



Diseño y Construcción de una Prótesis de Mano Controlada por Medio de un Sensor Mioeléctrico

Valadez Palacios Andrés¹, Luviano Cruz David^{1*}, García Luna Francesco José¹ y
García Villalba Luz Angelica¹.

1-Universidad Autónoma de Ciudad Juárez
*david.luviano@aucj.mx

Resumen

El presente trabajo tiene como objetivo el diseño y la construcción de una prótesis impresa de mano, la cual reciba las señales de control en lazo abierto a partir de un sensor de señales mioeléctrica. El diseño mecánico fue validado por medio de simulación y experimentos con la mano impresa. El prototipo final cumple con los objetivos de funcionalidad y costo bajo.

Palabras clave: prótesis mano, impresión 3D, Sistema mioeléctrico.

1. Introducción

El Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), incluyó el tema de la discapacidad, a partir de la metodología propuesta por el Grupo de Washington sobre estadísticas de la discapacidad (WG por sus siglas en inglés), para identificar a la población con discapacidad; a partir de ésta es posible conformar tres grupos: la población con discapacidad, la población con limitación y la población que no tiene discapacidad ni limitación.

En este contexto, el INEGI presenta la publicación de las personas con discapacidad, datos al 2014. [1]

La prótesis es una ayuda técnica para personas carentes del miembro del cuerpo, la cual combina la mecánica y electrónica. En el caso de prótesis de mano, la parte mecánica está compuesta por: un mecanismo de cuatro barras que se implementa en los dedos con el fin de tener un cierre de la mano que se adapte a la geometría del objeto y pueda realizar distintos tipos de agarre, los actuadores, son seleccionados de acuerdo con las necesidades del paciente y a la antropometría del miembro superior los cuales le proporcionan la movilidad y un espacio de trabajo más amplio al paciente. [2]

Una prótesis es un artefacto desarrollado con el fin de mejorar la calidad de vida de las personas que por algún accidente perdieron alguna extremidad de su cuerpo. Por medio del avance de la tecnología en las últimas décadas las prótesis cada vez son más avanzadas.

El cuerpo humano es capaz de generar señales eléctricas en sus músculos, a estas señales se les conoce como señales bioeléctricas. Las señales bioeléctricas se dividen en diferentes tipos dependiendo de la procedencia de dicha señal.

Las señales mioeléctricas son las generadas por la contracción de algún músculo de cualquier extremidad como lo son los brazos y las piernas, pueden medirse con un equipo adecuado y así utilizar la información que estas nos proporcionan en el diseño de prótesis. [3]

La señal muscular o mioeléctrica (SME) utilizada para la activación de las prótesis tiene las siguientes características amplitud de entre 50 μV y 5 mV, y un rango de frecuencia de 20 Hz a 500 Hz. Por lo que para la elaboración del prototipo de prótesis primero se registra la SME mediante electrodos de



plata-cloruro de plata (Ag-AgCl) por su disponibilidad, por no ser invasivo y por su fácil uso; estos se colocan sobre la superficie de la piel en el músculo de interés.

Se recomienda que los electrodos tengan un diámetro de 10mm, sean de forma circular y para su colocación se considere una separación de 2 cm a 3 cm. Una vez registrada la SME, se acondiciona para posteriormente ser procesada. El acondicionamiento consiste en etapa de filtrado para delimitar el ancho de banda de la señal y atenuar el ruido de 60 Hz presente en el entorno, así como el que se debe a el movimiento de cables de los electrodos e interferencias (como señales procedentes de otros músculos y la señal ECG). También consta de etapas para amplificar la SME dado que tiene una amplitud pequeña ya que se encuentra en el rango de los microvolts a milivolts. Y finalmente una etapa de rectificación para el procesamiento digital de la SME.

El objetivo del procesamiento es identificar cuándo se presenta actividad muscular (contracción muscular) y cuando no (relajación muscular) para activar el prototipo. [4]

En la actualidad, existe una amplia gama de este tipo de dispositivos prostéticos, que incluyen desde prótesis de alta tecnología, tales como las manos Be-Bionic y i-Limb, hasta aquellas con pocos grados de libertad, figura 1 y 2.



