

Diseño de un prototipo de prótesis de mano a bajo costo en impresora 3D

/ Design and implementation of a prosthetic hand inexpensive 3D printer

Daniel Vick Gutiérrez, Leonardo Sarrazola Bedoyat²

¹Ingeniero Mecatrónico, Universidad de Caldas, Manizales Colombia, daniel.vick87@gmail.com

²Ingeniero Mecatrónico, Grupo de investigación TESLA, Docente Universidad de Caldas, Manizales Colombia, leonardo.sarrazola@ucaldas.edu.co

Fecha de recepción del artículo: 15/09/2015 Fecha de aceptación de artículo: 13/10/2015

Página
121

ESING

Resumen

El objetivo principal de este trabajo es presentar el diseño de un prototipo de una prótesis de mano a bajo costo que cubra las necesidades básicas construida mediante impresión 3D. El desarrollo de esta prótesis tiene como foco personas de bajos recursos especialmente niños con algún tipo de amputación o malformación en sus extremidades superiores. En primer lugar se diseñó un electromiógrafo que permite capturar las señales eléctricas que producen los músculos del cuerpo con el movimiento y amplificarlas, para que posteriormente puedan ser procesadas por una tarjeta de desarrollo Arduino, que funciona como el sistema central de proceso de la prótesis. Con el sistema de señales desarrollado se procedió a ensamblar la parte mecánica de la prótesis mediante construcción en impresora 3D. Las primeras pruebas que se realizaron con el prototipo ensamblado arrojaron un conjunto de datos en cuanto al tratamiento de las señales, que sirvieron para realizar modificaciones y llegar al rendimiento que se necesitaba. Con este trabajo se logra desarrollar un sistema de control básico que puede ser adaptado a una amplia gama de requerimientos y demostrar una vez más que la

implementación de la ingeniería a dar solución a problemáticas locales y mundiales es quizás el más gratificante reconocimiento.

Palabras clave

Electromiógrafo, Señales, Impresora 3D, Prótesis de mano, Electroodos.

Abstract

The main objective of this paper is to present the design and implementation of low-cost prosthesis that covers the basic needs built using 3D printing, especially the development of this prosthesis is focused especially low-income children with some form of amputation or malformation in his upper extremities, primarily an electromyograph to capture the electrical signals that cause the body's muscles and amplify the movement, so that later can be processed by an Arduino development board that functions as the central system was designed process of the prosthesis, and the system developed signs proceeded to assemble the mechanical construction of the prosthesis by 3D printer. The first tests were conducted with the prototype completed threw a lot of data on the treatment of the signs that served

Para citar este artículo / To cite this article

D. V. Gutiérrez, L. Sarrazola. Diseño de un prototipo de prótesis de mano a bajo costo en impresora 3D. Revista Ingenieros Militares, No.10, pp. 2015.

to make changes and get the performance you need. This work is accomplished to develop a basic control system that can be adapted to any type of requirement and demonstrate once again that the implementation of engineering at solving local and global issues is perhaps the most rewarding recognition.

Keywords

Electromyography, Signals, 3D printer, Prosthetic hand, Electrodes.

Introducción

Las extremidades en un ser humano son de vital importancia para el desarrollo de actividades cotidianas como lo son el aprendizaje, la comunicación, la recreación y las actividades laborales. Siendo un instrumento de alta sensibilidad con el que a través del tacto ayuda a explorar y a trabajar conjuntamente con los demás sentidos, por lo que la pérdida de una extremidad es un episodio traumático para un ser humano, especialmente cuando este evento ocurre en un menor de edad.

La sociedad colombiana está atravesando desde hace varios años una situación crítica de orden social por el uso de armas y artefactos explosivos causando pérdidas de miembros superiores y otras partes del cuerpo como lo muestra UNICEF en su artículo “sembrando minas cosechando muerte” [1], la pérdida de estos miembros también son consecuencias de accidentes, patologías o malformaciones congénitas o por herencias genéticas [2].

