrónico y la eficiencia, todo teniendo en cuenta que debe ser una prótesis que se asemeje en sus movimientos a los de la mano humana, fácil de controlar y que su costo de fabricación sea inferior a 150 dólares, se utilizó como interfaz de programación el software de Arduino. A continuación se detallan cada una de las etapas de diseño y construcción.

A. Estructura física de la mano y parámetros de diseño

El diseño y control de esta prótesis se basa en las características mecánicas, eléctricas y morfológicas de la mano, la muñeca y el antebrazo del ser humano. Se busca imitar características de apariencia y funcionalidades perfeccionadas durante miles de años de evolución.

Para el diseño de esta prótesis de miembro superior se usó un software de diseño asistido por computadora (CAD), el cual permite realizar pruebas de resistencia y esfuerzo al igual que realizar múltiples modificaciones sin la necesidad de fabricar prototipos. En el diseño se consideraron tanto el aspecto físico como el funcionamiento mecánico, plasmando en el diseño un esqueleto que forma la estructura base. Esta estructura integra el tejido y los huesos ubicados en la palma y dorso de la mano, además de fusionar los múltiples huesos que componen la muñeca humana (ver figura 1). Se conservan las falanges proximal, media y distal como elementos independientes, unidas en la mano humana a través de articulaciones metacarpofalángicas e interfalángicas. Las articulaciones metacarpofalángicas son articulaciones condíleas que permiten: flexión, extensión, abducción, aducción, circunducción y una rotación limitada [12]. Las articulaciones interfalángicas de la mano son de tipo bisagra y permiten principalmente los movimientos de flexión y de extensión [12]. La ubicación de estas articulaciones se muestra en la figura 2.

Fig. 1. Huesos que componen la muñeca humana. Imagen tomada de Atlas de Anatomía Humana - Netter - 5ed p 440

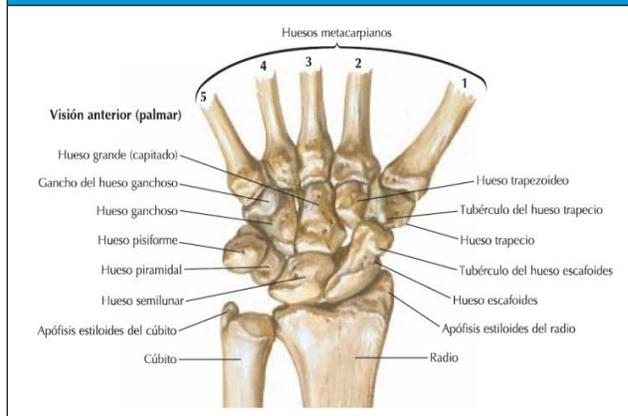


Fig. 2. Ubicación de las articulaciones de un dedo de la mano humana. Imagen tomada de Atlas de Anatomía Humana - Netter - 5ed



El material seleccionado para construir el prototipo fue el plástico ABS dada su resistencia, bajo peso y flexibilidad características que comparte con los huesos humanos, este material tiene como valor agregado su bajo costo, maleabilidad y resistencia. Las articulaciones fueron incluidas en el diseño igualando su funcionamiento al acoplar las falanges como eslabones que rotan alrededor de un eje. Para lograr los movimientos mencionados de los dedos se emuló con servomotores el conjunto de músculos: flexor profundo y extensor de los dedos, que se encuentran en el antebrazo. El músculo flexor profundo produce el movimiento de cuatro tendones que pasan por el túnel del carpo y se dirigen hacia los cuatro dedos mediales. Los tendones cruzan la muñeca, por lo que también puede flexionar dicha articulación [12]. El músculo extensor de los dedos es el extensor de los cuatro dedos mediales (índice, medio, anular y meñique), cada tendón se inserta en la base de las superficies dorsales de las falanges media y distal [12].