Figura 1. Mano Be-Bionic. [5]

Un aspecto importante en el desarrollo de dispositivos prostéticos es el método seleccionado para activar algún movimiento. Existen sistemas que incluyen arreglos preestablecidos de electrodos superficiales para la adquisición de EMG, permitiendo al dispositivo prostético realizar una amplia gama de movimientos al emplear un clasificador discriminante lineal (LDC, por sus siglas en inglés).



Figura 2. Mano i-Limb. [5]



Además, a pesar del alto costo computacional requerido, se ha optado en algunos casos por utilizar la transformada wavelet para controlar prótesis junto con un LDC debido a su eficiencia para lograr una discriminación adecuada de hasta veinte movimientos diferentes. De igual forma, se han implementado sistemas que consideren la variación en la intensidad de las contracciones musculares en los registros de EMG, generando aumentos en la eficiencia de clasificación. Algunos sistemas prostéticos utilizan la implantación de sensores mioeléctricos para controlar prótesis de miembro superior de hasta tres grados de libertad que permite un funcionamiento adecuado del dispositivo. [5]

2. Método.

El propósito es realizar una investigación acerca de las prótesis de mano, para la creación de un prototipo al cual tendrá como finalidad sostener un objeto.

Se toma en cuenta la mano promedio de un mexicano el cual está entre tamaño de 10 y 11 cm de ancho, 20 y 21 cm de largo, estas medidas se obtuvieron de la página oficial del INEGI.

En la figura 3 se muestran la metodología a seguir para la creación del prototipo, tal y como aparece, se lleva una secuencia para llegar a hasta las pruebas finales, se toma en cuenta que cada paso es esencial para el avance del proyecto.



Figura 3. Metodología del prototipo.

Palma.

La palma cuenta con orificios en la parte frontal por donde se canalizarán los cables, los cuales se van a conducir hasta los servomotores, cabe mencionar que la palma por dentro esta hueca solo tiene el grosor necesario por donde va a pasar el cable, en la figura 4 se muestra el diseño de la prótesis de mano en sólido.

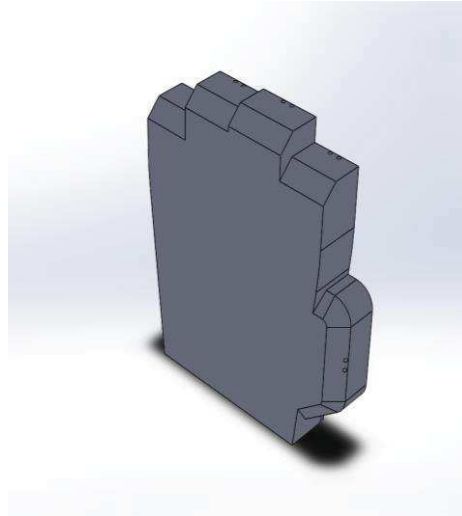


Figura 4. Palma

Falanges.

Se muestra el diseño de las falanges en la figura 5, el cual cuenta con un orificio por el cual va a pasar el cable que va hacia los servomotores, cuenta con las dimensiones similares al de un mexicano. Las dimensiones se muestran en la tabla 1.

Las falanges cuentan con un corte a 45 grados, esto va a ayudar a que cuando se trabaje con las otras dos falanges del mismo dedo pueda realizar el movimiento correcto al momento de contraerse. También cuenta con unos orificios en los cuales va a pasar el hilo de nylon que servirá como articulación entre las falanges, Se pretende que cuando el dedo se cierre se flexione tal como los dedos humanos.

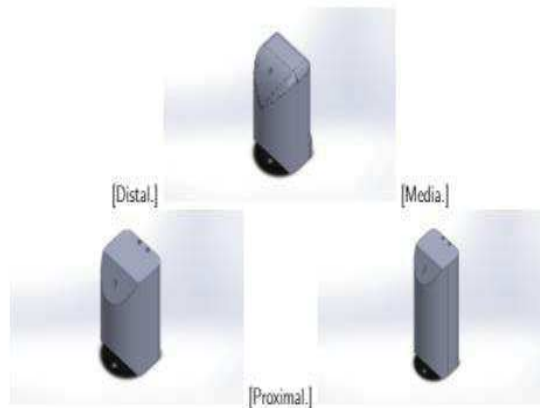


Figura 5. Falange proximal, media y distal.

