

Diseño, manufactura y control de una prótesis mecatrónica de extremidad superior**Design, manufacture and control of a mechatronic upper limb prosthesis**

ROMERO-RODRÍGUEZ, Gabriel†*, HUESCA-LAZCANO, Erick Eduardo, FLORES-RAMÍREZ, Óscar y CAMPOS-MUÑOZ, Gustavo Cristobal

Universidad Politécnica de Amozoc, Ingeniería Automotriz

ID 1^{er} Autor: *Gabriel, Romero-Rodríguez* / ORC ID: 0000-0002-5124-3016, Researcher ID Thomson: Y-2756-2018, CVU CONACYT ID: 299737

ID 1^{er} Coautor: *Erick Eduardo, Huesca-Lazcano* / ORC ID: 0000-0002-0505-8442, Researcher ID Thomson: F-1162-2018, arXiv Author ID: 429567-444L3Z-UIWFRF, Open ID: 357590366000, CVU CONACYT ID: 223342

ID 2^{do} Coautor: *Óscar, Flores-Ramírez* / ORC ID: 0000-0001-9884-9499, Researcher ID Thomson: E-8242-2018, CVU CONACYT ID: 92914

ID 3^{er} Coautor: *Gustavo Cristobal, Campos-Muñoz* / ORC ID: 0000-0003-1600-7103

DOI: 10.35429/JP.2019.8.3.1.8

Recibido 19 de Marzo, 2019; Aceptado 29 Junio, 2019

Resumen

Para el hombre, las manos representan la fuente principal de información táctil sobre su entorno y son el medio idóneo para la manipulación física del mismo. Las amputaciones en miembros superiores resultan en una importante pérdida de funcionalidad en las personas afectadas. Los datos de discapacidad en México, según los censos del INEGI en 2014, muestran una población de 780 mil personas que sufren de algún tipo de amputación, IMSS reportó en 2012 más de 113 mil amputados de extremidad superior. Una prótesis es una extensión artificial que reemplaza una parte faltante del cuerpo. El objetivo del presente trabajo fue devolver, en un porcentaje, la funcionalidad de miembros superiores en pacientes amputados, mediante el diseño, manufactura y control de una prótesis mecatrónica de bajo costo. Lo anterior se logró gracias a que la prótesis de miembro superior se basó en el diseño asistido por computadora donde se verificó la mecánica y dinámica de movimiento, después, con los parámetros de diseño se obtuvo la prótesis tridimensional usando manufactura aditiva. Una unidad de control generó los movimientos de las articulaciones gracias a la conexión de servomotores que se comunicaban con un medio procesador y una batería. El desarrollo de esta tecnología contribuye con la integración de prótesis ligeras y funcionales, con alternativas de control de señal muscular, proporcional a la fuerza y a la velocidad, devolviendo características del movimiento anatómico natural.

Diseño asistido por computadora, Manufactura aditiva, Control automático

Abstract

For the man, the hands represent the main source of tactile information about his surroundings and are the ideal means for the physical manipulation of the same. Amputations in upper limbs result in a significant loss of functionality in affected people. Disability data in Mexico, according to the INEGI censuses in 2014, show a population of 780 thousand people suffering from some type of amputation, IMSS reported in 2012 more than 113 thousand upper limb amputees. A prosthesis is an artificial extension that replaces a missing part of the body. The objective of this work was to return, in a percentage, the functionality of upper limbs in amputee patients, through the design, manufacture and control of a low-cost mechatronic prosthesis. The above was achieved because the upper limb prosthesis was based on the computer-aided design where the mechanics and dynamics of movement were verified, then, with the design parameters, the three-dimensional prosthesis was obtained using additive manufacturing. A control unit generated joint movements thanks to the connection of servomotors that communicated with a processor medium and a battery. The development of this technology contributes to the integration of light and functional prostheses, with muscle signal control alternatives, proportional to strength and speed, returning characteristics of natural anatomical movement.

Computer-aided design, Additive manufacturing, Automatic control

Citación: ROMERO-RODRÍGUEZ, Gabriel, HUESCA-LAZCANO, Erick Eduardo, FLORES-RAMÍREZ, Óscar y CAMPOS-MUÑOZ, Gustavo Cristobal. Diseño, manufactura y control de una prótesis mecatrónica de extremidad superior. Revista de Fisioterapia y Tecnología Médica. 2019. 3-8: 1-8

* Correspondencia del Autor (gabriel.romero@upamozoc.edu.mx)

† Investigador contribuyendo como primer autor.

