

Diseño y construcción de un prototipo de prótesis mioeléctrica

Design and construction of a prototype of myoelectric prosthesis

Pedro Antonio Hurtado-Manzanera^a, David Luviano-Cruz^b, Luis Vidal-Portilla^c,
Luz Angélica García-Villalba^d

^aIngeniero Mecatrónico, al122226@alumnos.uacj.mx, orcid: 000-0002-2633-524
Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, Ciudad Juárez, Chihuahua, México

^bDoctor en Ciencias, David.luviano@uacj.mx, orcid: 0000-0002-4778-8873
Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, Ciudad Juárez, Chihuahua, México

^cMagister en Ingeniería, lvidal@uacj.mx orcid: 0000-0001-5248-5845
Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, Ciudad Juárez, Chihuahua, México

^dMagister en Ingeniería, lugarcia@uacj.mx, orcid: 0000-0003-3112-8771
Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, Ciudad Juárez, Chihuahua, México

Recibido: 2 de Junio de, 2017, Aceptado: 29 de diciembre de 2017

P.A. Hurtado-Manzanera, D. Luviano-Cruz, L. Vidal-Portilla y L.A. García-Villalba, "Diseño y construcción de un prototipo de prótesis mioeléctrica", Mundo Fesc, vol. 15, no. 1, pp. 14-25, 2018.

Resumen

El presente trabajo tiene como objetivo realizar 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 y los análisis estáticos estructurales fueron validados por medio de simulación y experimentos con la mano impresa. El prototipo final obtenido cumple con los objetivos de mantener un bajo costo de producción y funcionalidad

Palabras clave: Análisis estático, impresión 3D, prótesis transradiales, Sistema mioeléctrico.

Abstract

The objective of this research is to design and build a prosthesis printed of a hand which receives orders from a myoelectric signal that is located on the user arm. The design presented was generated by means of a 3D printer MakerBot Replicator+ looking for the costs of design and construction to be kept low, in turn to ensure the reliable development of the prototype, structural static analyses were generated for the SolidWorks software to the parts that they compose the same of which obtained results that give confidence to the design realized.

Keywords: Static analysis, 3D printing, transradial prosthesis, Myoelectric system.

Autor para correspondencia:

*Correo electrónico:

david.luviano@uacj.mx

© 2018 Fundación de Estudios Superiores Comfanorte. Este es un artículo bajo la licencia CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Introducción

Según estudios realizados por el Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), en el año 2010 en México 664 mil personas sufrieron la pérdida de un pie, una pierna o un brazo; de ésta cifra el 35% corresponde a la pérdida de una de las manos. Actualmente estas cifras van en aumento no sólo por pérdida de miembros sino por déficit de motricidad de los mismos [1].

El sistema médico no incluye en sus planes de salud, la adaptación de una prótesis robótica a una persona que haya perdido un miembro; ésta solo puede optar por un gancho o símil que no le es funcional para su necesidad. Considerando que México es un país manufacturero, donde la mayoría de los empleos requieren del uso de las dos extremidades, las altas tasas de personas con pérdidas de extremidades y los altos costos de una prótesis, hacen que para el sistema de salud sea poco factible atender ésta necesidad, y que las personas no cuenten con la posibilidad de adquirirlas en el mercado, por falta de prototipos de bajo costo [2].

La mano humana está compuesta por 27 huesos, los cuales están divididos en tres importantes grupos clasificados de la siguiente forma: el carpo, los metacarpianos y las falanges; por su estructura la mano está conectada a la muñeca a través de la palma, y contiene en su totalidad veinte grados de libertad, los cuales son accionados por aproximadamente 31 músculos. Además de ello, la mano humana cuenta con más de 25 grados de libertad en total [3]. La mano constituye la parte terminal del miembro superior y es una de las más importantes del cuerpo y necesarias para la supervivencia o relación con el medio ambiente, a la vez que tiene múltiples funciones, entre las cuales se destaca la prensión y el tacto. De todos los dedos, el pulgar contiene el mayor porcentaje de importancia en la mano, ya que sin éste la capacidad de la mano se podría reducir hasta un 40% [4].

Las prótesis son elementos creados con la finalidad de reemplazar un miembro o una parte

de éste, a su vez ayuda al desarrollo psicológico del amputado, ya que crea una percepción de la mecánica del cuerpo. Debido a lo anterior, en el caso de amputación de la mano es necesario hacer uso de prótesis que intente mitigar la pérdida del miembro, mediante la incorporación de movimiento que se asemejen a la de una mano humana.

En Alemania las primeras prótesis fueron activadas por medio de los músculos, mediante varillas de marfil, las cuales pasaban a través de los túneles cutáneos, con los cuales era posible lograr movimiento por medio de la contracción de los músculos. En 1946 se diseñaron prótesis asistidas por medio eléctrico o neumático [5].

