

Functional Evaluation of an Anthropometric Artificial Hand

Gonzalo D. Lasheras¹, Juan M. Fontana^{1,3}, Ronald J. O'Brien¹,
Natacha Castro¹, Eric Laciari^{2,3} y Leonardo Molisani¹

¹Grupo de Acústica y Vibraciones, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Río Cuarto, Río Cuarto, Argentina..

²Gabinete de Tecnología Médica, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de San Juan, San Juan, Argentina.

³Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas (CONICET), Buenos Aires, Argentina.

Abstract— During the last years, different types of upper limb prostheses have been developed to improve the quality of life of people. In developing countries, access to these prostheses is severely limited due to inflated costs. For that reason, the technological development of a low-cost prosthetic device at the national level is particularly important as it will contribute to solve a social problem. This paper presents the design and evaluation of a robotic hand prototype designed for prosthetic applications. It consists of 5 sub-actuated fingers, powered by DC motors, and equipped with force and position sensors. In addition, it has a mechanism for the thumb's opposition that gives a greater functionality to the hand and allows the grasping of objects using three different grip configurations: cylindrical, pinch and lateral. To evaluate the functionality of the prototype, experiments were performed involving the grasping of objects of simple geometry using each of the configurations mentioned. The results obtained were satisfactory and demonstrated the ability of the hand prototype to grasp objects of daily use in a safe way.

Keywords— Mechatronics, myoelectric prosthesis, object grasping, sensory feedback.

Resumen— Durante los últimos años diferentes tipos de prótesis de miembro superior han sido desarrolladas para mejorar la calidad de vida de las personas. En países en vías de desarrollo, el acceso a estas prótesis se encuentra severamente limitado debido a los exagerados costos. Es por ello que el desarrollo tecnológico de un dispositivo protésico de bajo costo a nivel nacional contribuirá a solucionar un problema social. Este trabajo presenta el diseño y evaluación de un prototipo de mano robótica destinado a aplicaciones protésicas. El mismo consta de 5 dedos sub-actuados, accionados mediante motores de corriente continua, y equipados con sensores de fuerza y posición. Además, cuenta con un mecanismo de oposición del pulgar que le brinda una mayor funcionalidad a la mano y permite la prensión de objetos usando tres configuraciones de agarre diferentes: cilíndrica, pinza y lateral. Para evaluar la funcionalidad del prototipo se realizaron experimentos que involucraron la prensión de objetos de geometría simple usando cada una de las configuraciones mencionadas. Los resultados obtenidos fueron satisfactorios y demostraron la capacidad de la mano diseñada para sujetar objetos de uso diario en forma segura.

Palabras clave— Mecatrónico, Prótesis mioeléctricas, prensión de objetos, realimentación sensorial.

I. INTRODUCCIÓN

Una prótesis de miembro superior es un sistema biomecánico que intenta reproducir la funcionalidad y estética de la mano humana. Estas prótesis se convierten en una herramienta esencial para la reinserción social de personas que han sufrido la amputación de alguno o de ambos miembros superiores o que padecen una malformación congénita. Los avances tecnológicos han permitido el desarrollo de prótesis complejas que ayudan a los usuarios a realizar actividades de la vida cotidiana con gran naturalidad [1], [2]. Las mismas tienen en consideración la apariencia y movimientos de la mano humana y están equipadas con sensores y actuadores que permiten implementar avanzadas estrategias de control para la manipulación de objetos.

En el mercado existen distintos desarrollos de prótesis mioeléctricas con múltiples funcionalidades. Empresas internacionales han desarrollado prótesis que se asemejan a

la morfología de la mano humana y además cuentan con múltiples grados de libertad, pero que poseen un costo de adquisición muy elevado [3] – [5]. Por otro lado, proyectos de investigación como *SmartHand* [6] y *Revolutionizing Prosthetics* [7] han conducido también a prótesis complejas que sirven de plataforma para estudiar nuevos diseños o bien nuevos métodos de control. Sin embargo, dichas prótesis no fueron diseñadas teniendo en cuenta aspectos relevantes para la comercialización como por ejemplo la robustez, el peso, el costo y su factibilidad para la producción en masa. En la actualidad, las ortopedias argentinas no disponen de ninguna prótesis de este tipo que sea fabricada a nivel nacional y se debe recurrir a la importación del producto lo cual incrementa los costos.