Frente a lo anterior se hace necesario el desarrollo de prótesis. La palabra prótesis proviene del griego: *prós* (πρός) ‘por añadidura’, ‘hacia’ *thé-sis* (θέσις) ‘disposición’ [3]. El diccionario de la Real Academia Española adopta como definición: Procedimiento mediante el cual se repara artificialmente la falta de un órgano o parte de él; o como el aparato o dispositivo destinado a esta reparación. [4].

La implementación de las prótesis data de tiempos inmemorables. Existen ejemplos como la mano de acero utilizada por Götz von Berlichingen (1504 d.C.) [5], o la pierna de Bronce de Capua (300 a.C.) [6], o lo que hasta la fecha es la prótesis más antigua de la que se tenga conocimiento “el dedo gordo del Cairo”, perteneciente a una momia egipcia (entre 1069 a.C. y 664 a.C) [7]. Hoy en día hay muchas clases de prótesis desde “prototipo de pinza y rotador” [8] pasando por prótesis de manos muy complejas que tienen una retroalimentación sensorial como el proyecto lifehand [9] o el proyecto NEBIAS [10] hasta prótesis visuales [11], también existen entrenadores que tiene como objetivos “el evaluar la adecuación de una prótesis mioeléctrica para amputados de mano y posibilitar un aprendizaje previo de manejo de prótesis a bajo coste” [12].

Sin embargo, los elevados costos de las prótesis las hacen inaccesibles a las personas de bajos recursos económicos. Los costos de las prótesis actuales de miembros superiores dependen directamente de su estructura y tecnología, si la prótesis es mecánica tiene un costo menor pero si la prótesis es electromecánica su valor aumenta [13].

Por lo anterior, se diseña un prototipo mecatrónico que pueda reemplazar esta extremidad a un bajo costo logrando satisfacer a los pacientes problemas de diversa índole como relegación de la sociedad, pérdida de autoestima y dificultad económica, entre otros.

Siguiendo el esquema de la figura 1 para el planteamiento del problema se realizará un electromiógrafo [14] para la obtención de la señal del músculo, esta se procesará y se realizará el control en un Arduino [15], por medio del cual se envía la señal a un servomotor [16] y este moverá unos cables que irán a través de los dedos de una prótesis diseñada en Solidworks® [17], simulando el movimiento de apertura y cierre de la mano.

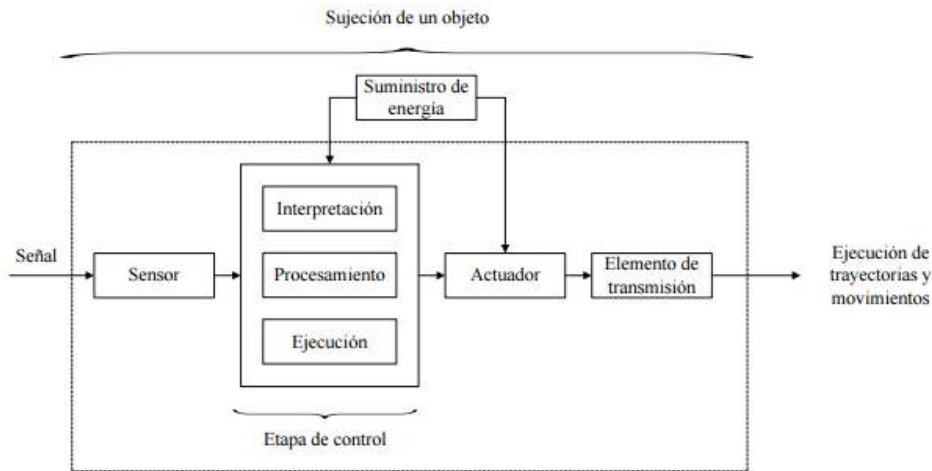


Figura 1. Diagrama de función principal.