Introducción

La mano del hombre es considerada la principal herramienta mecánica y sensitiva pues es el principal órgano de manipulación física, gracias a las funciones de movimiento, presión y tacto. Gran parte de los movimientos se atribuyen al dedo pulgar la facilidad de rotar 90°; este dedo es el de mayor funcionalidad y la pérdida del mismo reduce un 40 % la capacidad de funcionalidad de la mano (Ribeiro et al., 2019). Una prótesis de mano tiene como finalidad ayudar a proporcionar algunas funciones, pero jamás remplazar un miembro faltante del cuerpo del ser humano que se perdió por diferentes situaciones; uno de los objetivos de la construcción de las mismas es mejorar la calidad de vida de los pacientes amputados (Belter et al., 2013).

La fabricación de prótesis de mano se ha venido realizando desde hace mucho tiempo, se tiene como registro que las primeras prótesis de mano fueron desarrolladas hacia el año 2000 a. C. (Dudley and Childress, 1985, Belter et al., 2013) Por el siglo XVI se generaron grandes avances tal fue el caso del francés Ambroise Paré, también en el siglo XX el médico francés Grippoulleau colaboró con el desarrollo de accesorios prostéticos terminales, además Dorrance en 1912 fabricó el Hook, cuyo objetivo era regresar al paciente amputado a la vida laboral (Norton, 2007; Loaiza y Arzola, 2011).

Entre las innovaciones más importantes del diseño de prótesis de miembro superior, se encuentra la del alemán Peter Beil quien diseñó una prótesis con cierre y apertura de los dedos dando origen a las prótesis autopropulsadas. Más tarde Beafort generó un brazo con flexión del codo activado al presionar una palanca contra el tórax, en 1912 Dorrance desarrolló el Hook, que permitía abrir la mano mediante movimientos de la cintura escapular y cerrar por la acción de un tirante de goma; en Alemania se desarrolló el gancho Fischer con características similares (Norton, 2007, Belter et al., 2013; Iliescu et al., 2019). Ahora bien, el origen de las prótesis activadas por los músculos del muñón (límite físico de la extremidad perdida) se da en Alemania, pues Sauerbruch, ideó la conexión entre la musculatura flexora del antebrazo con el mecanismo de la mano artificial, haciendo posible el movimiento de la prótesis debido a la contracción muscular (Dorador-González et al. 2004; Puglisi y Moreno, 2006).

En 1946 se crean sistemas de propulsión asistida con sistemas neumáticos y eléctricos. Las prótesis con mando mioeléctrico comienzan a surgir en 1960 en Rusia (Belter and Dollar, 2011). Por otro lado, los materiales que se han empleado en la generación de prótesis han variado conforme evoluciona la tecnología; en el siglo XIX se empleaban cuero, polímeros naturales y madera, actualmente se emplea una gran diversidad como se muestran en la Tabla 1. En la actualidad, el desarrollo tecnológico ha crecido a pasos agigantados beneficiando los desarrollos de las prótesis (Richard, 2004; Bundhoo, 2009; Silva-Castellanos et al., 2011; Stephens-Fripp et al., 2019).

Sin embargo, esta tecnología no ha llegado a cubrir a la gran mayoría de pacientes amputados, principalmente a los de bajos recursos económicos, ya que las prótesis más sofisticadas representan un gasto económico importante. Los datos de discapacidad en México, según los censos del INEGI en 2014, muestran una población de 780 mil personas que sufren de algún tipo de amputación, IMSS reportó en 2012 más de 113 mil amputados de extremidad superior.

Memoria de forma	Electro-activos Magneto-activos	Fotocromáticos
Aleaciones Polímeros Cerámicos Aleaciones ferromagnéticas	Piezoeléctricos Electro-resistivo Magneto-restrictivos	Fotoactivos Electroluminiscentes Fluorescentes Fosforescentes Cromo-activos Fotocromáticos Termo cromáticos Electro-cromáticos

Tabla 1 Materiales típicos empleados en prótesis

Una alternativa para coadyuvar en la generación de prótesis de bajo costo económico consiste en el diseño digital de la extremidad, con características ajustables a las condiciones de los pacientes, para obtener estructuras físicas de materiales ligeros pero muy resistentes usando manufactura aditiva, además de otorgar a la prótesis, características de movimiento gracias a la inclusión de servomotores y un guante con sensores que permitan realizar control de repetición de movimientos.

