

## Control de Movimiento de una Mano Robótica Mediante Señales Electromiográficas.

A. Martínez-Miguel<sup>1</sup>, S. A. Vargas-Pérez<sup>1</sup>, E. Gómez-Merlín<sup>1</sup>, M. Arias-Montiel<sup>1</sup>, E. Lugo-González<sup>2</sup>, R. Miranda-Luna<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Instituto de Electrónica y Mecatrónica, Universidad Tecnológica de la Mixteca, Huajuapán de León, Oaxaca, México

<sup>2</sup>CONACYT-Universidad Tecnológica de la Mixteca, Huajuapán de León, Oaxaca, México

**Resumen**— En este trabajo se presenta la aplicación del brazalete mioeléctrico comercial Myo<sup>®</sup> para el control de movimiento de una mano robótica. La adquisición y el procesamiento de los datos se realizan utilizando el programa MATLAB<sup>®</sup> y la aplicación *Classification Learner*, los datos procesados son utilizados para mover servomotores que a su vez accionan los dedos de la prótesis con una tarjeta Arduino<sup>®</sup>. La mano robótica se manufactura en impresora 3D a partir de código libre. Los resultados experimentales muestran que es posible identificar movimientos de la mano a partir de señales electromiográficas (EMG) del antebrazo y usar dicha información para controlar el movimiento de una mano robótica para realizar funciones básicas.

**Palabras clave**— Arduino, brazalete Myo, mano robótica.

### I. INTRODUCCIÓN

Las señales electromiográficas (EMG) proporcionan información acerca del funcionamiento de los músculos y nervios midiendo señales eléctricas generadas por los músculos durante su movimiento. Las señales EMG representan una medida de la actividad muscular y pueden ser detectadas en la superficie de la piel usando electrodos Ag/AgCl [1]. En los últimos años, las señales EMG han encontrado diversas aplicaciones en el campo de la ingeniería biomédica: exoesqueletos y dispositivos robóticos para rehabilitación física [2]; electroestimulación funcional [3]; teleoperación de dispositivos [4] y prótesis [5]-[9].

En las prótesis controladas mediante señales EMG, se realiza la ejecución de movimientos prácticos con la naturalidad de los ejecutados por la mano humana, para esto es esencial un proceso de análisis de las señales motoras EMG. Las señales EMG superficiales (EMGS), son un patrón unidimensional y cualquier técnica de procesamiento de señales para extracción de características y reconocimiento de patrones se puede aplicar a este tipo de señales. La tendencia en el control de prótesis a partir de señales EMGS es por su facilidad en la recolección de datos sin intromisión directa sobre el organismo del usuario, remoción de electrodos y equipo para efectos de mantenimiento y/o calibración y su reutilización de una persona a otra [10].

Con respecto a las técnicas implementadas para la caracterización de las señales EMG y el reconocimiento de patrones, se ha reportado el uso de algoritmos de *machine learning* [1], métodos estadísticos para el reconocimiento de patrones [2], [4], métodos de digitalización y comparación

[5], redes neuronales [6], transformada de Fourier y *wavelets* [7], reconocimiento de patrones en el dominio del tiempo [8], algoritmos de optimización paramétrica [9], análisis Bayesiano [11] y algoritmos genéticos [12].

En este trabajo se presenta una propuesta de aplicación que tiene como objetivo imitar y controlar movimientos de una mano humana manipulando una mano robótica, usando herramientas de software y hardware comerciales para adquirir, procesar y clasificar señales EMG que generen los movimientos de flexión, extensión y agarre grueso de una mano. Se utiliza el brazalete Myo<sup>®</sup> para la adquisición de las señales EMG, MATLAB<sup>®</sup> para el procesamiento de los datos, una tarjeta Arduino<sup>®</sup> para el control de los servomotores y código libre con modificaciones para la manufactura en impresión 3D de la mano robótica.