Existe también otro músculo que es el flexor largo del pulgar que origina el movimiento a un único tendón alargado, pasa por el túnel del carpo, y hace que se flexione el pulgar [13]. Otro músculo que interfiere es el músculo extensor largo del pulgar, que extiende todas las articulaciones de este [12]. (Ver figura 3), también se tuvo en cuenta el músculo oponente del pulgar que rota y flexiona el primer metacarpiano sobre el trapecio, de manera que sitúa la yema del pulgar enfrentada a las de los otros dedos [12]. (Ver figura 4).

El movimiento muscular mencionado se activa por neuronas motoras asociadas a cada músculo. Estas células nerviosas son comandadas a través de señales eléctricas que se originan en el cerebro y viajan a través de la médula espinal. Para determinar la posición en que se encuentra cada una de las partes del cuerpo se existe una estructura llamada huso neuromuscular que está conformado por neuronas sensitivas y motoras (Ver figura 5). Este tipo de estructuras se encuentran en las regiones tendinosas de los músculos y es más abundante en las regiones que deben ejecutar movimientos con destreza. [14]

Fig. 3. Músculo extensor largo del pulgar. Imagen tomada de Atlas de Anatomía Humana - Netter - 5ed. pp 429,431

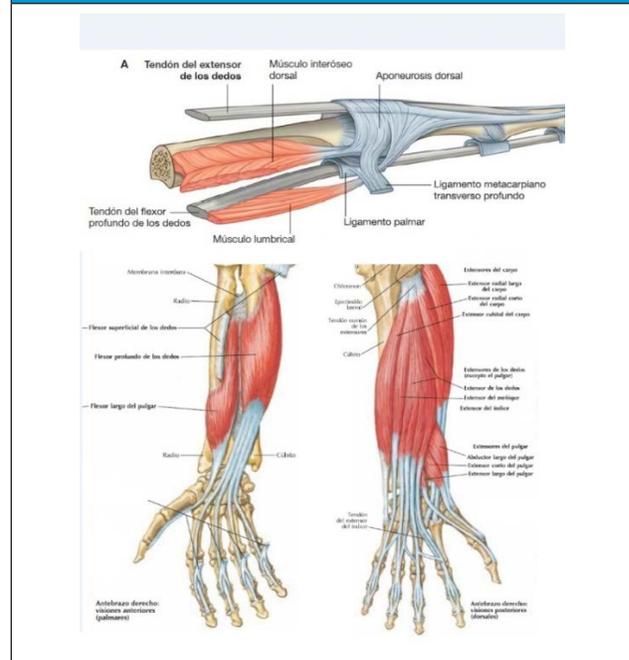
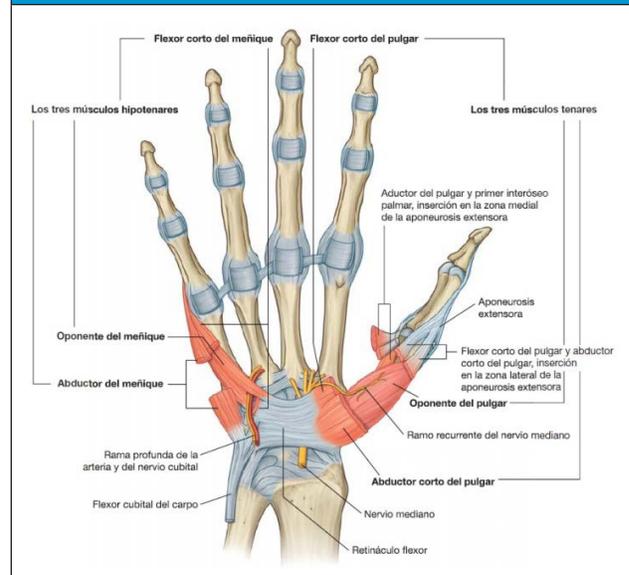