Metodología

Para desarrollar la prótesis subactuada propuesta se presentan los pasos que siguió la metodología: 1) Diseñar una extremidad superior (mano) con base en las mediciones realizadas a un grupo de 50 hombres de entre 19 y 21 años de edad. Después modelar en el software de diseño asistido por computadora Solid Works para obtener su representación tridimensional. 2) Los parámetros de dimensionamiento CAD se convierten en líneas de trayectoria (stl) para que las siga una máquina de impresión 3D (Ngan et al., 2019). 3) Una vez obtenido el prototipo, se realiza la conexión de las articulaciones mediante un sistema de cableado e hilos elásticos que van sujetos a sus correspondientes servomotores que realizan los movimientos. 4)

Los servomotores están conectados a un medio controlador el cual sigue las trayectorias medidas en sensores resistivos flexibles los cuales están dispuestos en un guante, el cual fue colocado en un miembro de extremidad superior con la intención de que los movimientos realizados sean captados por los sensores del guante y estos se transmitan a los servomotores que generarán las posiciones adecuadas para la prótesis subactuada (Stephens-Fripp et al., 2019).

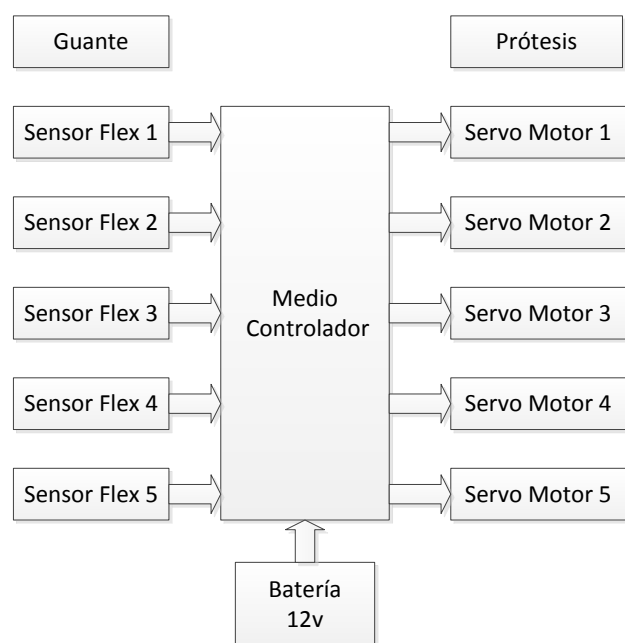


Figura 1 Diagrama a bloques del sistema de sensado, actuación y control

5) Una vez que se instrumentan los sensores resistivos, los valores nominales encontrados en la calibración de cada resistencia se pasan al programa de control de movimiento para que mapee los datos ya sí se generen posiciones angulares en los servomotores que siguen las articulaciones de la prótesis. 6) Los valores de los sensores resistivos se programan en el medio controlador para que se traduzcan en ángulos de movimiento que siguen los servomotores, logrando así la movilidad de la prótesis (Wong et al., 2019). Lo anterior se puede ver en la Figura 1.

Resultados

Diseño CAD

Usando diseño asistido por computadora (Solid Works) y el promedio de mediciones físicas de extremidades superiores, se obtuvo la representación tridimensional de la prótesis (palma de la mano, falanges con sus articulaciones correspondientes), iniciando en el plano de coordenadas “xy” para realizar el croquis en 2D, se usaron herramientas como líneas, rectángulos y círculos para recortar entidades, redondear croquis y hacer simetría de entidades equidistantes.