Descripción de un Electromiógrafo

Un electromiógrafo es un dispositivo que nos permite la captación de las señales eléctricas producidas por los músculos a través de electrodos durante una contracción muscular, estas señales son generadas por el intercambio de iones a través de las membranas de las fibras musculares debido a la tensión del musculo. La amplitud y las propiedades de las señales del electromiógrafo tanto en el dominio del tiempo, como en dominio de la frecuencia, dependen de factores tales como: El tiempo y la intensidad de la contracción muscular, la distancia entre el electrodo y la zona de actividad muscular y las propiedades de la piel [17].

Teniendo en cuenta que la prótesis va ser un dispositivo portátil es necesario que funcione con baterías; buscando diseño de

electromiógrafos la mayoría de estos usan fuentes de alimentación de 15V como el realizado por Osiel Arbeláez y Otros [18]. Buscando el uso de baterías de 9V para la alimentación del electromiógrafo se encontró un diseño apropiado realizado por Cifuentes [13].

El prototipo construido contiene 6 etapas: pre amplificación, filtrado, amplificación final, rectificación y etapa de pulsos cuadrados. Debido a que la señal electromiográfica presenta amplitudes en el rango de $500\mu\text{V}$ [17], es necesario hacer una serie de amplificaciones en cascada. En este prototipo la cadena de ganancias se muestra en la figura 2; siendo la amplificación total del sistema de 2107; de esta forma la señal de EMG de $500\mu\text{V}$ tendrá un valor de 1.053 Volts. Para lograr las amplificaciones, se usan amplificadores operacionales en configuración no inversora, esto se hace con el fin de no alterar la fase de la salida.

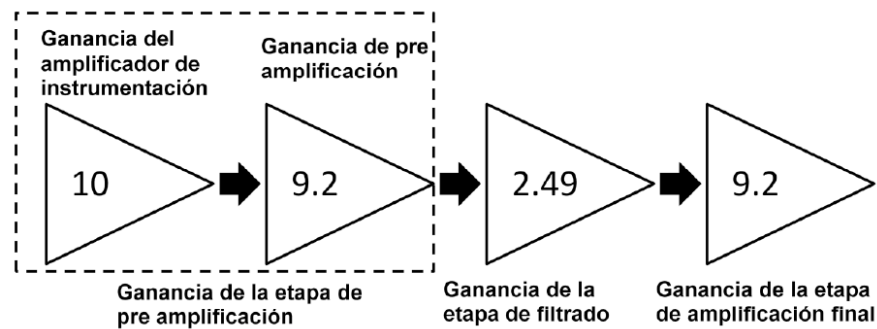


Figura 2. Diagrama del proceso de amplificación en cascada del sistema. Fuente [13].

Etapa pre amplificación

La etapa de pre amplificación se divide en dos, la ganancia del amplificador de instrumentación (AD620) [19] y la del amplificador operacional

$$G = 1 + \frac{49.4K\Omega}{R_G}$$

$$10 = 1 + \frac{49.4K\Omega}{R_G} \rightarrow \frac{9}{R_G} = \frac{1}{R_G} \quad (1)$$

$$R_G = 5.48K\Omega \approx 5.6K\Omega$$

$$R_G = 5.6K\Omega$$

(TI074) [20] en configuración no inversora, para obtener la ganancia del amplificador operacional se hace uso de la fórmula (1) que ofrece el fabricante [19].

Se integró un circuito de retroalimentación o driver de pierna derecha propuesto por el fabricante [19] utilizado para registrar señales de electrocardiografía o ECG.