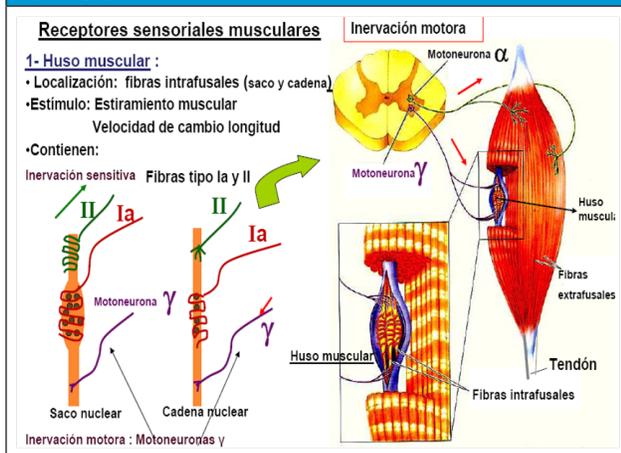
Fig. 4. Mano humana con los músculos flexores. Imagen tomada de Gray anatomía para estudiantes 2ª ed. pag 765



Para los tendones se seleccionó como material el Nylon debido a su resistencia a la extensión y capacidad de flexionarse sin sufrir fatiga [22], las funciones de contracción y relajación de los músculos se producen con servomotores debido a su fácil manejo, gran cantidad de fuerza y tamaño reducido, siendo ideales para ser incorporados dentro de

la estructura de la mano, permitiendo realizar de manera muy precisa el cierre y apertura de la mano ya que se cuenta con un total de seis servomotores de los cuales dos de ellos son usados por el pulgar, uno para realizar la flexión y extensión del pulgar y el otro para realizar el movimiento de oposición del pulgar los cuatro servos restantes se dividen para los otro cuatro dedos, esto con el fin de otorgarle a la prótesis la misma libertad de apertura y cierre individual o conjunta de los de dedos para una mejor sujeción de los objetos, también se agregaron los movimientos de la muñeca y el antebrazo que son los movimientos de pronación, supinación, flexión y extensión de la muñeca, para estos movimientos se involucran otros músculos [12] (ver figura 6).

Fig. 5. Huso muscular. Imagen tomada de <http://1.bp.blogspot.com>

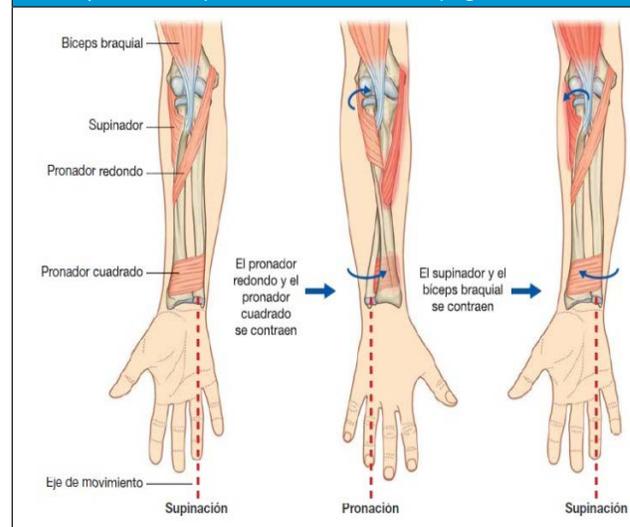


Como criterio de diseño para la selección de los actuadores mencionados se establecieron características como el tamaño, torque y facilidad al momento de ser controlados. El Nylon se sujeta de la falange distal y pasa por las falanges media y proximal sobre las caras anterior y posterior de cada uno de los dedos formando dos tendones en cada uno. El material usado para reemplazar los tendones se conecta al actuador a través de una polea, cada una de las direcciones de giro del motor corresponde a una acción de contracción o relajación del músculo que a su vez se relaciona con la flexión o extensión del dedo. (Figura 7)

El sistema de movimiento de los componentes de la prótesis se compone de seis actuadores. Cada