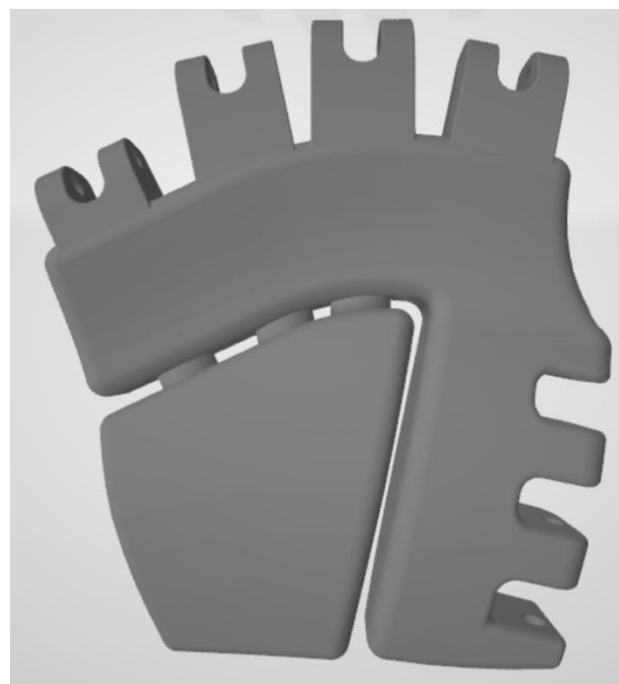


Figura 2 Diseño de la palma de la mano

Posteriormente se aplicó una operación de extrucción sobre el plano z, en forma positiva (hacia arriba) para obtener el sólido requerido en 3D, es decir con volumen, posteriormente a dicho sólido se le aplicaron operaciones de redondeo, chaflán y cota inteligente para poder obtener las dimensiones (mm) específicas a cada parte de la pieza Figuras 2 y 3. Obtenido el sólido en 3D, se detalló con operaciones como extruir corte, asistente para taladro, revolución de saliente base, corte de revolución, corte barrido y escala. Del diseño se puede observar que las falanges cuentan con terminaciones que le permiten su conexión con otras falanges y con la palma de la mano, además de contar con orificios que le permiten agregar un homólogo de tendón (hilo flexible) para generar los movimientos articulares.

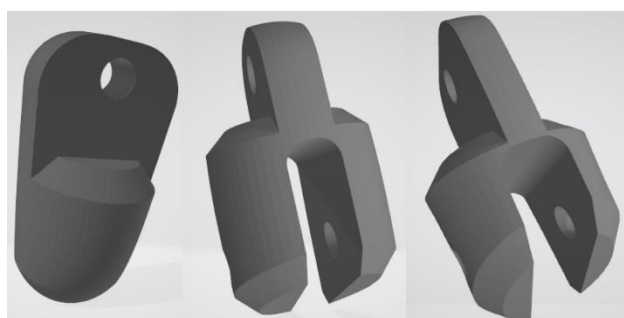


Figura 3 Diseño de la tercera falange y la articulación interfalangiana distal (ipd), segunda falange y la articulación interfalangiana proximal (ipp), primera falange y la articulación metacarpofalangiana (mcp)

La palma de la mano cuenta con una sección transversal que le otorga flexibilidad y beneficia la conducción de los hilos flexibles para evitar la fricción derivada de los movimientos de los servomotores.

Manufactura aditiva

Una vez obtenida la representación tridimensional de la prótesis, los parámetros del archivo digital se transformaron en líneas de trayectoria que siguió la impresora 3D modelo *Dimension Elite* de *Stratasys*, logrando así la obtención del sólido de la prótesis Figura. El material con el cual están configuradas estas piezas es Acrylonitrile Butadiene Styrene (ABS), como referencia, un cm³ de ABS pesa 1.02grs. Las piezas impresas se lavaron en una solución durante cinco horas.