Falange	Medida
Proximal	45 mm
Media	28 mm
Distal	26 mm

Tabla 1. Medidas del dedo anular.

Dedos.

Los dedos están conformados por tres eslabones los cuales están impresos individualmente, estos van a estar vinculados con un hilo de nylon. Este hilo va a correr a través de las falanges y va a llegar a los servomotores, los cuales al momento de ser accionados va a contraer el hilo y así lograr el funcionamiento de los dedos.

En las figuras 6 y 7 se muestran los orificios por donde va a estar pasando el hilo de nylon.

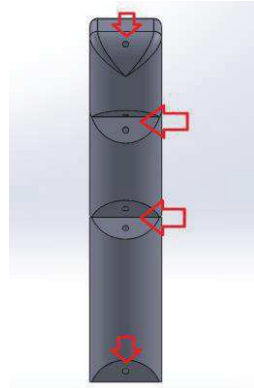


Figura 6. Orificios por donde pasa el hilo de nylon.

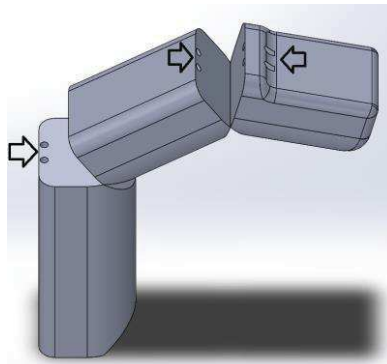


Figura 7. Orificios por donde pasa el hilo de nylon que sirve para contraer los dedos.

Pulgar.

En el dedo pulgar sigue con el mismo diseño que las demás falanges y este al igual que al de una mano humana consta de dos falanges, el proximal y distal, ver figura 8.



Figura 8. Dedo pulgar.

Antebrazo.

El antebrazo, consta de una sola pieza la cual sirve para sostener los servomotores utilizados e integrar los componentes electrónicos a utilizar, estos estarán en la parte interior del antebrazo y así solo tener por fuera el sensor mioeléctrico, para darle una mejor estética al prototipo, ver figura 9.

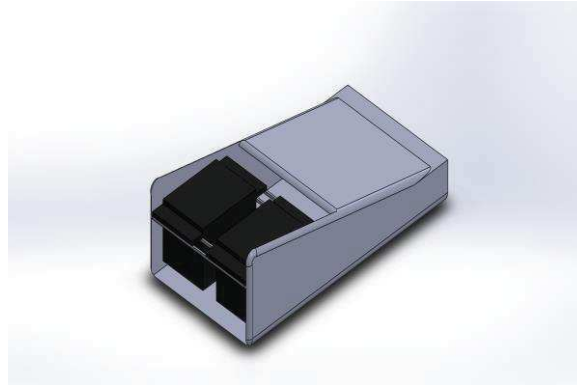


Figura 9. Antebrazo.

Ensamble final.

Después de realizar la validación del diseño procedimos a realizar la impresión para seguir con el ensamble de cada una de las falanges y posteriormente con las conexiones electrónicas, en la figura 10 se muestra cómo queda el diseño final con su ensamble de todas piezas.

El ensamblaje consta de 16 piezas impresas, cada una por separado. Para el proceso de impresión se utilizó la impresora MakerBot Replicator+ [8] y el material para realizar la impresión fue el PLA. Los componentes se listan en la tabla 2.

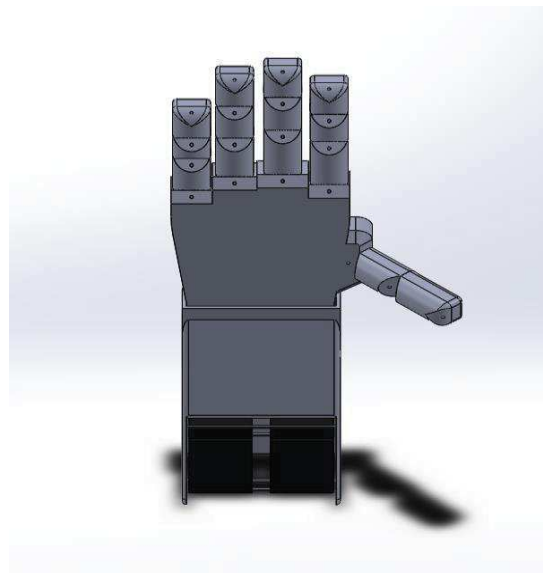


Figura 10. Ensamble final.