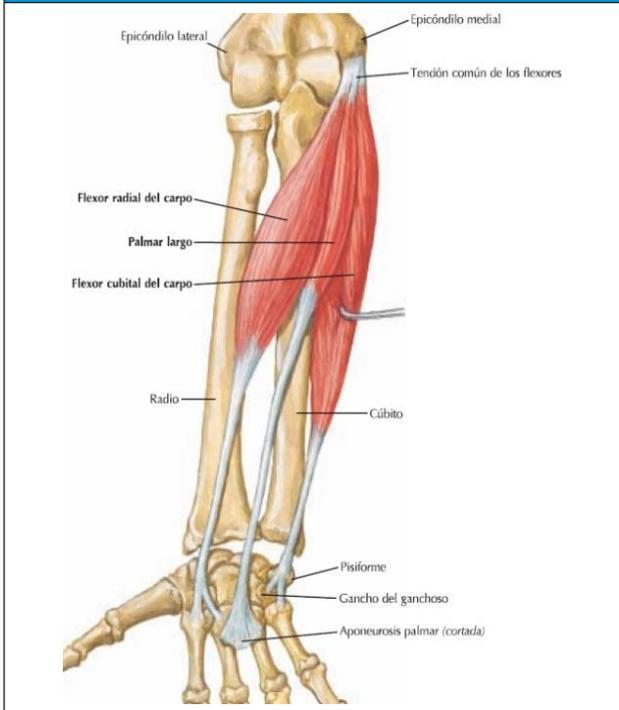
dedo posee un servomotor que permite los movimientos de flexión y extensión individual y en conjunto el cierre y apertura precisa de la prótesis. Se añade un actuador adicional en el dedo pulgar que proporciona un movimiento de oposición y mejora la sujeción de objetos. Se agregó al sistema un mecanismo de 4 grados de libertad (DOF) a través de tres servomotores que permite los movimientos de pronación, supinación, flexión y extensión de la muñeca, desviación cubital y desviación radial (aducción y abducción).

Fig. 6. Músculos de supinación y pronación. Imagen tomada de Gray anatomía para estudiantes 2ª ed. pag 736



El flexor cubital del carpo es el más medial de los músculos flexores del plano superficial, su función es la de flexionar y aducir la articulación de la muñeca, el músculo flexor radial del carpo se sitúa lateral al palmar largo, y tiene un tendón largo y prominente en la mitad distal del antebrazo [15]. El flexor radial del carpo es un potente flexor de la muñeca, y también puede abducir esta articulación (ver figura 6), El músculo extensor radial largo del carpo se origina en la zona distal de la cresta supracondílea y en el epicóndilo lateral del húmero, el extensor radial largo del carpo extiende y abduce la muñeca, el músculo extensor cubital del carpo se sitúa medial al extensor del dedo meñique. Tiene su origen en el epicóndilo lateral, y su tendón se inserta en la cara medial de la base de V metacarpiano.

Fig. 7. Músculo flexor radial del carpo, flexor cubital del carpo y palmar largo. Imagen tomada de Atlas de Anatomía Humana - Netter - 5ª ed. pag 430