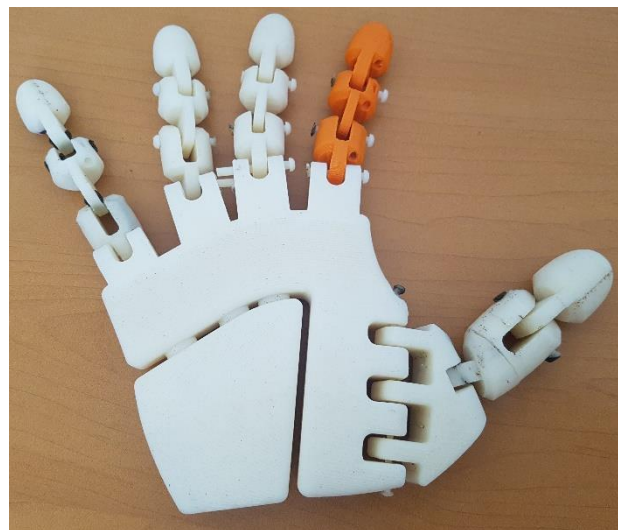


Figura 4 Manufactura aditiva de la prótesis de extremidad superior

Sensor de movimiento

Para controlar los movimientos de la prótesis de extremidad superior se mapearon los movimientos de una mano mediante un guante que se instrumentó con sensores resistivos flexibles (SF). Estos sensores tienen una resistencia nominal de 25K Ω sin flexión física (0°), y llegan hasta 100K Ω en su máxima flexión (90°) como se muestra en la Figura 5.

Ángulo	SF1	SF2	SF3	SF4	SF5
0°	24.8 k Ω	24.1k Ω	24.9k Ω	24.8k Ω	24.8k Ω
22.5°	48.4k Ω	47k Ω	49.3k Ω	48.6k Ω	48.6k Ω
45°	73.2k Ω	71.1k Ω	74.2k Ω	73.4k Ω	73.4k Ω
67.5°	81k Ω	83.5k Ω	84.2k Ω	85.7k Ω	85.7k Ω
90°	98k Ω	96k Ω	99k Ω	98k Ω	98k Ω

Tabla 2 Calibración de los sensores resistivos

Los valores obtenidos de la calibración de cada sensor fueron programados en el medio controlar para seguir las trayectorias adecuadas de movimiento de las articulaciones, donde se ubicaron 4 posiciones básicas en los grados correspondientes, finalmente los sensores se sujetaron en un guante (ver Tabla 2).



Figura 5 Lecturas de la resistencia variable según su curvatura

La instrumentación de los sensores resistivos se ilustra en la Figura 6, donde, para cada movimiento de las articulaciones de los dedos se asignó un sensor, el cual fue sobrepuesto en un guante, dentro del cual se introduce la mano, y al realizar los movimientos, los sensores envían sus correspondientes valores al medio controlador, éste a los servomotores que otorgan el movimiento a la prótesis.

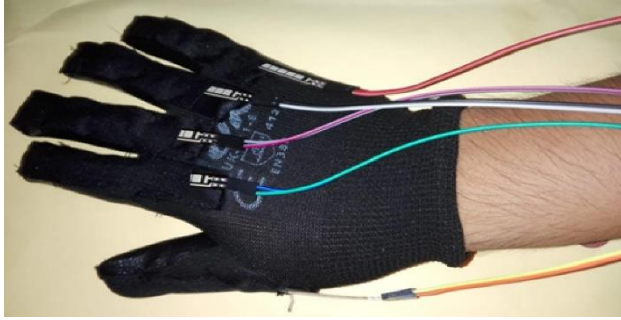


Figura 6 Guante sensorial resistivo para control de movimiento

Circuito electrónico

La prótesis de extremidad superior está conformado por diversos instrumentos electrónicos (ver Tabla 3), en la Figura 7 se muestra el diagrama de la interacción general de los dispositivos electrónicos: el medio controlador se alimenta de una fuente externa que suministra la energía, los sensores resistivos se conectan a las entradas analógicas del medio controlador, dichos sensores envían los parámetros al medio controlador quién tiene asignado un algoritmo de control que envía las señales por medio de las salidas digitales para que las unidades de generación de movimiento de cada articulación se acoplen al cuerpo físico de la prótesis y repitan la dinámica del guante.