En el año de 1960, en Rusia se conoció la primera prótesis mioeléctrica. Este tipo de prótesis funcionaba con la contracción de los músculos, después de captar los datos por medio de sensores, se amplificaban y enviaban a los actuadores de la prótesis.

Las prótesis mioeléctricas son controladas por un medio externo, el cual sintetiza las señales y las envía a la tarjeta de control. Estas son hoy el miembro con más alto grado de rehabilitación, ya que no requieren de arneses o medios de suspensión [5]. Estas prótesis están basadas en el concepto de que siempre y cuando un músculo se contraiga, se produce una señal eléctrica muy pequeña. Existen sensores que entran en contacto con la piel para poder así registrar la señal de contracción.

Actualmente existen en el mercado varios tipos de diseños de manos que trabajan con señales mioeléctricas tal como la CyberHand, la cual cuenta con dedos totalmente articulados [6]. Esta prótesis, se muestra en la figura 1, contiene en su estructura movimientos independientes en muñeca y pulgar, siendo estos impulsados por un total de seis micromotores, y se encuentran conectados por electrodos a los nervios de la persona; con esto el paciente es capaz de sentir presión y la temperatura a la cual se podría estar sometiendo la prótesis [7].



Figura 1. Mano cyberhand

Otro ejemplo más que se debe resaltar es la mano biónica Michelangelo (figura 2), la cual fue diseñada por la empresa Otto Bock; Michelangelo se encuentra construida con materiales de acero y duraluminio, los cuales son de alta resistencia, a la vez está recubierta de elastómero de silicona la cual reemplaza las estructuras blandas y otros plásticos los cuales son de alta tecnología y sustituyen músculos y tendones [8]. Las características principales corresponden a los seis grados de libertad, la alta variedad de movimientos, los cuales permiten que la mano sea totalmente flexible y la resistencia al agua, la cual permite trabajar a tres metros de profundidad [7].



Figura 2. Mano Michelangelo. [6]

Las prótesis mioeléctricas son sistemas accionados por servomotores, que son controlados por señales electromiográficas superficiales (EMGS), las cuales son intramusculares; existen sensores que pueden ser mediante agujas o electrodos colocados en el muñón del paciente, para así capturar la señal superficialmente. Al estudio generado a la actividad eléctrica de los músculos se le denomina

electromiografía. La contracción que se genera al cerrar la mano es por células que se activan neurológicamente y se produce la señal eléctrica por la excitación generada en estas. [9].

Para concluir con este apartado se describe una de las manos más avanzadas desarrollada por investigadores del Instituto de Robótica y Mecatrónica del Centro Aeroespacial alemán, mostrada en la figura 3, esta mano puede absorber altos impactos, tomando como ejemplo el ser golpeada con un bate de beisbol. Cuenta con 19 grados de libertad y es capaz de ejercer una fuerza de 30 Newtons [10].

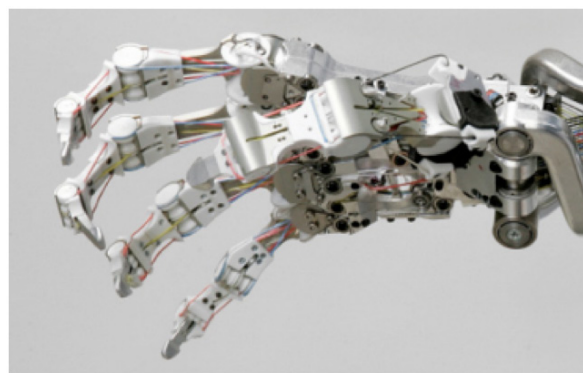


Figura 3. Mano construida por el Instituto de Robótica y Mecatrónica. [8]

Materiales y métodos

A lo largo de los años han evolucionado metodologías de desarrollo, esto dado a que existen múltiples proyectos que se pueden manejar de diversas maneras según convenga [11]. En la figura 4 se muestra el diagrama de flujo del prototipo planteado: la primer etapa es la identificación de requerimientos para el sistema (como ejemplo análisis de la electromiografía y señales fisiológicas), la segunda etapa, el diseño del sistema, donde se analizan las áreas de oportunidad para adaptación de sistemas mecánicos y eléctricos, además de analizar medidas promedio de la mano según estudios ampliamente realizados; la tercer etapa, la verificación del trabajo del sistema en donde se realizan pruebas de reconocimiento de movimientos musculares y cuarta etapa, la operación en conjunto de todos los componentes.