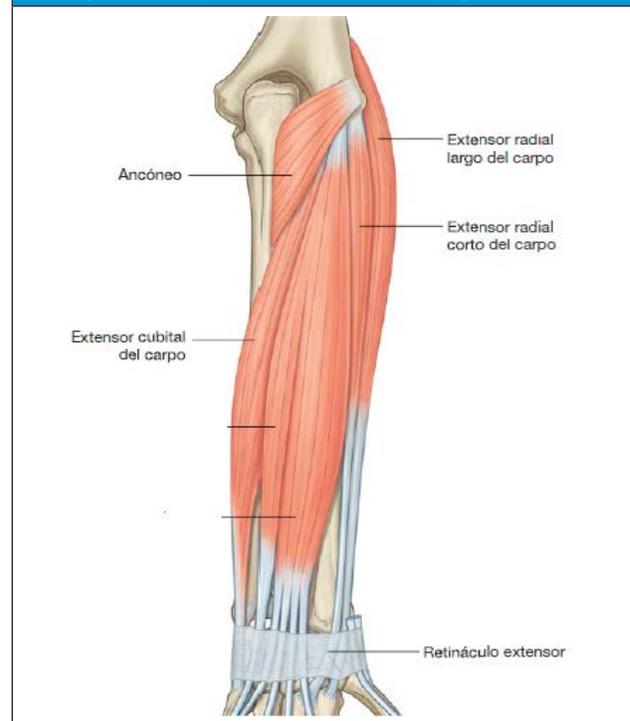


El extensor cubital del carpo extiende y aduce la muñeca [12] (ver figura 8), estos movimientos son implementados en el diseño mediante una unión con la muñeca utilizando un mecanismo que simula una junta universal por medio de dos servos con los cuales se logran los movimientos de flexión de la muñeca, extensión de la muñeca, desviación cubital y desviación radial (abducción y aducción), los movimientos de pronación y supinación se realizan con un último servo y así al girar hacia un lado o hacia el otro imita el mecanismo de un cardan dando como resultado movimientos muy precisos. Se utilizan así un total de nueve servo motores para lograr emular con gran exactitud los movimientos más importantes de la mano humana.

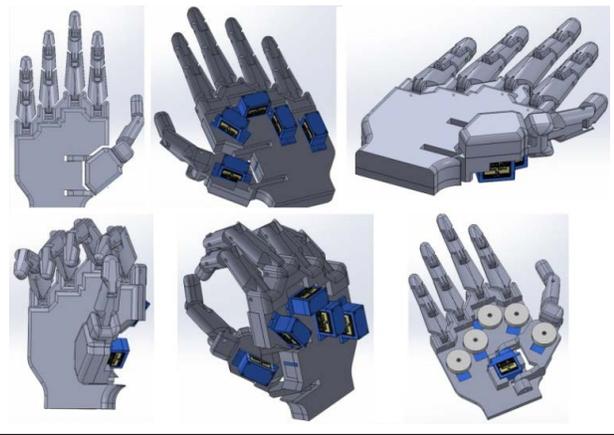
Para el control de la prótesis se captan las señales eléctricas que activan el movimiento de los músculos, por medio de una electromiografía (EMG) colocando electrodos sobre la piel se identificaron patrones en las señales obtenidas que indicaran movimientos como la flexión, extensión, supinación, pronación, desviación cubital y desviación radial traduciéndolas en movimientos mecánicos por me-

dio de los servos ya mencionados integrados en la prótesis asemejándose al sistema nervioso, pues el servo motor emula de igual manera las partes básicas empleadas para realizar el movimiento siendo el motor el musculo, el controlador las neuronas motoras y los huesos neuromusculares siendo quienes ejecutan la información recibida y envía nueva información sobre su longitud es decir que tan contraído esta y su posición. Para procesar estas señales se usó un microcontrolador Arduino siendo este quien da la orden final de que movimiento se debe realizar de igual manera que lo hace el cerebro humano al enviar la información en forma de pulsos eléctricos a través del sistema nervioso llegando a las neuronas motoras y huesos neuromusculares dispuestos en los músculos indicándole la instrucción que debe ejecutar el musculo realizando así el movimiento y tarea deseada.

Fig. 8. Músculo extensor cubital del carpo. Imagen tomada de Gray anatomía para estudiantes 2ª ed. pag 746



Después del análisis anatómico de la mano humana que se realizó se procedió a diseñar un prototipo teniendo en cuenta todos los parámetros de movimiento (ver figura 9).

Fig. 9. Diseño final de la prótesis de miembro superior.