### II. METODOLOGÍA

La metodología usada para el desarrollo de este trabajo es la aplicada en el diseño universal [13]. La secuencia de actividades es la siguiente:

- *Definición el problema*: Se tiene una mano robótica impresa en 3D que es totalmente mecánica y se requiere que realice los movimientos de flexión, extensión y agarre grueso, similares a los de una mano humana utilizando señales mioeléctricas.
- *Identificar los usuarios y las necesidades*: Se requiere tomar objetos y generar movimientos de flexión/extensión y agarre con la mano.
- *Describir los requerimientos del producto y las especificaciones técnica*: Utilizar el brazalete Myo<sup>®</sup> para mover de manera controlada una mano robótica a partir de gestos de una mano humana.
- *Selección de concepto*: Realizar adquisición en tiempo real de las señales EMG para el control de movimiento de la mano robótica. Clasificación de las características de las señales EMG para el entrenamiento del algoritmo de reconocimiento de patrones que permita la identificación de movimientos de la mano, interpretación y uso de señales para control.
- *Concepto y evaluación de ideas*
- *Diseño final*: Integrar mano robótica impresa, tarjeta Arduino<sup>®</sup> y brazalete Myo<sup>®</sup>.

- *Evaluación del producto*: La mano robótica es capaz de generar los movimientos seleccionados.

#### A. Adquisición, clasificación y reconocimiento de patrones

El sistema funciona leyendo las señales electromiográficas tomadas del antebrazo mientras se realiza cada uno de los gestos que se desee detectar. En este caso se reconocerán 6: movimiento de palma izquierda y derecha, puño, mano abierta, descanso y un gesto propuesto. La duración del muestreo es de 20 segundos para cada gesto. Se adquieren en total 4000 muestras para cada posición realizada. En la Fig. 1 se presentan las acciones realizadas para la identificación de movimiento de la mano a partir de las señales EMG del brazalete Myo®.

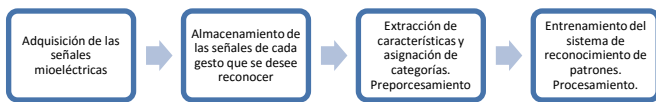


Fig. 1. Diagrama de flujo para la clasificación y el reconocimiento de patrones de las señales EMG.

Es importante mencionar que únicamente para la primera acción de la Fig.1 se usa el SDK de ThalmicLabs™. La adquisición de los datos de cada uno de los sensores de EMG del brazalete se realiza a una frecuencia de 200 Hz durante el periodo que dure la prueba. Las acciones restantes se realizan con código propio y la aplicación *Classification Learner* de MATLAB® como se describe a continuación:

En la Fig. 2 se muestra un ejemplo de datos adquiridos para un gesto de cerrar el puño. Para el movimiento que se desea reconocer se almacenan las señales de cada uno de los sensores EMG del brazalete durante un tiempo de 20 segundos (para evitar sobre ajustes). Posteriormente se reordena la información almacenada de tal forma que se tengan 333 muestras de 12 elementos (60 ms) para cada sensor.

Del vector que almacena la información ordenada se extraen las características que permiten diferenciar entre los datos obtenidos cada gesto realizado, utilizando el valor medio, la desviación estándar y un análisis de componentes principales, aunque para mayor precisión también puede usarse un análisis frecuencial de las señales o mediciones en su amplitud. Estos cálculos son realizados por medio de programación en Matlab®. Una vez establecido el vector de características, se construye el clasificador que involucra etapas como: la elección del modelo, el entrenamiento y verificación de los resultados.

Para tener la validación del sistema de reconocimiento de patrones se utiliza el método de ‘Holdout Validation’, el cual consiste en designar un porcentaje de los datos para el entrenamiento del sistema y otra parte para validar su desempeño [14].