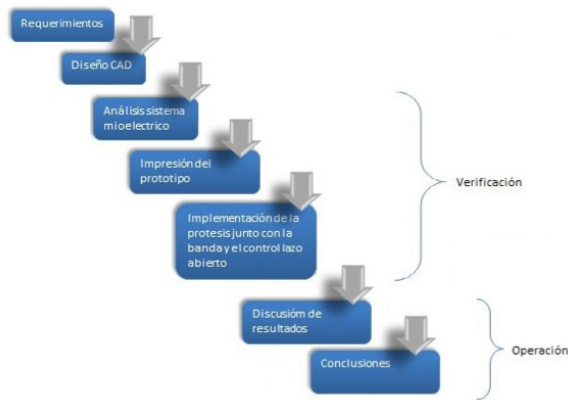


Figura 4. Metodología del prototipo

Diseño de la prótesis. Para obtener el movimiento de la mano diseñada, se optó por utilizar el método de transmisión de barras, el cual incluyó tendones artificiales los cuales pasarán por dentro de las articulaciones diseñadas efectuando el movimiento; estos tendones estarán conectados a motores ubicados en el antebrazo, al producirse un movimiento en los servomotores estos harán que se realice una flexión en los dedos, permitiendo abrir y cerrar la mano. Los servomotores están instalados en el antebrazo de la prótesis con la finalidad de minimizar el peso. El diseño fue realizado mediante SolidWorks, el cual es ampliamente utilizado en las industrias y escuelas de ingeniería ya que permite de manera libre realizar el diseño y generar análisis mecánicos de estructuras [12].

Falanges. El dedo diseñado consta de tres falanges, siendo estas catalogadas como proximal, media y distal. Las medidas utilizadas para el dedo índice están basadas en las longitudes promedio de los habitantes en México según INEGI [13], la tabla 1 muestra las longitudes usadas.

Tabla 1. Medidas del dedo índice

Falange	Medidas en mm
Proximal	44
Media	29
Distal	25

El diseño de las tres falanges que componen el dedo se muestra en la figura 5, las falanges cuentan con un corte a 45 grados, esto ayudará a que cuando trabajan en conjunto las tres piezas puedan realizar el movimiento encomendado, además se plantea que cuando el dedo se cierre tenga el límite natural que tienen los dedos humanos.

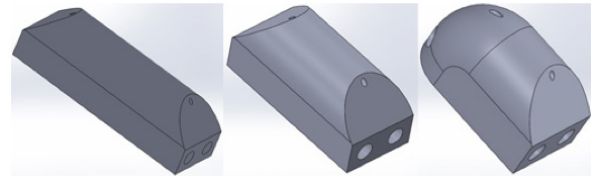


Figura 5. Falange proximal, media y distal respectivamente

Dedos. Los dedos están conformados de tres links los cuales están impresos individualmente y vinculados por medio de un tendón artificial. Este tendón corre a través de las falanges, que a la vez cuentan con canales en su interior que facilitan el trabajo en conjunto a las tres partes. La principal función de este tendón es mantener unidas las partes y sujetas a la palma. A la vez las tres partes cuentan con una perforación frontal por la que pasa un hilo de nailon de pesca que está conectada hasta los servomotores. El diseño de los dedos se muestra en las figuras 6 y 7.

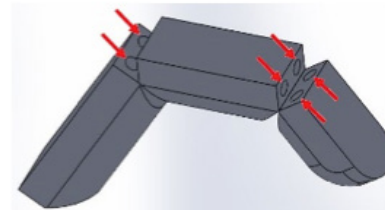


Figura 6. Canales por donde pasa el tendón artificial

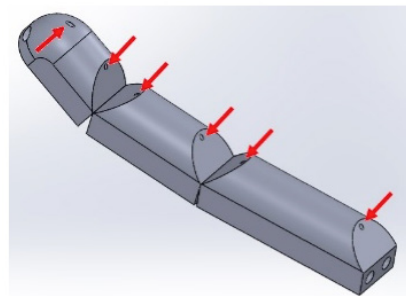


Figura 6. Los canales por donde pasa el cordón de pesca

Una vez que el servomotor se acciona, éste tensa el cordón de pesca y el dedo tendrá como resultado final una rotación en las tres partes que lo componen, logrando que quede cerrado y sea posible sujetar diversos artefactos. Cuando el servomotor vuelve a su posición inicial, retira la fuerza ejercida sobre el nailon de pesca y entra en función el tendón artificial que por su forma hace volver a la posición inicial a las tres partes. En la figura 8 se observa el diseño de un dedo índice, en el cual se señala con una línea de color amarillo el tendón artificial, la línea en color verde indica el cordón de pesca y las flechas en color rojo muestran al sentido de la rotación del mismo.