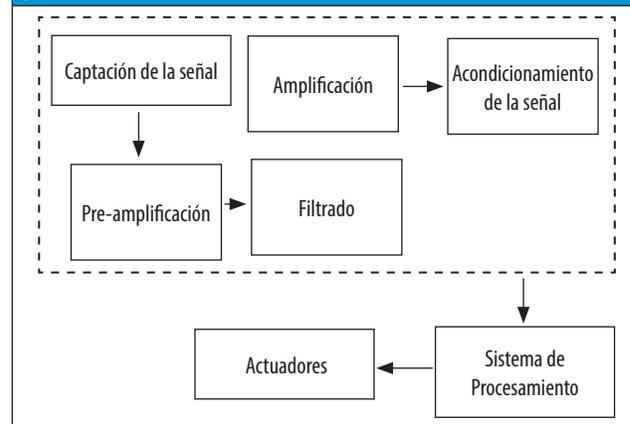
B. Adquisición de señales EMG

Desde mediados del siglo XX se ha abordado el uso de señales tomadas directamente desde los músculos como una manera de controlar diferentes tipos de dispositivos [16]. Esta tendencia ha aumentado recientemente a medida que mejoran los métodos de fabricación aditiva y las técnicas de adquisición y procesamiento de bioseñales. La posibilidad de obtener señales electromiográficas (EMG) desde la superficie de la piel de un miembro amputado se presenta como una forma intuitiva en la que el usuario puede comandar una prótesis activando las unidades motoras residuales del miembro objetivo [17,18]. Para el control intuitivo de una prótesis como la que se presenta en este estudio se presentan a continuación consideraciones en el diseño de un sistema de adquisición de señales EMG y en el modo con que estas son procesadas.

C. Sistema de Electromiografía

En la figura 10 se muestra el diagrama de bloques de un sistema para la adquisición de señales EMG. El sistema se compone de una etapa de adquisición y pre amplificación de la señal, una etapa de filtrado y amplificación posterior. Para el dispositivo a desarrollar se incluye en el esquema una etapa de acondicionamiento que permita ajustar los valores de tensión de la señal para que esta pueda ser procesada por un microcontrolador. La amplitud de la bioseñal objetivo ronda los 10 mV [19], por lo que se selecciona una ganancia del sistema de 1200.

Se establece una ganancia de 40 para la etapa de preamplificación y una de 30 para la etapa de amplificación. La etapa de filtrado se compone por un filtro pasa altas y uno pasa bajas, cuyas frecuencias de corte se establecen en 70 Hz para el filtro pasa altas y 500 Hz para el filtro pasa bajas, típicamente esta primera se establece entre los 10 y los 20 Hz. Las frecuencias más bajas en el espectro de la señal corresponden a los mecanismos de disparo de los músculos motores y no contribuyen significativamente al sistema de reconocimiento de gestos [20,21]. De este modo Li *et al.* [21] establecen en su investigación una frecuencia de corte de 60 Hz para mejorar el rechazo del sistema a señales características de la red eléctrica europea (50 Hz) y así mismo se selecciona una frecuencia de corte de 70 Hz para el dispositivo desarrollado en este trabajo por el entorno en que será usado

Fig.10. Diagrama de bloques del sistema de adquisición y posicionamiento.

Se diseñó un circuito electrónico para el electro-miógrafo con un amplificador de instrumentación de referencia INA126, debido a las características de rechazo en modo común, bajo voltaje de offset y a su bajo costo, en la figura 11 se muestra el diagrama del circuito.

IV. RESULTADOS

Primero se diseñó y se construyó un prototipo en madera (ver figura 12) que funcionaba con comandos de voz y con una aplicación para dispositivo móvil [23], utilizando los sensores del teléfono (acelerómetro y giroscopio) este prototipo inicial sirvió