Numero de parte	Nombre de parte	Cantidad
1	Palma	1
2	Falange proximal	5
3	Falange media	4
4	Falange distal	5
5	Antebrazo	1
6	Servomotor	2
	Total.	18

Tabla 2. Componentes del ensamble.

Esquema electrónico.

Para realizar el diseño electrónico se utiliza el software fritzing [7], el cual es compatible con Arduino, se especializa en diseños electrónicos y se puede realizar el código a la vez, ya teniendo todo conectado y terminado, se puede hacer la simulación.

También se anexa el esquema electrónico el cual se muestra en la figura 11.

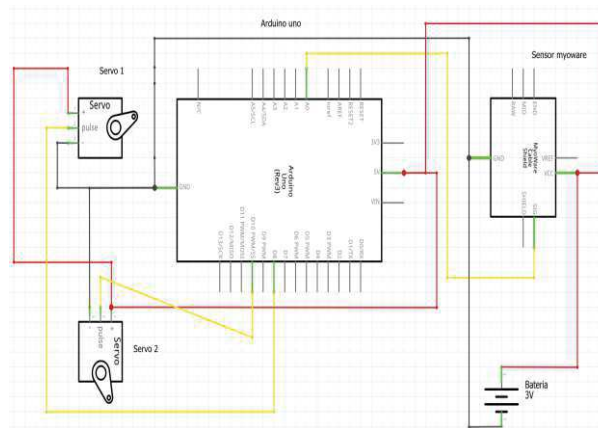


Figura 11. Circuito electrónico.

Control electrónico.

Al momento que el usuario realice un movimiento o flexión se genera una señal análoga la cual proviene del sensor esta señal pasa al controlador al momento de generar un pulso la cual genera el control para los servomotores y así tensar el hilo y de esta manea obtener un movimiento.

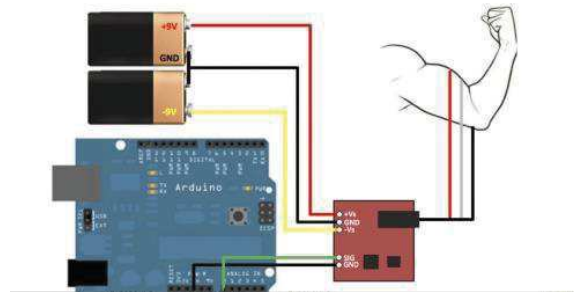


Figura 12. Esquema del control. [6]

El sensor muscular MyoWare es un sensor de electromiografía (EMG) de Advancer Technologies, sus especificaciones se muestran en la tabla 3. La placa MyoWare actúa mediante la medición de la actividad eléctrica filtrada y rectificadora de un músculo; la salida de 0-V Volts dependiendo de la cantidad de actividad en el músculo seleccionado, donde V_s representa el voltaje de la fuente de alimentación, ver figura 12.

Para colocarlo a la piel es necesario tres electrodos de almohadillas que se conectan al sensor por medio de broches lo que hace fácil de poner y quitar. Dos de los electrodos son colocados directamente a la placa del sensor mientras que el tercero se coloca al final de una extensión de cable que trae. [6]

Especificaciones	Unidades
Sensores	3
Voltaje	2.9 v a 5.7 v
Indicadores LED	2
Dimensiones	0.82" x 2.06"

Tabla 3. Especificaciones del sensor MyoWare.

Ensamble en físico.

Ya teniendo los componentes electrónicos a utilizar y todos los objetos del prototipo impreso, se comienza a ensamblar cada uno de ellos para hacer las pruebas y realizar el funcionamiento. En la siguiente figura 13 se muestra el ensamble final en físico.