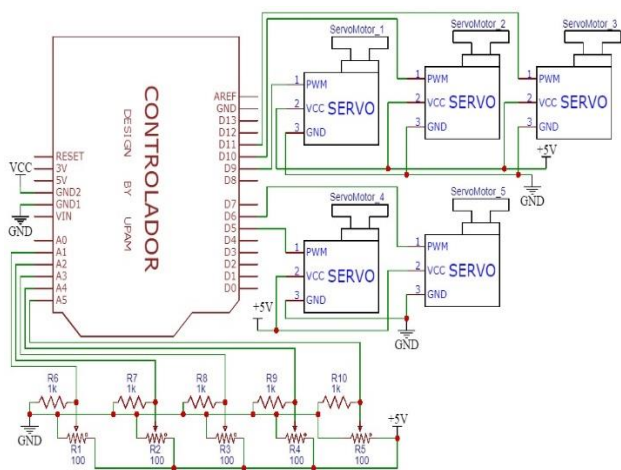


Figura 7 Diagrama esquemático de conexión de los dispositivos electrónicos

Variable	Instrumento	Características
Adquisición de datos	Medio Controlador	-Memoria Flash 256K -SRAM 8K -EEPROM 4K -Velocidad de reloj 16 MHz -Pines Digitales I/O: 13 -Pines Analógicos I/O: 6 -Voltaje: 5V
Movimiento (Dedos)	Servomotor	-Velocidad de Operación (4.8V sin carga): 0.17seg / 60 grados -Velocidad de Operación (6V sin carga): 0.13seg / 60 grados -Torque de parada (4.8V): 13kg/cm -Torque de parada (6.0V): 15kg/cm
Sensor de movimiento (Guante)	Sensor flexible	-Rango de Temperatura: -35°C a +80°C -Resistencia plana: 25K Ohms -Tolerancia de resistencia: ± 30% -Rango de resistencia a la flexión: 25K a 100K Ohms (dependiendo del radio de curvatura) -Capacidad de potencia: 0.50 Watts continuos.

Tabla 3 Características de los componentes electrónicos del control de movimiento de la prótesis

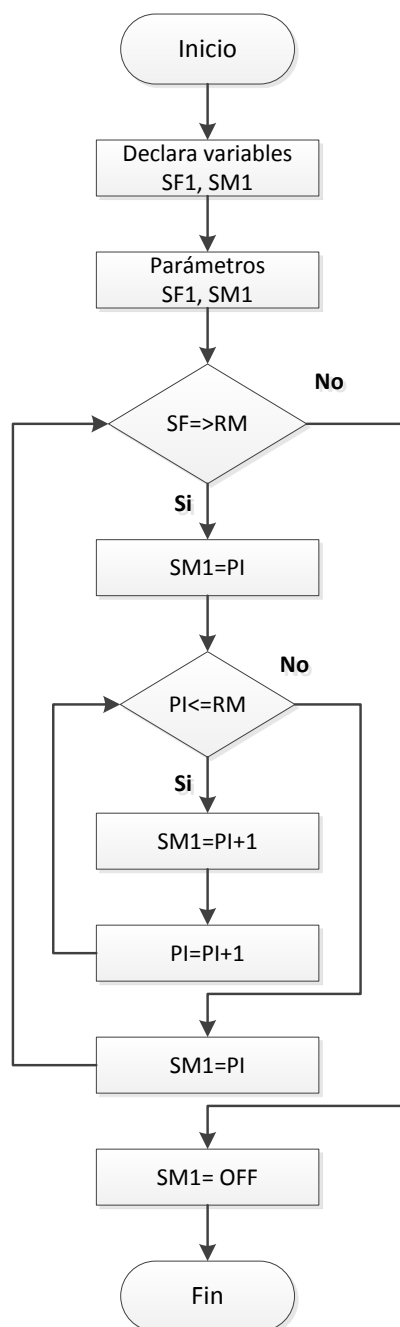


Figura 8 Diagrama de flujo de la función del control movimiento

Control de movimiento

Los pasos lógicos de la programación de una articulación se muestran en el diagrama de flujo principal de la Figura 8, donde se declararon las variables correspondientes a los sensores resistivos flexibles (SF) y las salidas de los servomotores (SM), después, se pasa a la función de comparación de valores resistivos permitidos (RM) y el nominal del sensor (SF) posición, si la condición es válida se activa la salida (SM) hasta que llegue a la posición deseada (PI) y se detiene cuando alcanza dicha posición; este es el principio básico de control de movimiento de cada articulación.

Las trayectorias de las posiciones angulares que siguieron las cinco articulaciones se muestran en la Gráfica 1, donde P_0 equivale a la posición angular 0° o restricción física inferior, la posición P_1 equivale a 22.5° , P_2 a 45° , P_3 a 67.5° y P_4 a 90° como restricción física superior. Se puede observar que los sensores resistivos actúan adecuadamente ya que las posiciones que alcanzan los servomotores no sobreactúan en el sistema.