Por esta razón surge un proyecto de investigación que tiene como fin el desarrollo de una prótesis de miembro superior que le otorgue a la persona afectada la posibilidad de recuperar las funciones motora y sensorial. El objetivo

principal es el de obtener una prótesis de bajo costo que posea diferentes configuraciones de agarre y permita al usuario manipular objetos de diferentes formas y con diferentes niveles de precisión. El desarrollo contempla también la incorporación a futuro de un sistema de realimentación sensorial destinado a restaurar el sentido del tacto en forma artificial mediante estimulación vibrotáctil. Esta realimentación contribuirá a aumentar el sentido de pertenencia de la persona hacia la prótesis [8], [9].

En el presente trabajo se presentan los resultados obtenidos durante la primera etapa del proyecto que consistió en el diseño y construcción de un prototipo de mano robótica y la evaluación de la funcionalidad de la misma a través de la prensión de diferentes objetos. Una de las características principales del prototipo es la implementación de un mecanismo de oposición para el dedo pulgar que le otorga mayor flexibilidad a la mano y permite configurar tres tipos de agarre diferentes: cilíndrico, piza y lateral. En la etapa de evaluación funcional se buscó analizar la respuesta de los sensores fuerza y posición durante la prensión de objetos.

II. DISEÑO MECATRÓNICO DEL PROTOTIPO

El prototipo consiste en una mano robótica sub-actuada que se asemeja en forma y tamaño a la mano humana. El término sub-actuado hace referencia a que el número de actuadores es menor al número de grados de libertad que posee la mano. Está conformada por 5 dedos articulados que se encuentran unidos a la palma de la mano mediante un mecanismo de buje y perno que forman una nueva articulación.

El diseño de las piezas que conforman el prototipo se realizó mediante un software especializado en modelado mecánico en 3D (SolidWorks) y siguiendo las referencias anatómicas de la mano de un adulto [10]. La construcción de dichas piezas se realizó mediante la tecnología de impresión 3D [11], [12]. La impresora utilizada fue una Replikat modelo XY de fabricación nacional. El material utilizado para la impresión fue acrílico nitrilo butadieno estireno (ABS), el cual es un polímero termoplástico que posee alta resistencia mecánica y al impacto así como también alta resistencia térmica.

A. Diseño y construcción de los dedos.

En el diseño de los dedos se tuvo en cuenta el aspecto estético (tamaño y forma) y el aspecto funcional (posibilidad de manipular diferentes objetos de uso cotidiano).

En cuanto al aspecto estético, se buscó que los dedos tengan líneas suaves y redondeadas manteniendo la forma y dimensiones de los dedos de una mano de un adulto y sin que se pierda su resistencia a soportar esfuerzos. La Tabla 1 muestra las dimensiones finales de cada dedo.

TABLA 1
DIMENSIONES OBTENIDAS PARA CADA UNO DE LOS DEDOS.

Dedo	Largo (mm)	Ancho (mm)	Espesor (mm)	Peso (g)
Pulgar	60	16	14	15
Índice	73	15	12	13
Medio	83	15	12	14.5
Anular	80	13	12	13
Meñique	63	11	12	9

En cuanto a los aspectos funcionales, se hizo énfasis en el diseño de las articulaciones entre falanges y se tuvieron en cuenta los espacios necesarios para la colocación de los

diferentes sensores y demás elementos requeridos para la movilidad de los mismos. Los dedos índice, medio, anular, y meñique se diseñaron con tres falanges cada uno: una distal, una media y una proximal. Las falanges distal y media están unidas rígidamente de manera que no existe movimiento relativo entre ellas. Las falanges media y proximal están unidas entre sí mediante un perno para formar una articulación con un grado de libertad que permite realizar los movimientos de flexión y extensión. Finalmente, la falange proximal se encuentra unida a la palma de la mano con un perno formando una nueva articulación (Fig. 1, centro y derecha). Cada falange y su respectiva articulación se diseñaron con el fin de que sean de fácil fabricación y ensamblaje. Con esta disposición se consiguió un total de 2 grados de libertad por dedo que facilita la flexión/extensión de los mismos para la prensión de objetos.