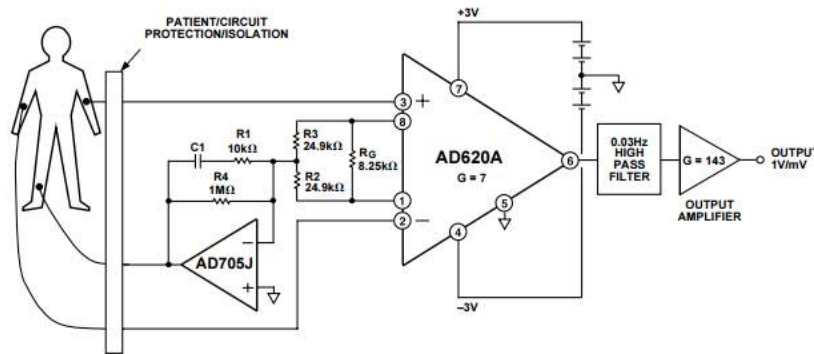


Figura 3. Driver de pierna derecha AD620. Fuente [19].

En caso de EMG se modificó la posición de los electrodos de RA y LA colocándolos alrededor del musculo y el electrodo de RL como el electrodo de referencia el cual se coloca en la muñeca. Este circuito de retroalimentación sirve para evitar las corrientes de desbalance y para compensar problemas de ruido de modo común en la entrada diferencial del amplificador de instrumentación.

Usando la ecuación de ganancia de configuración no inversora (2) postulada en Sedra [21], se obtiene la ganancia del amplificador operacional TI074 [20].

$$G = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (2)$$

$$G = 1 + \frac{82k\Omega}{10k\Omega} = 9.2$$

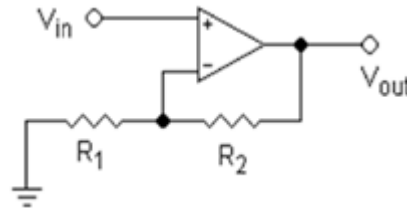


Figura 4. Configuración no inversora. Fuente [21].

Etapa filtrado

Se genera un filtro activo pasa banda de 20 a 500 Hz a partir de dos filtros activos de segundo orden Butterworth con la configuración clásica de Sallen-Key con la finalidad de obtener las señales de EMG, las cuales se encuentran en ese rango de frecuencias. El filtro “pasa bandas” se diseña en forma de cascada, es decir, primero se presenta un filtro “pasa altas” dejando pasar frecuencias mayores a 20 Hz y a la salida de éste se conecta un filtro “pasa bajas” para evitar el paso de frecuencias mayores de 500 Hz.

Para el diseño del filtro “pasa altas” con frecuencia de corte (f_c) a 20Hz de Sallen Key

se usa la ecuación (3) planteada en Franco y Enríquez [22]:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

usando $C = 0.1 \mu f$ y $f_c = 20$ (3)

$$(20) 2\pi C = \frac{1}{R} \quad R \approx 82 \text{ k}\Omega$$

Como se desea una configuración Butterworth de segundo orden, el filtro debe tener una ganancia de 1.58 aproximadamente [22], donde R_2 es la resistencia a tierra y R_1 es la que une la salida no inversora con la salida del amplificador.

Usando la ecuación (2) y tomando $R_2=33\text{k}\Omega$ y $R_1=56\text{k}\Omega$

$$G = 1 + \frac{33 \text{ k}\Omega}{56 \text{ k}\Omega} = 1.589 \quad (4)$$

Para el filtro pasa bajas usando la ecuación (3) tenemos:

usando $C=0.1\mu f$ y $f_c=500$

$$(500)2\pi(0.1\mu) = \frac{1}{R} \quad R \approx 3.3 \text{ k}\Omega \quad (5)$$

La ganancia es igual para los dos filtros por lo cual se usan las mismas resistencias.

Etapa amplificación final

En esta etapa se desea estabilizar la señal filtrada y amplificarla por un factor de 9.2, por lo que se tiene la misma configuración de la etapa de pre amplificación se usan los mismos valores en las resistencias $R_2=82\text{k}\Omega$ y $R_1=10\text{k}\Omega$.