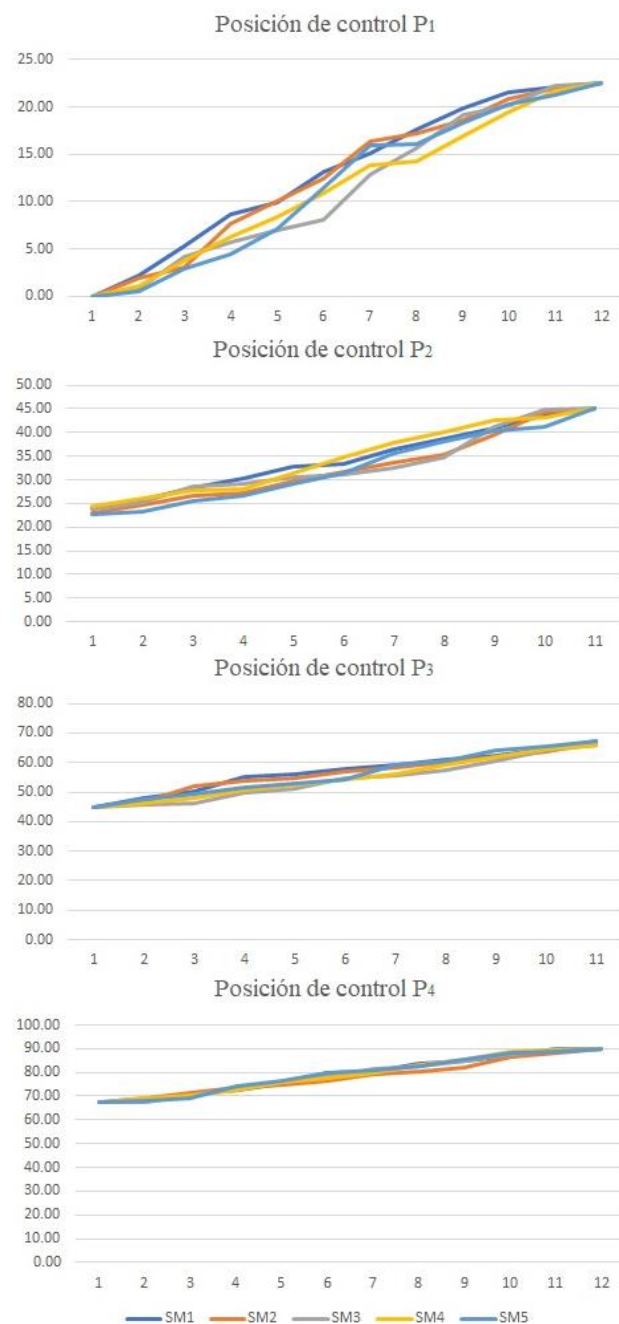


Gráfico 1 Trayectorias del control de movimiento de las cinco articulaciones de la prótesis



Figura 9a Control de movimiento de la prótesis subactuada

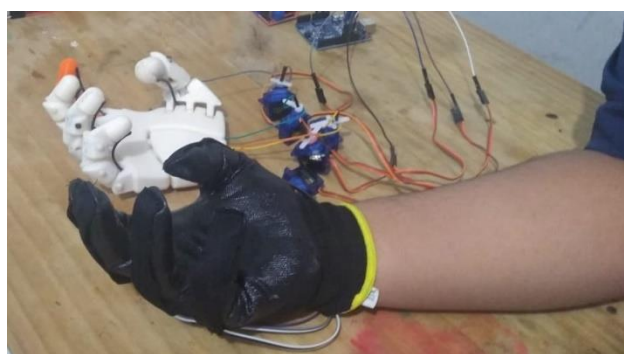


Figura 9b Control de movimiento de la prótesis subactuada

Por otro lado, los movimientos generados en el guante sensor resistivo permitieron alcanzar las posiciones P₁ a P₄ que fueron programadas en el medio controlador.

Conclusiones

Se obtuvo el prototipo de una prótesis de extremidad de miembro superior que cumplió los requerimientos funcionales, estéticos y económicos. Esto representa una alternativa tangible para coadyuvar a los pacientes en devolver la movilidad parcial para reintegrarse a su entorno social y laboral.