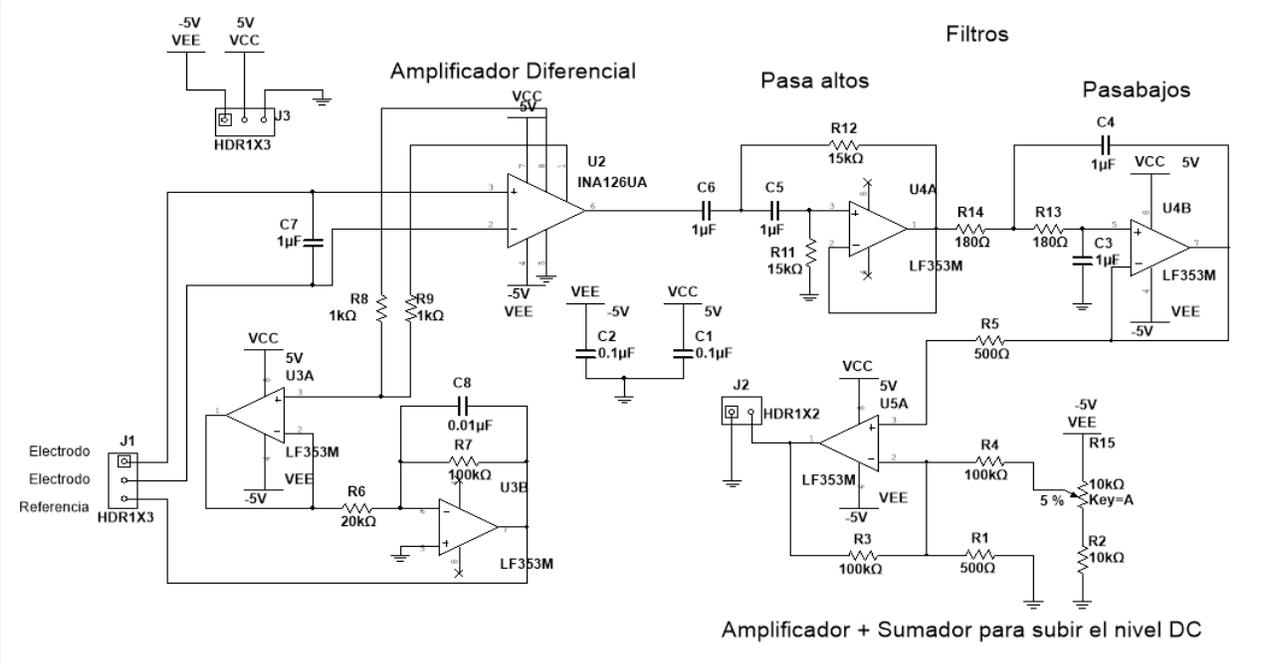
para analizar los movimientos, obtener datos de diseño y de eficiencia, ya con todos los datos necesarios se procedió a diseñar una prótesis más eficiente como la que se mostró en este trabajo.

En el primer prototipo de la prótesis la forma de oposición de pulgar se realizaba de manera que el pulgar rotara sobre sí mismo, manteniendo su posición con respecto a la palma, pero variando su dirección rotando desde una posición en la que se mantenía paralelo a los demás dedos hasta una posición en la que el pulgar podía flexionarse hacia adentro de la palma realizando la oposición, pero dado que el pulgar se mantenía en el mismo lugar al rotar le impedía a la prótesis una buena sujeción, por estos motivos se decidió modificar este sistema de forma que el pulgar se opone para mejorar el agarre al sujetar cualquier tipo de objeto esta nueva forma hace rotar el dedo hacia la palma de la misma manera en la que se opone el pulgar de la mano del humano realizando un movimiento más natural acorde con la biología humana, otorgando mayor funcionalidad, además este nuevo prototipo puede tocar todos los dedos desde la punta hasta la base proporcionando una mejor eficiencia para la sujeción de objetos pequeños.

Fig. 12. Diseño inicial en madera de la prótesis.



Fig. 11. Diagrama esquemático del electromiógrafo.



V. CONCLUSIONES

Se obtuvo una prótesis de miembro superior con un costo de fabricación inferior a los 150 dólares lo que hace que sea accesible para casi cualquier persona que tenga ausencia de un miembro superior.

Cambiando el diseño mecánico del dedo pulgar se obtiene un aumento considerable de la funcionalidad de la prótesis, lo que se pudo verificar comparando las dos prótesis construidas.