Etapa de rectificación de media onda

La señal obtenida tiene un componente negativo y positivo por lo cual es necesario rectificar la señal empleando un rectificador de media onda de precisión, también conocido como súper diodo [21].

Etapa de pulsos cuadrados

Con la señal rectificada, se procede a hacer uso de un circuito comparador no inversor; este circuito tiene la función de transformar la información de la duración (segundos) de la señal a un pulso cuadrado con igual duración.

Este proceso se lleva a cabo haciendo una comparación de la señal rectificada con un promedio de la misma; de esta forma, cuando se presente un pico, la señal superará al promedio de la misma y el comparador disparará un pulso cuadrado; para el comparador se usa un amplificador (LM311) [23].

Electrodos

Se realizan cambios en cuanto al tipo de electrodos usados comúnmente en obtención de señales ECG; estos son de plata /cloruro de plata (Ag/AgCl), estos electrodos son desechables y vienen con una capa de gel conductor que se encarga de mejorar el contacto entre el metal y la piel. La desventaja presente en este tipo de electrodos es su uso limitado, ya que solo se usan una vez y usarlos por un largo período de tiempo propicia que la orilla auto adherible con la que cuenta pierda su adherencia y con esto se desprenda de la piel, limitando así los registros; es por esta razón, que se diseñaron electrodos secos [24] de superficie de acero inoxidable.

En total se hacen 3 electrodos, el electrodo inversor, el no inversor y el de referencia como se puede ver en la figura 6; la distancia de separación entre el electrodo inversor y no inversor fue de 1 cm, de esta forma se obtiene una mejor selectividad [25].

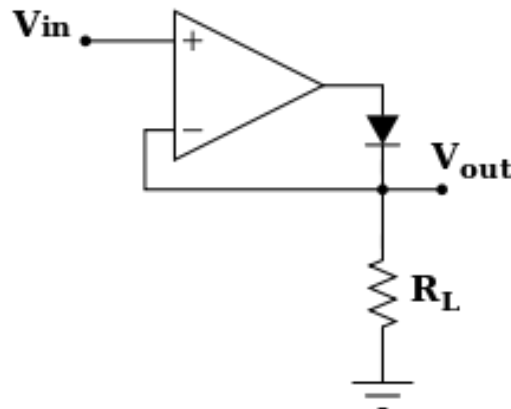


Figura 5. Circuito súper diodo.



Figura 6. Electrodo superficie de acero inoxidable.

Los electrodos inversor y no inversor se colocan en la parte purpura como se ve en la imagen 7, el electrodo de referencia se pone en el antebrazo (parte verde) [26].



Figura 7. Posición de electrodos para tomar señal del musculo en flexión. Fuente [26].

Procesamiento de la señal

Se usa la plataforma Arduino [14] para procesar y hacer de convertidor A/D.

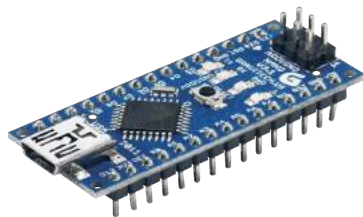


Figura 8. Arduino nano.

Después de obtener una señal a través del electromiógrafo se ingresa en el Arduino [14] y se procede hacer un programa para filtrar el ruido que genera el servomotor el cual consiste en sacar un promedio de 3 mediciones logrando así una mejor estabilidad en los

valores, tras estar estabilizada los valores se obtienen así unos valores de 0 a 1023 los cuales dependen de si se está abriendo o cerrando la mano; ya teniendo unos valores característicos para el cierre y apertura se manda una señal al servomotor [15].

Diseño mecánico

Como primera medida hay que tener en cuenta el tipo de amputación que se va a tratar. Como se puede ver en la figura 9, existen varios tipos de amputación, pero en esta investigación solo se van a tratar las amputaciones que comprenden la zona transradial (abajo del codo) y desarticulado de muñeca [12].