Figura 13. Prototipo

Servomotores.

Los servomotores usados fueron dos del modelo MG996R [9], provee buena precisión en movimientos angulares, también proporciona un muy buen torque, ya que no se tiene ninguna dificultad al momento de que estos tansen el hilo de nylon para el accionamiento del prototipo. Las especificaciones del servomotor se muestran en la tabla 4.

Especificaciones	Medidas
Dimensiones	40.7 x 19.7 x 42.9 mm
Peso	60 gramos
Voltaje	4.8 v a 7.2 v
Amperaje	500 mA a 900 mA

Tabla 4. Especificaciones del servomotor.

3. Resultados

Ya teniendo el prototipo impreso y ensamblado con todos los componentes tiene la capacidad de poder ser controlado por medio de señales mioeléctricas las cuales son detectadas con el sensor MyoWare.

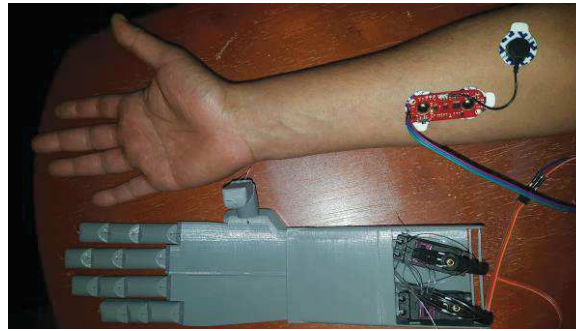


Figura 14. Usuario con mano abierta.

Al momento de realizar las pruebas se destaca que el sensor se debe colocar en una parte sensible del brazo para que pueda leer las señales con fidelidad, en la figura 14 se muestra como quedan los dedos cuando no se obtiene una buena lectura.

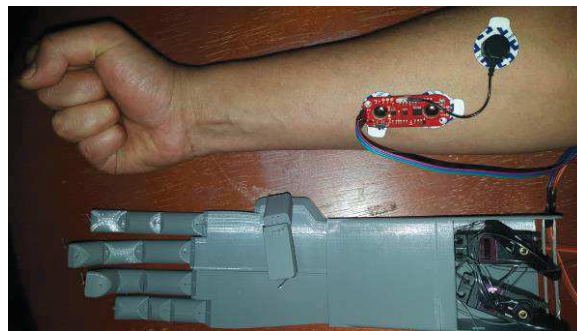


Figura 15. Usuario realizando primera prueba con mano cerrada.

Se puede observar que en los falanges media y distal se intentan contraer, pero no lo hacen de manera completa, figura 15.

Al cambiar el sensor MyoWare de posición el en antebrazo se logra ver que el prototipo tiene una mejor respuesta al momento de la lectura de señal, en la figura 16 se aprecia que el prototipo ya es capaz de cerrar los dedos.

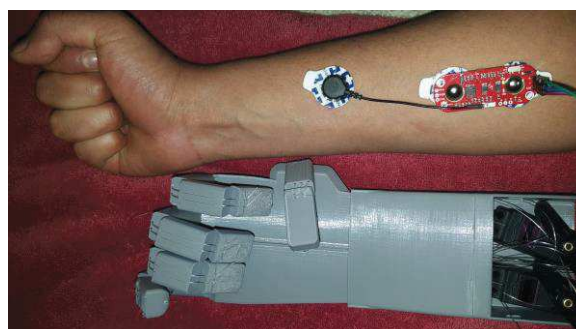


Figura 16. Usuario con mano cerrada.

El dispositivo cuenta con 3 sensores los cuales se les tiene que colocar un electrodo en cada sensor para poderlo adherirlo a la piel del brazo.
En la siguiente figura 17 se muestran que tipo de electrodos son los que utiliza el sensor

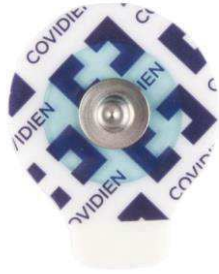


Figura 17. Electrodo [6]

Al momento de probar el sensor MyoWare puesto en el antebrazo, se realizan las pruebas al abrir y cerrar la mano para observar la lectura que da. En las figuras 18 y 19 se puede apreciar cómo se comporta al momento que se cierra y abre la mano, se puede observar que hay dos tipos de gráficas, una de color azul y otra roja, esto se debe a los dos sensores que se tiene fijos en la PCB (placa de circuito impreso). Dependiendo en que parte del antebrazo se coloque el sensor para que arroje la señal más precisa.