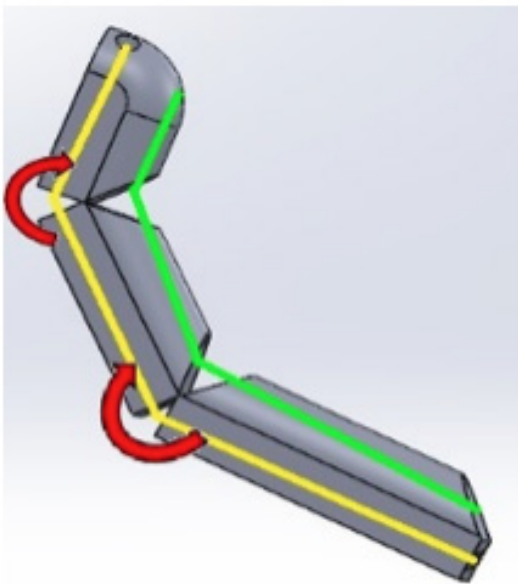


Figura 8. Componente y sentido de rotación del dedo índice

Pulgar. El dedo pulgar (figura 9), sigue el mismo patrón de diseño, pero éste al igual que la mano humana consta de dos falanges, la falange proximal y distal. De la misma manera cuenta con canales interiores los cuales sirven para conducir el tendón artificial, y los mismos orificios frontales para conducir el cable de nailon conectado hasta el servomotor.

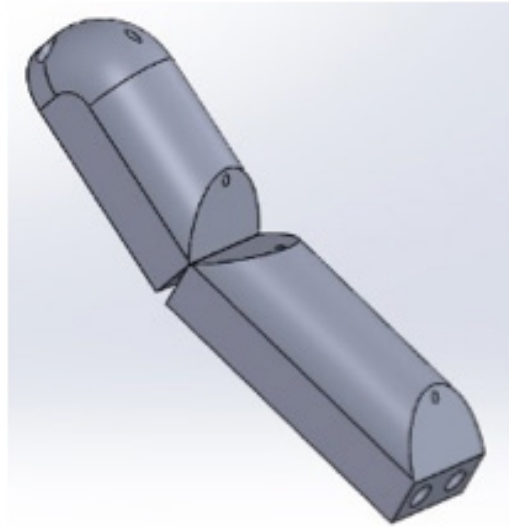


Figura 9. Dedo pulgar

Palma. La palma cuenta con orificios superiores por donde se canalizan los tendones, estos salen por la parte trasera de la mano a través de un amarre para sujetar la palma; por la parte frontal cuenta con orificios para canalizar los cables y permitirles conducirse hasta los servomotores. El diseño se muestra en la figura 10.

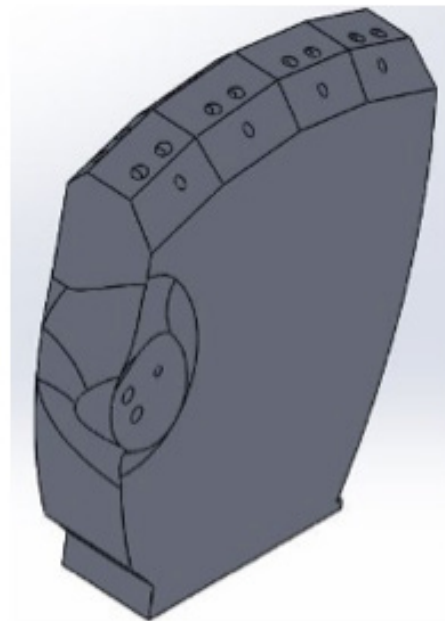


Figura 10. Diseño de palma

Antebrazo. El antebrazo no contiene partes móviles, (figura 11) y se diseñó para albergar los servomotores que sirven para mover los dedos. En un extremo cuenta con dos barras, las cuales tienen orificios en los que se sujetarán con tornillos los servomotores. Para evitar que estas barras sufrieran algún tipo de daño al momento del ensamble, se tomó en cuenta la medida de perforación de los orificios de los servomotores para diseñar la cuerda por donde pasará el tornillo y así evitar que surjan grietas u otro problema después de pasar por la impresión 3D.

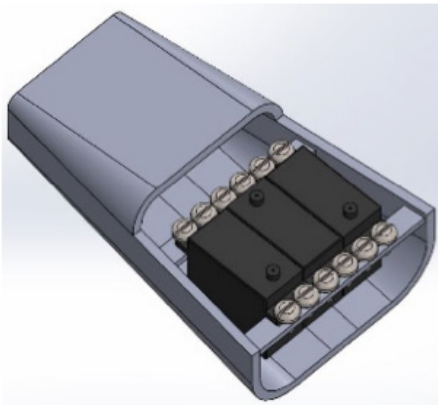


Figura 11. Antebrazo albergando los servomotores utilizados para mover los dedos

Módulo ensamblado. El ensamble consta de 16 piezas impresas individuales, el tiempo de impresión total fue de 19 horas, llevando mayor tiempo el antebrazo. Para este proceso se utilizó la impresora MakerBot Replicator+ [14], y para todas las piezas el material PLA, dado que brinda una alta resistencia plástica en comparación con el ABS. El diseño de ensamblado se muestra en la figura 12.