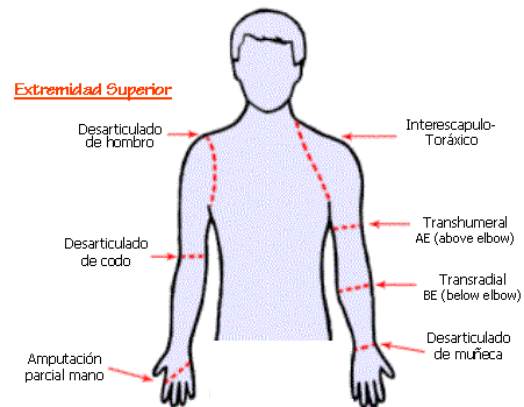


Figura 9. Desarticulaciones y amputaciones de extremidad superior.

Se prosigue a analizar el sistema extensor de los dedos el cual se puede ver en la figura 10. De acuerdo a esto, es importante resaltar la enorme complejidad que posee la estructura músculo-esquelética de los dedos y de la mano en general. Considerando lo anterior se dispone a diseñar un dispositivo sencillo que cumpla con la extensión y flexión.

El diseño del prototipo que se presenta, se basa en la conjugación de dos prototipos: el primero, el diseño realizado por Jung y colaboradores los cuales proponen un mecanismo articulado con un eslabón y 3 poleas, accionado por un actuador convencional (Figura 11).

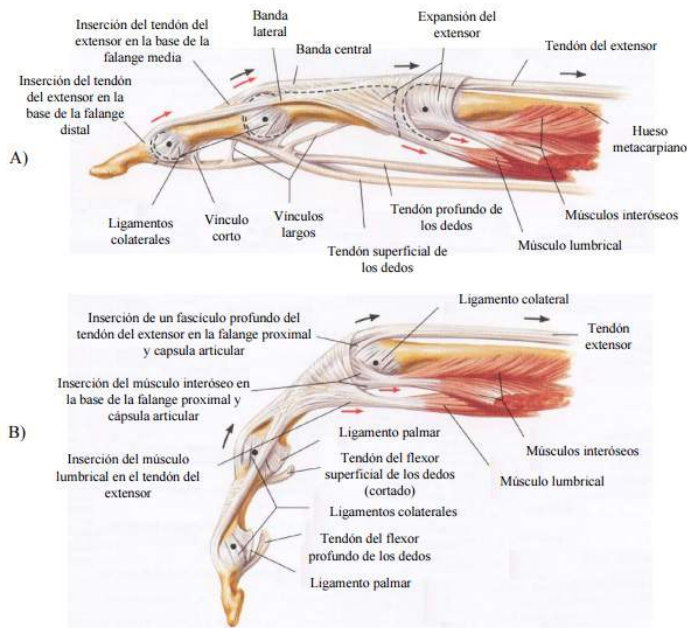


Figura 10. A) Dedo en extensión y B) Dedo en flexión (vista lateral). Fuente [27].

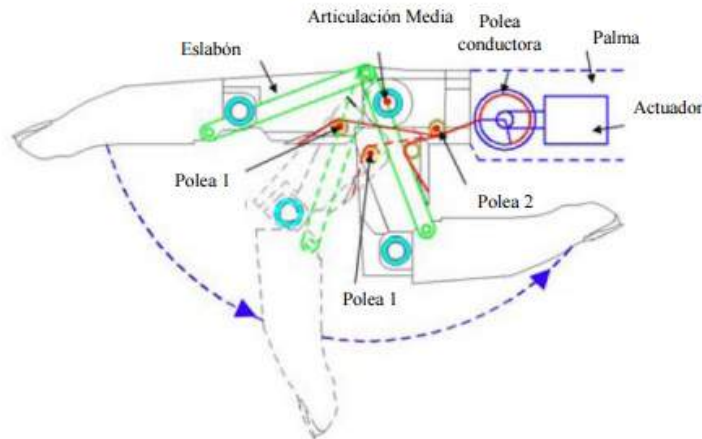


Figura 11. Mecanismo propuesto por Jung.