Por otro lado, el dedo pulgar se diseñó con dos falanges (distal y proximal) que forman una articulación que permite los movimientos de flexión y extensión. La unión entre la falange proximal y la palma se hace a través de una pieza que hace las veces de eminencia tenar y que constituye la base del pulgar (Fig. 1, izquierda). Esta pieza es la encargada de otorgarle al dedo la posibilidad de realizar el movimiento de oposición y se describe con más detalle en la sección II-B. Al igual que para los otros 4 dedos, la unión entre las falanges y entre la falange y la base se realizó a través de un perno.

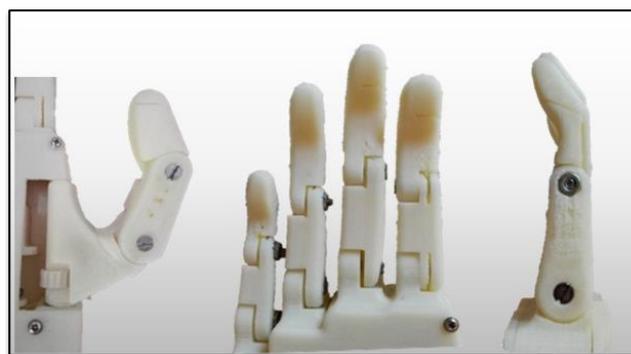


Fig. 1. Diseño mecatrónico de los dedos que conforman la mano robótica. Izquierda: vista lateral del dedo pulgar y la eminencia tenar. Centro: vista frontal de los dedos índice, medio, anular, y meñique. Derecha: vista lateral del dedo índice en la cual se aprecian las articulaciones entre las falanges distal-proximal, y proximal-palma.

B. Mecanismo de oposición del pulgar.

En el diseño del prototipo se implementó un mecanismo de oposición para el pulgar que simula la función de la eminencia tenar presente en la mano humana. Esta característica es la que permite obtener las diferentes configuraciones de agarre que le brindan una mayor funcionalidad a la mano.

Para lograr que el pulgar realice la oposición se implementó un mecanismo especial que consta de un tornillo sin fin y una corona. Esta última se encuentra solidaria al eje de la pieza que actúa como eminencia tenar y a la cual se encuentra unido el pulgar. Un motor de corriente continua produce el giro del tornillo sin fin que se transfiere hacia el eje de la eminencia tenar causando la rotación de la misma. El rango para este movimiento está limitado por la posición abierta de la mano y la oposición completa del pulgar, lo que corresponde a un recorrido aproximado de 0° a 100° (Fig. 2).

C. Tipos de agarre.

La implementación de un mecanismo de oposición del pulgar le permite al prototipo contar con la posibilidad de realizar tres diferentes configuraciones de agarre que facilitan la realización de las tareas de la vida diaria. La Fig. 3 ilustra dichas configuraciones. La configuración de agarre cilíndrico (prensión digitopalmar completa) es una prensión de fuerza que permite el agarre de objetos pesados y relativamente voluminosos. La configuración de agarre tipo pinza (prensión terminal de los dedos) permite realizar la prensión de objetos pequeños que requieren mayor precisión. Por último la configuración de agarre lateral permite la prensión de objetos planos y delgados con una mayor fuerza de agarre pero con menor precisión que con el agarre tipo pinza.



Fig. 2. Movimiento de oposición del dedo pulgar



Fig. 3. Configuraciones de agarre diseñadas para el prototipo. Izquierda: configuración tipo cilíndrica. Centro: configuración lateral. Derecha: configuración tipo pinza

D. Accionamiento de los dedos

El movimiento de cierre y apertura de la mano se realiza a partir de la flexión y extensión de las articulaciones de los dedos, respectivamente. Para la flexión de cada dedo se utilizó un cable de nylon que cumple la función de tendón y que se encuentra sujeto a la cara anterior e inferior de la falange distal. A su vez, cada falange cuenta con un orificio longitudinal en la parte anterior que permite que el cable flexor conecte la falange distal con el interior de la palma. En la palma, el cable se enrolla en una polea que al girar permite flexionar el dedo. El giro se transmite por medio de un mecanismo de tornillo sin fin y corona, solidario a la polea. El tornillo sin fin está acoplado a un motor de corriente continua. El accionamiento del motor permite que el cable de nylon se enrolle en la polea haciendo que el dedo se flexione.

La extensión de cada dedo se realiza en forma pasiva a partir de un cable elástico que actúa como resorte y que se encuentra alojado en la cara posterior de las falanges. Un extremo del cable se encuentra fijo a la falange distal

mientras que el otro extremo se encuentra fijo a la palma.