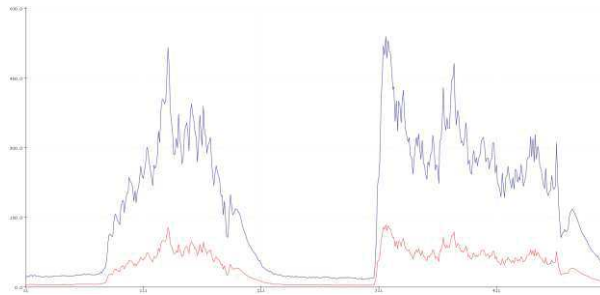


Figura 18. Señales obtenidas al abrir y cerrar la mano



Figura 19. Señales obtenidas al tener la mano abierta.



La tabla 5 que se muestra a continuación indica los costos aproximados en los componentes e impresión del modelo.

Descripción	Costo
400 gramos de PLA	35 USD
Sensor MyoWare	36 USD
2 servomotores	13 USD
Hilo de nylon	1 USD
Microcontrolador	15 USD
Total	100 USD

Tabla 5. Costos aproximados de prototipo.

4. Conclusiones

Sin lugar a duda existe amplias oportunidades de desarrollo e investigación en el área de las prótesis accionadas con señales mioeléctricas, sin embargo, en el trabajo que presentamos deseamos enfocarnos en reducir los costos de construcción e impresión de la prótesis.

Dado lo anterior nos enfocamos a un esquema de control en lazo abierto, en donde el correcto funcionamiento del dispositivo depende de la calibración y ausencia de perturbaciones. Al no usar de sensores se logró disminuir el peso del prototipo presentado.

Por medio de simulaciones y resultados experimentales se validó la propuesta presentada, lo que garantiza un correcto funcionamiento en condiciones controladas.

Finalmente, el prototipo presentado ofrece una alternativa asequible, funcional y reproducible de una prótesis de mano, la cual después de ser homologada por las normas médicas podría ser utilizada por personas con amputación.

Referencias

- [1] De Estadística y Geografía (México)., I. N. La discapacidad en México, datos al 2014-2016. 2016. [2] 1er. Apellido y 1era letra del nombre de los autores. "Título del libro", Editorial, país, edición, año.
- [2] Aguilar, J. P. E. Design and construction of an electromecanic prototype of transhumeral prosthesis commanded by movements of functional arm. *Scientia et Technica* 21,2 (2016)
- [3] Vicario Vázquez, S., O.-O. B. A. V. Z. A. J. O. LE. Sistema de reconocimiento inteligente de señales mioeléctricas del movimiento de mano humana. *Ingeniería* 21, 2 (2017), 41–53.
- [4] D. Contreras, A. Ramírez-García, F. G. I. B. Prototipo de una prótesis mioeléctrica para la emulación de una articulación de codo. *Revista mexicana de ingeniería biomédica* 36, 1 (2015), 77–92.
- [5] Rodríguez-García, M., D.-M. G. M. G. M. Desarrollo de una prótesis para desarticulado de muñeca controlada por señales de electromiografía. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*. 38, 3 (2017), 602–620.



- [6] Kaminski Brian, Advancer Technologies, LLC, 2015, fecha de visita 22-enero-2019 [En línea]. Disponible en: www.advancertechnologies.com

- [7] Fritzing Fritzing, Universidad de Ciencias Aplicadas de Potsdam 2010, fecha de visita 8-febrero-2019. [En línea]. Disponible en: www.fritzing.org

- [8] MakerBot Industries, MakerBot Inc. 2009, fecha de visita 15-febrero-2019 [En línea]. Disponible en: www.makerbot.com

- [9] ETT Compañía Limitada, MG996R. 2016, fecha de visita 04-abril-2019 [En línea]. Disponible en: www.ett.co.th