La flexión de los dedos es un movimiento que resulta de ejercer una fuerza contraria al tirar de un cable que funge como tendón, pero la extensión de los dedos se realiza por un mecanismo elástico compuesto por un resorte de restauración [28]. El segundo, un diseño propuesto por el proyecto Robohand USA [29] (figura 12).

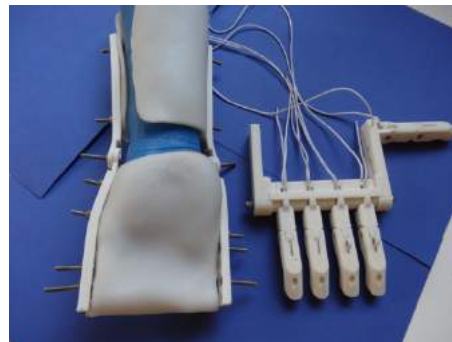


Figura 12. Prototipo proyecto "Robohand".

El resultado de la anterior conjugación de diseños Jung y Robohand y la modificación del mecanismo, para que un servomotor tirando de unos cables (figura 14) que fungen como tendones pueda hacer el movimiento flexor y extensor (figura 13) se muestra en la figura 15.



Figura 13. Cable flexión y cable extensión.b



Figura 14. 14a. (Izquierda) Conexión cables con servomotor. 14b. (Derecha) Diseño final realizado en Solidworks.

Después de imprimir en la impresora 3D se obtuvo las siguientes medidas de los dedos (tabla 1), cabe resaltar que estas medidas son proporcionales a las de un niño(a).

Tabla 1. Medidas obtenidas después de imprimir en impresora 3D

Dedo	Medidas obtenidas (mm)			
	Distal-media		Proximal	
	Largo	ancho	Largo	ancho
Índice	42.00	12.30	12.90	34.90
Anular	43.18	12.30	12.90	34.90
Meñique	39.68	12.30	12.90	34.90
Medio	45.27	12.30	12.90	34.90
Pulgar	39.61	12.51	12.90	34.90

Conclusiones

El prototipo diseñado, además de conjugar dos diseños el de Jung y el Robohand, logra ser una modificación que enriquece los

prototipos conjugados al posibilitar de un movimiento flexor y tensor, y permite bajar los costos al utilizar electrodos permanentes y no desechables.

Sin embargo, queda pendiente hacer prácticas con pacientes que presenten esta disfuncionalidad para mejorar el prototipo, también queda pendiente hacer pruebas de cuanto peso se puede levantar y cuanto fuerza tiene de cierre. Asimismo, se deben corregir los errores presentados en el electromiograma que se utilizó, de la misma manera, se recomienda tener en cuenta al momento de imprimir en la impresión 3D la tolerancia al hacer el diseño.

Referencias

- [1] Diccionario médico-biológico, histórico y etimológico, [Online]. Available: www.dicciomed.es.
- [2] Diccionario de la Real Academia Española, [Online]. Available: www.buscon.rae.es.
- [3] Enciclopedia Británica, [Online]. Available: www.britannica.com/EBchecked/topic/62054/Gotz-von-Berlichingen
- [4] Roman artificial leg, 300 BC, [Online]. Available: www.sciencemuseum.org.uk/objects/classical_and_medieval_medicine/A6_46752.aspx
- [5] The Cairo toe, [Online]. Available: www.news.bbc.co.uk/2/hi/health/6918687.stm
- [6] R. Sánchez, et al. "Diseño y construcción de prototipo de pinza y rotador (funciones de pronación y supinación) para prótesis mioeléctrica de mano." *Ingeniería e Investigación*, vol. 26.3, pp. 5-11, 2006.
- [7] Project "Lifehand 2" [Online]. Available: http://www.sssup.it/UploadDocs/18856_LifeHand2_Eng.pdf