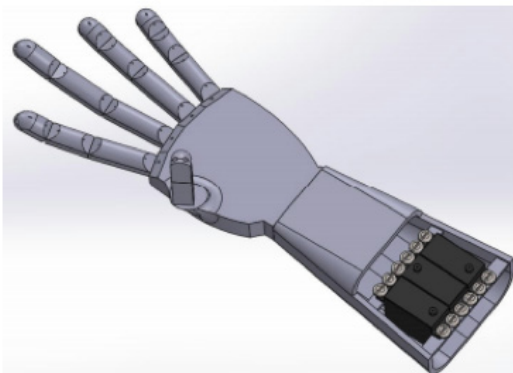


Figura 12. Diseño del módulo ensamblado

La tabla 2 muestra los componentes usados en el prototipo, en la que además se incluyeron los servomotores utilizados, así como la tornillería para sujetarlos al antebrazo, con lo cual se obtiene un total de 31 piezas del prototipo.

Tabla 2. Partes del ensamble

NÚMERO 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	3
7	Tornillos 5 x 10	12
TOTAL		31

Análisis estático. Se utilizó el software SolidWorks para el análisis de las partes que componen el prototipo planteado. El material aplicado para las piezas fue el polímero PLA, el cual tiene un límite elástico de 60 MPa y un módulo de elasticidad de 3.5 GPa. El análisis que se presenta fue realizado de manera separada a los componentes, tratando de mantener las especificaciones de sujeción.

Dedos. El análisis inicia con el estudio en las falanges de los dedos, en la figura 13 se muestra la distribución de éstas, en color azul se muestra la falange proximal, en color verde la falange media y por último en color rojizo la falange distal.

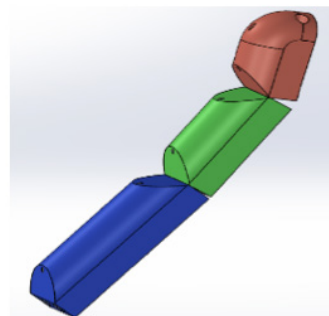


Figura 13. Distribución de falanges en dedo índice

Falange proximal. Para el análisis de esta parte, se utiliza como muestra la falange del dedo índice, al cual se aplicó una fuerza de 450 N, además de emplear una sujeción de geometría a la cara conjunta (parte superior) de la palma. En la figura 14 se muestra el valor máximo de tensión que alcanza un valor de 13.7 MPa, lo cual queda lejos del límite de tracción del PLA (60 MPa). En la misma figura se muestra el análisis de deformación realizado a la falange proximal, que arroja como resultado 0.05 mm de desplazamiento, el cual es considerado un valor aceptable, ya que permite seguir trabajando en las aplicaciones planteadas.

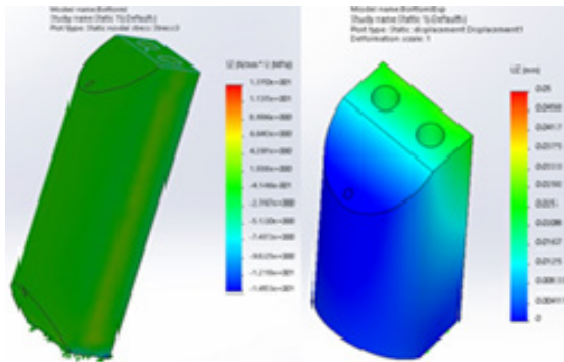


Figura 14. Análisis de tensiones y de desplazamiento obtenidos por medio de SolidWorks

Falange media. A continuación, se presentan los resultados del análisis realizado a la falange media, a la cual se le aplicó una fuerza de 450 N, además de emplear sujeciones conforme a la cara de la falange proximal. En la figura 15 se muestra el resultado máximo de tensión para el cual se obtuvo 2.126 MPa, valor que es aceptable dado que queda lejos del límite de tracción (60 MPa). La misma figura en su extremo derecho, muestra el análisis de desplazamiento, en donde se obtuvo como resultado un valor de 0.0676 mm, que puede ser considerado como despreciable de acuerdo con las dimensiones de la pieza.

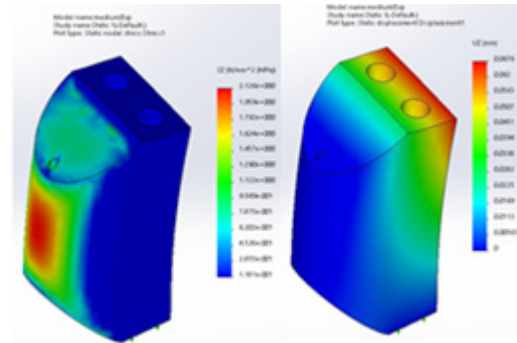


Figura 15. Análisis de tensiones y de desplazamiento en falange media obtenidos por medio de SolidWorks.