E. Medición de fuerza y posición

La medición de la fuerza ejercida por los dedos de la mano se realiza a través de un sensor de fuerza resistivo (FSR). El rango de medición de este sensor varía entre 0.1 N y 10 N. Un FSR fue colocado en la falange distal de los dedos índice, medio, y pulgar. Cuando no se ejerce presión, es decir cuando la falange no está en contacto con un objeto, el sensor presenta una resistencia infinita. Al tomar contacto con el objeto y comenzar a ejercer presión sobre el mismo, la resistencia del sensor comienza a disminuir. Mientras mayor sea la presión efectuada, menor será su resistencia.

La medición de la posición de los dedos se realiza a través de otro sensor de tipo resistivo. Este sensor de 55 mm de longitud y 6 mm de ancho presenta una resistencia de alrededor de 30k Ω cuando se encuentra en posición recta. Al comenzar a flexionarse la resistencia aumenta hasta llegar a un valor de 50 k Ω cuando el sensor posee 90° de flexión. Los dedos índice, medio, y pulgar poseen un sensor de este tipo colocado en la parte posterior para determinar el grado de flexión de cada uno en la articulación formada por la falange proximal y la palma.

La variación resistiva de ambos sensores es convertida en voltaje por medio de un circuito divisor resistivo, un buffer y un filtro pasa-bajas pasivo (frecuencia de corte de 6 Hz) para eliminar el contenido de ruido no deseado. La señal de salida es ingresada a una PC mediante una placa de adquisición de datos, la cual se describe en la sección III-B.

III. EXPERIMENTOS

A. Análisis por elementos finitos

Se realizó un análisis de la resistencia mecánica de las falanges distales de los dedos mediante el método de elementos finitos. Se buscó identificar la tensión máxima que se produce en cada falange y, de este modo, determinar un coeficiente de seguridad. Los dedos analizados fueron el pulgar, el índice y el medio ya que son los que están mayormente involucrados en los diferentes tipos de agarre. La simulación fue ejecutada mediante el método h, el cual realiza múltiples iteraciones, afinando la malla en donde las tensiones son mayores [13]. La sujeción de la falange se realizó mediante una unión de bisagra fija en el lugar donde se ubica el perno que produce la unión de éste con el resto de la mano. También se colocó una sujeción de geometría fija en la cara anterior del dedo, la cual representa el contacto del dedo con un objeto y permite determinar la fuerza que el dedo ejerce sobre el objeto. El material utilizado en este análisis fue el mismo que se utilizó en la impresión 3D de las piezas (ABS) con un módulo de elasticidad de 2.1 GPa, una resistencia máxima a la tracción de 41 MPa y una resistencia máxima a la compresión de 69 MPa. La Fig. 4 muestra los resultados de los análisis estáticos de las tensiones para cada dedo. Para el dedo índice se obtuvo un coeficiente de seguridad de 8.45 con una fuerza de contacto de 21.3N. Para el dedo medio se obtuvo un coeficiente de seguridad de 5.3 con una fuerza de contacto de 21.3N. Finalmente, para el dedo pulgar el coeficiente de seguridad fue de 2 con una fuerza de contacto de 27.9N.

B. Prensión de objetos

Se realizaron experimentos para determinar la capacidad del prototipo de realizar la prensión segura de objetos

utilizando las tres configuraciones de agarre. La Fig. 5 muestra cada uno de los objetos que fueron seleccionados. Para llevar adelante estos experimentos se desarrolló un software que permite accionar cada motor en forma independiente. Dicho software permite también visualizar la respuesta de los sensores en tiempo real y grabar los datos en una memoria para su posterior análisis. Se utilizó una placa de adquisición de datos NI-6009 (*National Instruments*) como interfaz entre la PC y los circuitos electrónicos encargados de comandar los motores y acondicionar las señales de los sensores.