- [8] Project NEBIAS “NEurocontrolled Bldirectional Artificial upper limb and hand prosthesis” [Online]. Available: <http://www.nebias-project.eu/>
- [9] L. Puglisi y H. Moreno “prótesis Roboticas” http://www.disam.upm.es/~barrientos/Curso_Robots_Servicio/R_servicio/Protesis_files/Protesis%20roboticas.pdf
- [10] R. De la Rosa Steinz and L. Liptak. “Entrenador mioeléctrico de prótesis para amputados de brazo y mano.” *Mapfre Medicina*, vol. 13.1, pp. 11-19, 2002.
- [11] UNICEF. “Colombia and Antipersonnel Mines: Sowing Mines, Harvesting Death.” *Colombia y las minas Antipersona: sembrando minas cosechando muerte*. pp.20. 2000.
- [12] C. Gonzales. “niveles de amputación”, [Online]. Available: <http://www.arcesw.com/niveles.htm>.
- [13] I. Cifuentes. “Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas.” Universidad Autónoma de Yucatán, Facultad de matemáticas. Merida-Yucatán, 2010.
- [14] Team, Arduino. “Arduino.” URL <http://arduino.cc/en.>(Jan, 2012) (2012).
- [15] TowerPro “TowerPro MG995 Servo Specifications and Reviews” [On-line] Available: www.servodatabase.com/servo/towerpro/mg995.
- [16] SolidWorks, Introducing. “Solidworks corporation.” Concord, MA, 2002.
- [17] R. S. Khandpur. *Biomedical instrumentation: Technology and applications*. New York: McGraw-Hill, 2005.
- [18] O. Arbeláez Salazar, J. Gómez Angarita, and J. Mendoza Vargas. “Diseño de un electromiógrafo con procesador digital de señales para captación de señales musculares.” *Revista Médica de Risaralda*, vol. 13.1, 2007.
- [19] Devices, Analog. “AD620 Data Sheet.” <http://www.analog.com>. Acessado em10 (2008): 08-09.
- [20] TL071, TL071A, et al. “TL074B– Low noise JFET-input operational amplifiers.” *Datasheet, Texas Instruments*, 2005.
- [21] Sedra, Adel S., and Kenneth Carless Smith. *Circuitos microelectrónicos*. Oxford University Press, 2006.
- [22] Franco, Sergio, and Javier Enríquez Brito. *Diseño con amplificadores operacionales y circuitos integrados analógicos*. Vol. 3. McGraw-Hill, 2005.
- [23] Microelectronics, S. T. LM311 datasheet, VOLTAGE COMPARATORS Disponible en: http://www.datasheetcatalog.org/datasheets/120/6_1293_DS.
- [24] Merletti, Roberto, and Philip A. Parker, eds. *Electromyography physiology, engineering, and non-invasive applications*. vol. 11. John Wiley & Sons, 2004.
- [25] Hermens, H. J., and B. Freriks. “The state of the art on sensors and sensor placement procedures for surface electromyography: a proposal for sensor placement procedures.” *Report of the SENIAM Project, Roessingh Research and Development, Enschede*, 1997.
- [26] Khokhar, Zeeshan O., Zhen G. Xiao, and Carlo Menon. “Surface EMG pattern recognition for real-time control of a wrist exoskeleton.” *Biomedical engineering online* 9.1 (2010): 41.

- [27] Netter, F. H., Atlas de Anatomía Humana, Elsevier Masson, pp 213-233, 2007.
- [28] Jung, Sung-yoon, Sung-kyun Kang, and Inhyuk Moon. "Design of biomimetic hand prosthesis with tendon-driven five fingers." *Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2008. BioRob 2008. 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on. IEEE*, 2008.
- [29] Project "Robohand USA" [Online]. Available: <http://robohandus.com/>.