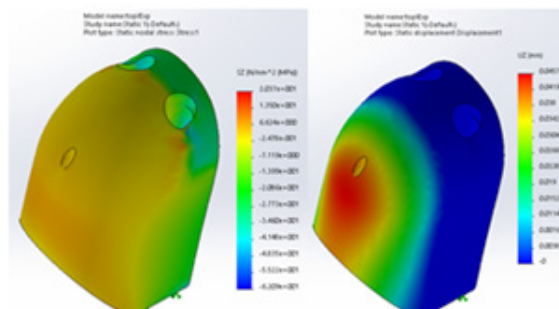


Figura 16. Análisis de tensiones y desplazamiento en falange distal obtenidos por medio de SolidWorks.

Palma. En la figura 17 se presenta el análisis realizado a la palma del prototipo, para el cual se utiliza como material el polímero PLA; los resultados obtenidos se pueden considerar como aceptables, por cuanto los valores que más se elevan corresponden al área de los orificios por donde pasan los tendones artificiales. El resultado mayor obtenido es de 17.76 MPa quedando por debajo del límite de tracción de material PLA. La misma figura muestra los resultados del análisis generado en la palma en cuanto a desplazamiento, el mayor valor que se obtuvo fue de 0.208 mm lo cual se considera como un resultado aceptable tomando en cuenta las dimensiones y características de la parte con mayor desplazamiento.

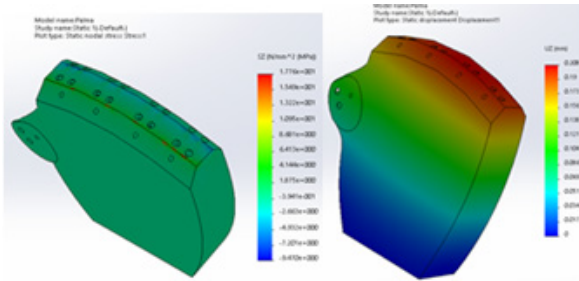


Figura 17. Análisis de tensiones y de desplazamiento en la palma obtenidos por medio de SolidWorks.

Control electrónico. Cuando el usuario realiza un movimiento, presión o flexión, se genera una señal analógica proveniente del sensor mioeléctrico, ésta señal pasa al controlador por medio de un pulso de una señal modulada que genera la acción de control para los servomotores y así tensar los tendones y obtener de esta manera un movimiento rotacional en los dedos y estos puedan curvarse. El esquema de trabajo propuesto se muestra en la figura 18.

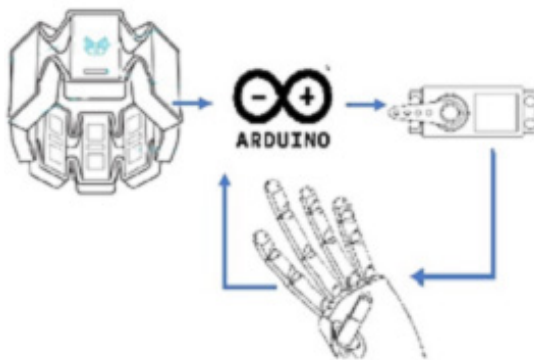


Figura 18. Esquema de control del sistema

Se utilizó el sensor Myo ArmBand de la compañía Thalmic Labs, este sensor en forma de brazalete cuenta con 8 sensores que se ubican alrededor del biceps o antebrazo. Las señales que se captan de la actividad muscular son muy pequeñas, por lo que este sensor cuenta con la capacidad de amplificarlas y rectificar la onda [15].

El sensor se comunica por medio del dispositivo bluetooth a la computadora, posteriormente pasa los datos obtenidos conforme a la señal muscular del usuario a la tablilla Arduino, que mediante pulso moverá los servomotores y así los dedos tendrán movimientos rotacionales. La Myo ArmBand puede extraer datos electromiográficos, a una frecuencia máxima de 200 Hz, es adaptable a un tamaño de brazo de 7.5 a 13 pulgadas de la circunferencia y tiene un peso de 93 gramos. Las ventajas de este sensor corresponden a su bajo costo y posibilidad de vincularse a diversos dispositivos.

Conexiones electrónicas. Al preferir una estrategia de control en lazo abierto, el circuito desestima el uso de sensores para posición o fuerza. Las conexiones físicas están dadas por medio de cables tipo jumper, estos corren de los servomotores a la tarjeta Arduino. (Ver figura 19).