REFERENCIAS

- [1] M. Al-Rousan, K. Assaleh, A wavelet- and neural network-based voice system for a smart wheelchair control, *J. Frankl. Inst.-Eng. Appl. Math.* 348 (1) (2011)90–100,
- [2] X. Shen, G Hua, L. Williams, Y. Wu, Dynamic hand gesture recognition: An exemplar-based approach from motion divergence fields, *Image and Vision Computing* 30 (2012) 227–235.
- [3] D. Purwanto, R. Mardiyanto, K. Arai, Electric wheelchair control with gazedirection and eye blinking, in: *Proceedings of the 14th International Symposium on Artificial Life and Robotics, AROB, Oita, Japan, February 5–7, 2009*, pp. 400–436
- [4] J.Y. Long, Y. Li, H. Wang, T. Yu, J. Pan, F. Li, A hybrid brain computer interface to control the direction and speed of a simulated or real wheelchair, *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 20 (5) (2012) 720–729
- [5] R. Barea, L. Boquete, M. Mazo, E. Lopez, L.M. Bergasa, EOG guidance of a wheelchair using neural networks, in: *15th International Conference on Pattern Recognition, ICPR, vol. 4, Barcelona, Spain, 2000*, pp. 668–671,
- [6] A. Phinyomark, C. Limsakul, A review of control methods for electric power wheelchairs based on electromyography signals with special emphasis on pattern recognition, *IETE Tech. Rev.* 28 (4) (2011) 316–326.
- [7] Zecca M., Micera S., Carroza M., Dario P., "Control of Multifunctional Prosthetic Hands By Processing The Electromyographic Signal", *Critical Reviews™ in Biomedical Engineering*. Vol. 30, pp. 459-485.2002.
- [8] García, D., Espinoza, M., J., «Avances en prótesis: una mirada al presente y al futuro,» *Revista Médica Clínica Las Condes*, vol. 25, nº 2, pp. 281-285, 2014.
- [9] T. Bionics, «Touch Bionics,» 2015. [En línea]. Available: <http://www.touchbionics.com/products/active-prostheses/i-limb-ultra>. [Último acceso: 21 07 2015].
- [10] B. Peerderman, «Myoelectric forearm prostheses: State of the art from a user-centered perspective,» *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 48, nº 6, pp. 719-738, 2011.
- [11] Loera Perez., E., A., «Proyecto E-Nable Sobre El Desarrollo De Prótesis Mecánicas,» *Universidad Autonoma de Nuevo Leon*.
- [12] Richard L. Drake, A. Wayne Vogl, Adam W. Mitchell. *Anatomía para estudiantes*, Barcelona: Elsevier, 2010.
- [13] Schunke, Shulte, Shumacher, Voll, Wesker., *PROMETHEUS Texto y Atlas de Anatomía*, Panaerica, 2005.
- [14] John a. Kiernan, Lippincott., W., Wilkins., W., Kluwer., H., *El sistema nervioso humano: Una perspectiva anatómica*, Barcelona: Lippincott Williams and Wilkins. Wolters Kluwer Health, 2009.
- [15] Zecca M., Micera S., Carroza M., Dario P., «Control Of Multifunctional Prosthetic Hands By Processing The Electromyographic Signal,» *Critical Reviews™ in Biomedical Engineering*, vol. 30, pp. 459-485, 2002.
- [16] Ajiboye. A. B., Weir. R. F., «A heuristic fuzzy logic approach to EMG pattern recognition for multifunctional prosthesis control,» *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 13, nº 3, p. 280–291, 2005.
- [17] F.V.G. Tenore, A. Ramos, A. Fahmy, S. Acharya, R. etienne-Cummings, N.V. Thakor, «Decoding of individuated finger movements using surface electromyography,» *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 56, nº 5, p. 1427–1434, 2009.
- [18] L.J. Hargrove, G. Li, K. Englehart, B. Hudgins, «Principal components analysis preprocessing for improved classification accuracies in pattern-recognition-based myoelectric control,» *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 56, nº 5, p. 1407–1414, 2009.
- [19] Maria Hakonena, Harri Piitulainen, Arto Visalaa, «Current state of digital signal processing in myoelectric interfaces and related applications,» *Biomedical Signal Processing and Control*, pp. 334-359, 2015.
- [20] D.F. Stegeman, H.J. Hermens, «Standards for surface electromyography,» in: *The European Project Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM)*, 2007.
- [21] G. Li, Y. Li, L. Yu, Y. Geng, «Conditioning and sampling issues of EMG signals in motion recognition of multifunctional myoelectric prostheses,» *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 39, nº 6, p. 1779–1787, 2011.
- [22] A. Carrera, «Elasticidad y dureza de los huesos,» *Universidad Tecnológica de Equinoccial, Escuela de Odontología*, 2013.
- [23] Jaramillo Pineda, V. A., Pineda, J., & Garcia Arias, L.F., «Design of an automatic voice controlled system and remote control,» *IEEE Explora*, pp. 1-5, 2014.