Posteriormente se utiliza una máquina de soporte vectorial (SVM, por sus siglas en inglés) para hacer la

clasificación y el entrenamiento de los distintos núcleos, seleccionando el tipo específico como el *Medium Gaussian*, *quadratic*, *cubic*, etc. con base en restricciones que se dan por factores como el porcentaje de grasa en la piel, vello corporal o humedad. Con base en la información utilizada en éste trabajo, el mejor núcleo fue *Quadratic SVM*, el cual tuvo una precisión de 99.7%. Las SVM son un grupo de algoritmos de aprendizaje supervisado que se pueden aplicar a clasificación o regresión. Toman un conjunto de datos de entrada y predicen, para una entrada dada, cuál de dos posibles clases forma la salida, haciéndolo un clasificador no probabilístico [1]. En general, las SVM requieren que la solución de un problema de optimización [2]

$$\min \frac{1}{2} \|w\|^2 + C \sum_{n=1}^N \xi_n$$

$$\text{suje}to \ a \ t_n \gamma(x_n) \geq 1 - \xi_n, \quad n = 1, \dots, N \quad (1)$$

$$\xi_n \geq 0$$

donde  $N$  es el número de datos,  $x_n$  es el vector que representa un dato,  $t_n$  es la etiqueta asociada con el dato,  $\gamma$  es el modelo aprendido,  $w$  es el vector que representa los parámetros del modelo adaptables,  $\xi_n$  es la variable de holgura (*slack variable*) y  $C > 0$  es el factor de penalización.

Las SVM tienen empíricamente un buen desempeño y exitosas aplicaciones en diferentes áreas como bioinformática, procesamiento de texto y reconocimientos de patrones [1].

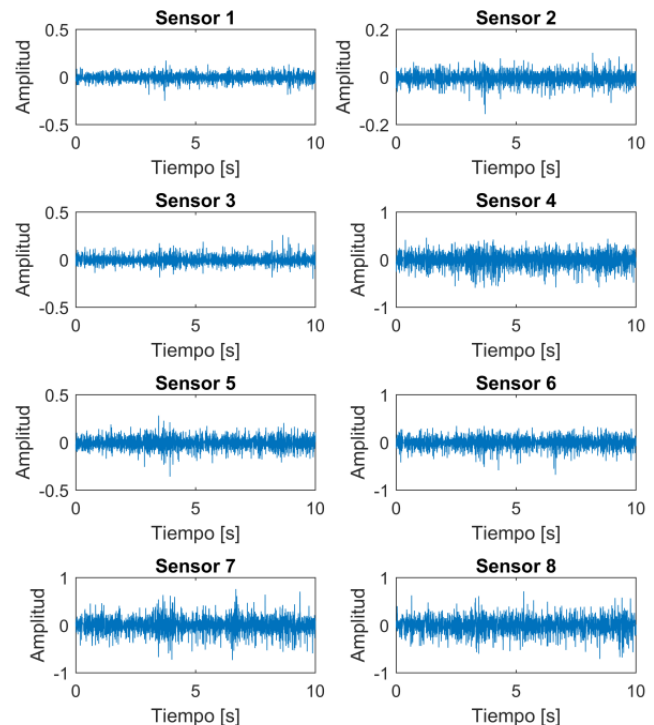


Fig. 2. Señales EMG adquiridas del brazalete Myo® para un movimiento de cerrar el puño.

### B. Control de los servomotores en tiempo real

Una vez que se determina el gesto, se decide el número de grados que ha de girar cada actuador y, haciendo uso de la tarjeta Arduino®, se envían las señales a cada uno de los servomotores para que alcancen la posición deseada, usando una señal PWM.

En la Fig. 3 se muestra el diagrama de flujo para realizar el control en tiempo real de los servomotores mediante las señales EMG del brazalete Myo®.

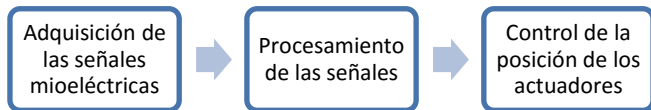


Fig. 3. Diagrama de flujo para el control de los servomotores aplicando señales EMG.