La metodología planteada permitió el diseño adecuado y la manufactura de bajo costo económico de la extremidad superior, que bajo una estructura de control básica permitió generar movimientos en las articulaciones, es decir, la prótesis es capaz de cerrar y abrir adecuadamente las articulaciones (con suficiente presión gracias a las características de sus servomotores), mediante un guante que logró mapear los movimientos, traducidos por los sensores en valores resistivos que, al variar, generaron ángulos de posición que siguieron los servomotores.

La prótesis obtenida presenta diversas ventajas como: ser ligera por su material de construcción, fácil de usar gracias al guante sensorial resistivo flexible, detecta y genera cambios de movimiento de forma eficaz.

Mejoras

El diseño de puede ampliar, de forma que se pueda adaptar un codo y un brazo, que le brindarían mayor adaptación al paciente.

Es posible sustituir el guante sensorial por sensores mio-eléctricos, lo que modificará su algoritmo de control.

Se puede instrumentar un acelerómetro para mejorar el sentido de movimiento de las articulaciones.

Referencias

Belter J. T., Segil J., Dollar A. M., and Weir R. F. (2013). The mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands. *JRRD*, 50(5), pp. 1–40.

Belter J. T. and Dollar A. M. (2011). Performance characteristics of anthropomorphic prosthetic hands. *Rehabilitation Robotics (ICORR). IEEE International Conference*, pp. 1–7.

Bundhoo V. (2009). Design and evaluation of a shape memory alloy-based tendondriven actuation system for biomimetic artificial fingers. Master of applied science in the Department of Mechanical Engineering, University of Victoria.

Dorador-González J. M., Ríos-Murillo P., Flores-Luna I. and Juárez-Mendoza A. (2004). “Robótica y prótesis inteligentes,” *Revista Digital Universitaria UNAM*, 6(1), pp. 15.

Dudley P., Childress S. (1985). Historical aspects of powered limb prostheses. *Digital Resource Foundation for the Orthotics & Prosthetics Community*, 9(1), 2–13.

Guay M. F. (2012). Analyse cinemato-statique d’un doigt sous-actionné á 3 ddl pour une prothèse de membre supérieur. *Maître es sciences, Université Laval*, pp. 27-89.

INEGI (2014). Clasificación de Tipo de Discapacidad Histórica.

IMSS (2012). Datos de discapacidad en México.

Iliescu, M., Vladareanu, L., Frant, C., Dugășescu, I., Pandelea, M., & Marin, D. (2019). Research on upper limb biomechanical system. *Periodicals of Engineering and Natural Sciences*, 7(1), 267-274.

Loaiza J. L. y Arzola N. (2011). Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano. 169, pp. 191–200.

Ngan, C. G., Kapsa, R. M., & Choong, P. F. (2019). Strategies for neural control of prosthetic limbs: from electrode interfacing to 3D printing. *Materials*, 12(12), 1927.

Norton K. (2007) Un breve recorrido por la historia de la protésica,” *inMotion* 17(7) pp. 1–5.

Puglisi, L. y Moreno, H. (2006). Prótesis Robóticas. *Revista del Departamento de Automática e Informática Industrial*, pp. 1-2.

Ribeiro, J., Mota, F., Cavalcante, T., Nogueira, I., Gondim, V., Albuquerque, V., & Alexandria, A. (2019). Analysis of Man-Machine Interfaces in Upper-Limb Prosthesis: A Review. *Robotics*, 8(1), 16.

Richard P., Weir F. (2004) Design of artificial arms and hands for prosthetic applications. *Standard handbook of biomedical engineering and design*. Chicago, Illinois: Digital Engineering Library McGraw-Hill, Chapter 32.

Silva-Castellanos C. A., Muñoz-Riaño J. E., Garzón-Alvarado D. A., Landínez-Parra N. S., and Silva-Caicedo O. (2011) Diseño mecánico y cosmético de una prótesis parcial de mano. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*, 30(1), pp. 15-41.

Stephens-Fripp, B., Jean Walker, M., Goddard, E., & Alici, G. (2019). A survey on what Australians with upper limb difference want in a prosthesis: justification for using soft robotics and additive manufacturing for customized prosthetic hands. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 1-8.

Wong, T. H., Asnaghi, D., & Leung, S. W. W. (2019, July). Mechatronics Enabling Kit for 3D Printed Hand Prosthesis. In *Proceedings of the Design Society: International Conference on Engineering Design* (Vol. 1, No. 1, pp. 769-778). Cambridge University Press.