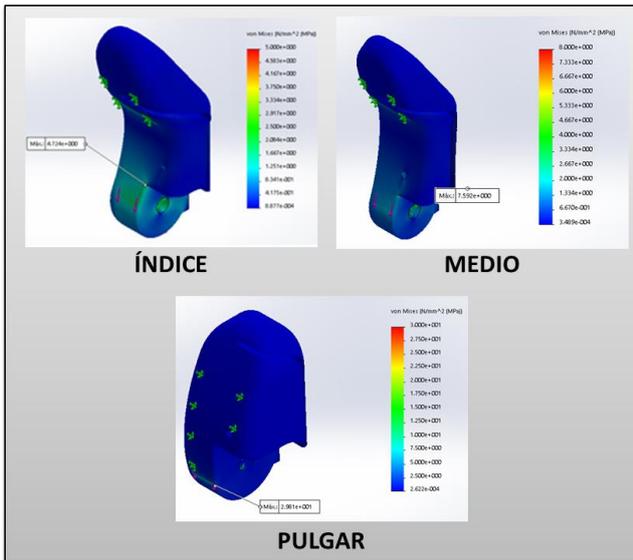


Fig. 4. Simulación por elementos finitos de las tensiones en las falanges distales de los dedos índice, medio y pulgar.



Fig. 5. Ilustración de los diferentes objetos utilizados en los experimentos.

Las figuras 6, 7 y 8 muestran las respuestas de los sensores de fuerza y flexión para cada dedo durante el agarre de un objeto con el prototipo en configuración de agarre tipo cilíndrica, pinza y lateral respectivamente. En todos los casos se partió desde una posición inicial con la mano abierta. Posteriormente se accionaron los motores para realizar el cierre de la mano de acuerdo a la configuración seleccionada hasta que se alcanzó un nivel de fuerza suficiente para sujetar el objeto de forma segura sin que se deslice. Se mantuvo el objeto sujetado durante unos segundos hasta que finalmente se indicó la apertura de la mano para liberar el objeto.

Para el caso de la configuración de agarre del tipo cilíndrica (Fig. 6), se observa una respuesta de los sensores

en todos los dedos al momento de sujetar una botella. Aproximadamente a 2.5 s de iniciado el experimento se observa una variación en el voltaje de los sensores de flexión lo que indica el comienzo de la flexión de cada dedo (cierre de la mano). Al momento en que los dedos toman contacto con el objeto se produce una variación en la resistencia del sensor FSR que se traduce en un incremento en el voltaje de salida de dicho sensor. Esto puede, o no, ocurrir de forma simultánea y depende del momento en que cada dedo toma contacto con el objeto. En la Fig. 6 se observa que, para el dedo índice y el medio, el contacto se produce a los 5 segundos aproximadamente mientras que para el dedo pulgar el contacto se produce alrededor de los 3 segundos. A partir de ese momento comienza a aumentar la fuerza ejercida sobre el objeto hasta llegar a un valor que se mantiene prácticamente constante en cada dedo mientras el objeto está siendo sujetado en forma segura por la mano (periodo comprendido entre los 21 y 25 s). A su vez, desde el momento en que se produce el contacto de los dedos con el objeto, la respuesta de los sensores de flexión se mantiene prácticamente constante puesto que la posición de los dedos no varía considerablemente (entre los 3 y 26 s para el dedo índice). Al comenzar la apertura de la mano (a los 26 s aprox.) se produce el movimiento de extensión de cada dedo que genera una gran disminución del voltaje entregado por el sensor de fuerza ya que se libera la fuerza ejercida sobre el objeto. En ese momento también se observa una variación en el voltaje del sensor de flexión que se mantendrá hasta que la mano vuelva a su posición inicial.

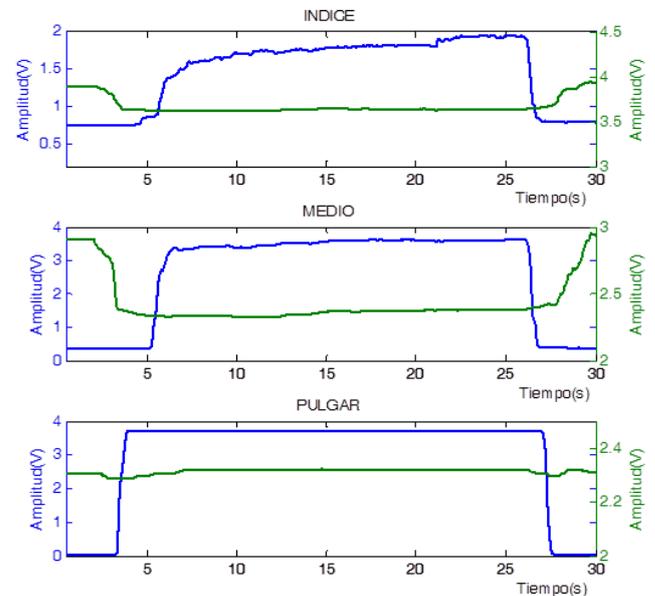


Fig. 6. Respuesta de los sensores de fuerza (azul) y flexión (verde) para la configuración de agarre cilíndrico y durante la presión de una botella con agua.