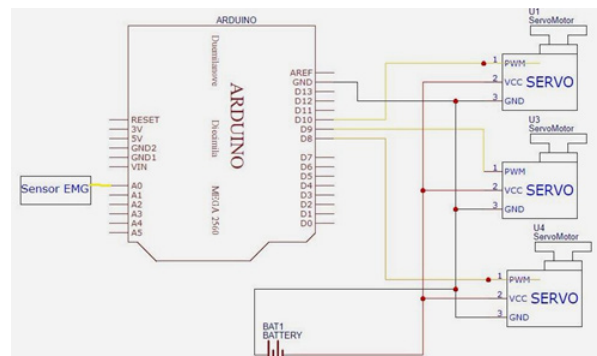


Figura 19. Circuito electrónico

Servomotores. Se utilizaron en total 3 servomotores, el modelo seleccionado fue MG996R, ya que provee el torque y adaptabilidad referente al espacio para su ensamble, así como la precisión en movimientos angulares requeridos. Las especificaciones de los servomotores usados se muestran en la tabla 3. Estos actúan de forma simultánea, con el mismo torque y desplazamiento angular,

Servomotores. Se utilizaron en total 3 servomotores, el modelo seleccionado fue MG996R, ya que provee el torque y adaptabilidad referente al espacio para su ensamble, así como la precisión en movimientos angulares requeridos. Las especificaciones de los servomotores usados se muestran en la tabla 3. Estos actúan de forma simultánea, con el mismo torque y desplazamiento angular, por lo que la mano cuenta con un solo grado de libertad, sin embargo, por la configuración diseñada se utilizaron hilos de nailon para hacer posible actuar todas las falanges.

Tabla 3. Especificaciones de los servomotores

ESPECIFICACIONES	MEDIDAS
Peso	60 gramos
Dimensiones	40.7 x 19.7 x 42.9 mm
Voltaje	4.8 V a 7.2 V
Amperaje	500 mA – 900mA



Figura 21. Usuario tomando un objeto

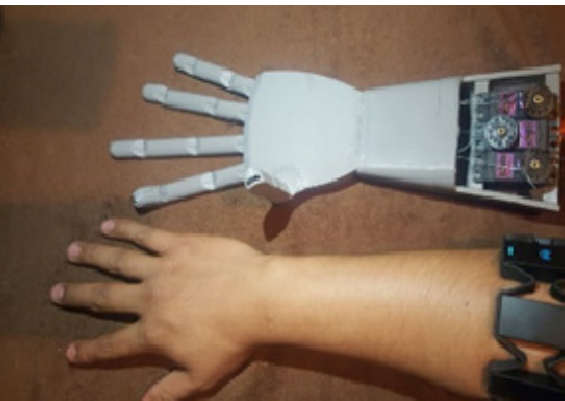


Figura 22. Usuario con dedos extendidos

Resultados y discusión

El prototipo una vez impreso y ensamblado cuenta con la capacidad de ser controlado por señales mioeléctricas detectadas con el sensor Myo ArmBand. El diseño cuenta con



Figura 20. Ensamble de prototipo físico

Con la intención de probar la validez del prototipo se efectuó un experimento en donde un usuario brinda la orden a la prótesis de abrir y cerrar la mano mediante las señales mioeléctricas, además de tomar un objeto con la prótesis. Los resultados se muestran en las figuras 21 y 22.

Dentro de las pruebas se determinó que los dedos abren y cierran de manera natural. A diferencia de otros prototipos disponibles en el mercado, este sistema cuenta con un retardo de 0.5 segundos en su señal para abrir y cerrar los dedos, lo anterior debido a que se pierde tiempo en la etapa en la que el sensor mioeléctrico elimina el ruido que pudiera captar dentro de la recolección de las señales. La limitante de fuerza en los dedos se encuentra principalmente en la impresión del componente, ya que el servomotor aporta 10 kgf/cm, sin embargo, si se aplicara una tensión superior que la que se adaptó al sistema podría destruir estas piezas al reventar los canales por los que pasa el tendón artificial. A pesar de esta limitante el diseño propuesto cuenta con la capacidad de abrir y cerrar la mano, así como de sujetar diversos objetos.

El sensor cuenta con 8 sensores ubicados alrededor del antebrazo o bicep con los cuales se determina la actividad muscular que tiene el usuario. La implementación electrónica del sensor junto con la placa Arduino toma muestras de señales cada 100 milisegundos o una frecuencia de 10 Hz, lo anterior para dar tiempo suficiente de procesamiento de señal al controlador y evitar fluctuaciones en la señal sensada. En la figura 23, se aprecia el comportamiento de los ocho sensores ubicados en el momento en el que el usuario tiene la mano abierta, lo que hace que los servomotores se mantengan en su posición inicial y así los dedos de la mano impresa se encuentren abiertos.



Figura 23. Señales obtenidas por el sensor con la mano abierta a través de <http://diagnostics.myo.com/>

Los giroscopios y acelerómetros con los que cuenta el sensor, generan un muestreo de la posición del mismo en el brazo, determinando así en cuales músculos se encuentra cada sensor y si se encuentra en un músculo flexor o extensor. En la figura 24 se aprecian las señales obtenidas cuando la mano se encuentra cerrada, después de obtener las señales, se filtra y amplifica el envío de la señal a los servomotores, para que estos realicen un movimiento predeterminado de 180 grados. La confirmación del movimiento se realiza a través del apoyo de los indicadores de gestos, los cuales se aprecia en la misma figura, en la cual se observa las señales del puño y los indicadores del gesto a seguir en la prótesis.