La Fig. 7 muestra la respuesta de los sensores de fuerza y flexión para una configuración de agarre del tipo pinza durante la presión de una lapicera. Para este caso, la respuesta de los dedos índice y pulgar es similar a la observada durante la presión de la botella en la configuración del tipo cilíndrica. Al comenzar a cerrar la mano se observa una variación en el voltaje de salida del sensor de flexión que se mantiene hasta que cada dedo toma contacto con el objeto (6 s aprox. para ambos dedos). Luego el voltaje del sensor de fuerza comienza a aumentar hasta que el objeto es sujetado en forma segura por el prototipo (periodo comprendido entre los 11 y 17 s aprox.). En este

tipo de configuración de agarre, no se observa respuesta en los sensores alojados en el dedo medio ya que el mismo no participa de la presión del objeto.

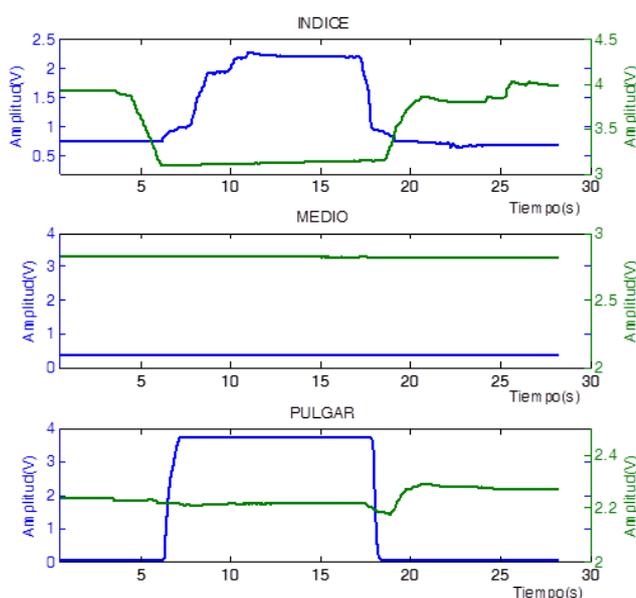


Fig. 7. Respuesta de los sensores de fuerza (azul) y flexión (verde) durante la presión de una lapicera. En este caso el agarre se realizó con la configuración pinza.

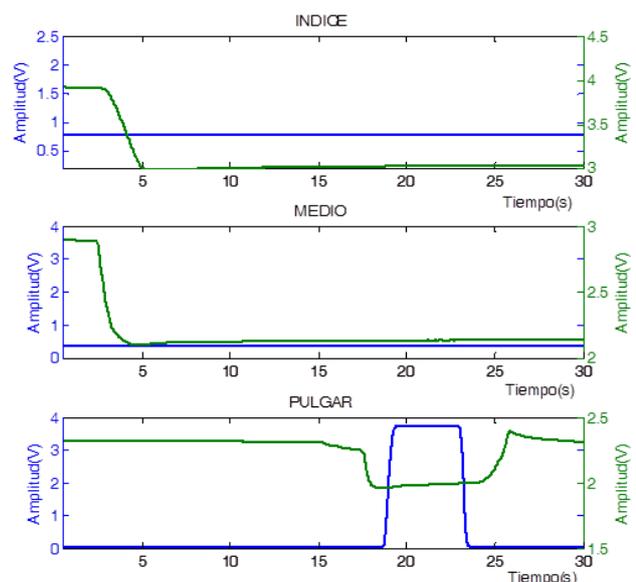


Fig. 8. Respuesta de los sensores de fuerza (azul) y flexión (verde) para la configuración de agarre lateral. El objeto utilizado fue una tarjeta de crédito.

Finalmente, la Fig. 8 ilustra las respuestas de los sensores para la configuración de agarre lateral obtenidas durante la presión de una tarjeta de crédito. En este tipo de configuración, el primer paso consiste en la flexión de los dedos índice, medio, anular y menique (ver imagen ubicada arriba y a la derecha en la Fig. 5). Esta flexión genera una disminución en el voltaje de salida de los sensores de flexión de los dedos índice y medio como se observa en el periodo entre los 2.5 s y 5 s. A su vez no se produce ninguna variación en el voltaje de salida de los sensores de fuerza alojados en dichos dedos ya que sus falanges distales no toman contacto con el objeto en ningún momento. Una vez flexionados los 4

dedos mencionados anteriormente se acciona el dedo pulgar hasta que el objeto es sujetado en forma segura y sin deslizamiento. La respuesta de los sensores ubicados en el pulgar es similar a la observada en las configuraciones anteriores.

IV. CONCLUSIONES

Este trabajo presenta el diseño y evaluación de un prototipo de mano robótica destinada a restituir las funciones motora y sensorial a personas afectadas por la pérdida de un miembro superior. El diseño contempla una mano con 5 dedos accionados por motores de corriente continua. Para otorgarle una mayor funcionalidad a la mano se implementó un mecanismo de oposición del pulgar comandado por un motor adicional. Este mecanismo permite que la mano realice tres configuraciones de agarre lo que posibilita la manipulación de objetos de diferentes formas y tamaños de forma segura como lo demostraron los experimentos presentados. Trabajos futuros estarán enfocados en el diseño e implementación de un sistema de control que utilice la información de los sensores de fuerza y flexión que permita sujetar objetos que requieran diferentes niveles de fuerza.

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos a la Secretaria de Ciencia y Técnica de la Universidad Nacional de Río Cuarto y al Ministerio de Ciencia y Tecnología del Gobierno de la Provincia de Córdoba por financiar parte de este proyecto.

REFERENCIAS

- [1] Saikia *et al.*, "Recent advancements in prosthetic hand technology," *J. Med. Eng. Technol.*, vol. 40, no. 5, pp. 255–264, Jul. 2016.
- [2] J. T. Belter, J. L. Segil, A. M. Dollar, and R. F. Weir, "Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 50, no. 5, p. 599, 2013.
- [3] Vincent Systems GmbH. (2017). "VINCENT Evolution 2." [Online]. Available: <http://vincent-systems.de/en/prosthetics/vincent-evolution-2/>.
- [4] Ottobock (2017). "Bebionic Hand." [Online]. Available: <http://www.ottobock.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/bebionic-hand/>.
- [5] Touch Bionics. (2017). "The iLIMB Hand" [Online]. Available: <http://www.touchbionics.com/>.
- [6] C. Cipriani, M. Controzzi, and M. C. Carrozza, "The SmartHand transradial prosthesis," *J. NeuroEngineering Rehabil.*, vol. 8, p. 29, 2011.
- [7] M. Bridges *et al.*, "Revolutionizing prosthetics 2009: Dexterous control of an Upper-limb neuroprosthesis," *Johns Hopkins APL Tech. Dig. Appl. Phys. Lab.*, vol. 28, no. 3, pp. 210–211, 2010.
- [8] J. M. Fontana, L. S. Maglione, E. Laciari, and L. Molisani, "Discrimination of vibrotactile stimulation for sensory substitution in upper limb prosthesis," presented at the XX Congreso Argentino de Bioingeniería, San Nicolas de los Arroyos, Bs. As., 2015.
- [9] C. Antfolk, M. D'Alonzo, B. Rosén, G. Lundborg, F. Sebelius, and C. Cipriani, "Sensory feedback in upper limb prosthetics," *Expert Rev. Med. Devices*, vol. 10, no. 1, pp. 45–54, Jan. 2013.
- [10] A. I. Kapandji, *Fisiología Articular - Tomo I. Miembro superior*, 6a ed. Madrid: Médica Panamericana, 2006.
- [11] J. ten Kate, G. Smit, and P. Breedveld, "3D-printed upper limb prostheses: a review," *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, vol. 12, no. 3, pp. 300–314, Apr. 2017.
- [12] R. Mutlu, G. Alici, P. In, and G. M. Spinks, "3D Printed Flexure Hinges for Soft Monolithic Prosthetic Fingers," *Soft Robot.*, vol. 3, no. 3, pp. 120–133, 2016.
- [13] Y. Bazilevs, L. Beirão Da Veiga, J. A. Cottrell, T. J. R. Hughes, and G. Sangalli, "Isogeometric analysis: approximation, stability and error estimates for h-refined meshes," *Math. Models Methods Appl. Sci.*, vol. 16, no. 07, pp. 1031–1090, Jul. 2006.