Figura 24. Señales tomadas del puño e indicadores mostrando la acción en prótesis a través de <http://diagnostics.myo.com/>

La tabla 4 muestra el costo total del sistema, el cual asciende a 115 dólares, que no incluyen las horas de ingeniería y desarrollo.

Tabla 4. Costos

DESCRIPCIÓN	COSTO
420 gramos de PLA	40 USD
Sensor Myo ArmBand	50 USD
Microcontrolador	15 USD
3 servomotores	9 USD
Tendones artificiales	1 USD
Total	115 USD

Agradecimientos

Los autores extienden su agradecimiento a la Secretaría de Educación Pública de México por financiar este trabajo a través de Acuerdo de investigación 511-6 / 17-7605.

Conclusiones

Entre las principales aportaciones del trabajo se puede mencionar la disminución del peso del prototipo comparado con otras propuestas; la cual fue posible manteniendo el mínimo número de actuadores presentes.

Para garantizar el diseño estructural se realizaron análisis estáticos de carga; en el mismo sentido, la estrategia de control en lazo abierto permitió desestimar el uso de sensores de fuerza y de posición y a la fácil adquisición de los materiales utilizados, lo que permitió mantener un costo bajo que no superan un presupuesto de 115 dólares; el controlador al basarse en un lazo abierto, permite que su rendimiento sea altamente confiable en la calibración de los actuadores.

El prototipo 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. Como trabajo a futuro queda pendiente realizar pruebas dinámicas de pesos cargado por la mano, en donde será necesario implementar una estrategia de control en lazo cerrado bajo el enfoque de sistemas con retardo.

Referencias

- [1] Instituto Nacional de Estadística y Geografía. “Balanza Comercial de México”, 2017. [En línea]. Disponible en: <http://www.beta.inegi.org.mx/temas/balanza/>
- [2] Y. Castañeda-Borrayo, A.B Mireles-Pérez, A.M González-Ramos, C. Pérez-García y L.R. Navarro-Trujillo, “Costos directos e indirectos por amputaciones en mano derivadas de accidentes de trabajo”, *Rev Med Inst Mex Seguro Soc*, vol. 48, no. 4, pp. 367-375, 2010.
- [3] L. Ming-Jin Liu, X. Cai-Hua Xiong , X. Le and H. Xiao-Lin, “Biomechanical Characteristics of Hand Coordination in Grasping Activities of Daily Living”, *PLOS ONE*, vol. 11, no. 3, 2016. doi.org/10.1371/journal.pone.015168.
- [4] J.L. Loaiza, y N. Arzola, “Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano”, *Dyna*, vol. 78, no. 169, pp. 191-200, 2011.
- [5] J. González, “Robótica y prótesis inteligentes”, *Revista Digital Universitaria*, vol. 6, no. 1 pp.11–15, 2004.
- [6] P. Darío and S. Micera, “A consortium Project for enhanced control of powered artificial hands based on direct neural interfaces”, *Neural prosthesis workshop*, 2002.
- [7] J.L. Brito, X.Q. Marlon, D. Cusco. y J.I. Calle, “Estudio del estado del arte de las prótesis de mano”, *Ingenius*, vol. 9, pp. 57-64, 2013.
- [8] El País, “Una nueva mano biónica imita a la humana en aspecto, rapidez y movimientos”, 2008. [En línea]. Disponible en: https://elpais.com/sociedad/2008/11/27/actualidad/1227740404_850215.html.
- [9] I. Huitzil, J.O. Pájaro, y I.D. Ramírez, “Test of a Myo ArmBand”, *Revista de Ciencias Ambientales y Recursos Naturales*, vol. 3 no.10, pp. 48-56, 2017.
- [10] D. Spainer, y G. Pinto “Creación de una plataforma tecnológica para la investigación y producción de prótesis de brazo y mano en la república Argentina”, tesis de pregrado, Instituto Tecnológico de Buenos Aires, Argentina, 2012.

- [11]S. Rahimian, “Selecting a development approach”, *Centers for Medicare & Medicaid Services*, CMS, PP. 1-10, 2008
- [12]O.S. Miyamoto, “Impresión 3D. Hágalo usted mismo”, *¿Cómo ves?*, vol. 17, no 203, pp. 1-6, 2015. 1.
- [13]Instituto Nacional de Estadística y Geografía, “Mapa Digital de México”. [En línea]. Disponible en: <http://www.inegi.org.mx/>
- [14]MakerBot Inc. 2017. [En línea]. Disponible en: www.makerbot.com
- [15]M. Abduo, y M. Galster, “Myo Gesture Control Armband for Medical applications”, Tesis de pregrado, University of Canterbury, Canterbury, 2015.