### C. Integración de sistema de actuación con mano robótica

La mano robótica sujeta objetos a partir de 12cm x12 cm, sostiene objetos no mayores a 500 gramos, los dedos se adaptan a las diferentes formas de los objetos para una mejor sujeción y poseen una rugosidad que permite sujetar objetos sin resbalarse.

Respecto a los requerimientos eléctrico-electrónicos se tiene que:

1. La prótesis debe ser accionada por señales mioeléctricas provenientes del músculo bíceps del brazo y del músculo Extensor Carpi Radialis Longus del antebrazo.
2. La fuente de alimentación debe ser externa.
3. Los actuadores deben ser servomotores con engranajes metálicos para una mejor transmisión de movimiento a los dedos de la prótesis.

Los requerimientos mínimos del sistema para generar un movimiento en la mano robótica son:

1. Una versión de MATLAB® 2015 o posterior, que incluya la aplicación *Classification Learner*.
2. Compilador de C++, se puede usar el que está incluido en Visual Studio 2015.
3. Myo® SDK, disponible en: <https://developer.thalmic.com/downloads>.
4. Myo® Connect, para realizar la conexión entre el brazalete y la computadora. Disponible en: <http://developer.thalmic.com/login/redirect/?next=/downloads>.
5. Soporte para Arduino® en MATLAB®. Disponible en: <http://es.mathworks.com/hardware-support/arduino-matlab.html>.

El código original de MATLAB® que se tomó como base para este trabajo se encuentra en: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/55817-myo-sdk-matlab-mex-wrapper>.

Las piezas de la mano son parte de un proyecto de robótica de código abierto denominado InMoov, creado por

Gael Langevin. Los archivos .stl se encuentran disponibles en: <http://inmoov.fr/>.

### III. RESULTADOS

Se reconocen 6 gestos: izquierda, derecha, puño, palma, descanso y propuesto. Procesando las señales adquiridas de estos gestos, clasificándolas y amplificándolas se obtienen las gráficas de las rotaciones que realizan los 5 servomotores para que los dedos de la mano robótica generen los movimientos específicos. Los servomotores *s1*, *s2*, *s3*, *s4* y *s5* mueven a los dedos pulgar, índice, medio, anular y meñique respectivamente. En ese orden se conectaron a los puertos digitales de la tarjeta Arduino® que tiene salidas PWM y permiten controlar su posición.

En la Fig. 4 se muestra la gráfica de rotación de cada motor con respecto al tiempo mientras se realiza el movimiento de cerrar el puño a partir de la mano completamente extendida. Aquí, los motores se mueven al mismo tiempo y el mismo número de grados, excepto que *s4* y *s5* se detienen antes, y *s1* gira un menor número de grados.

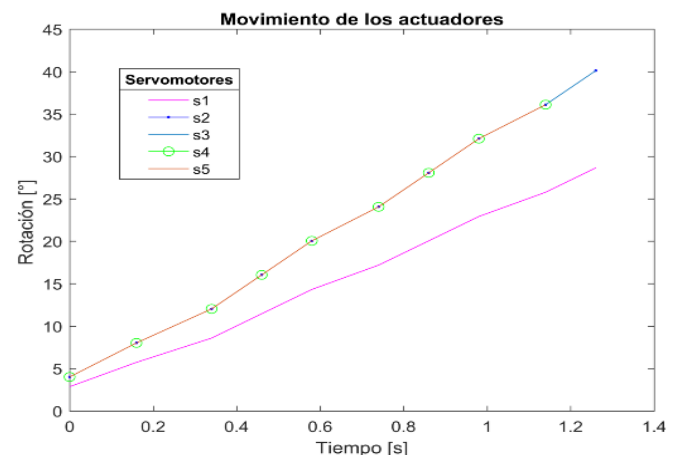


Fig. 4. Representación del movimiento de los actuadores durante la transición de la mano extendida al puño cerrado

En las Figs. 5 y 6 se muestra la mano robótica imitando el movimiento de cerrar el puño, extender la mano del usuario.

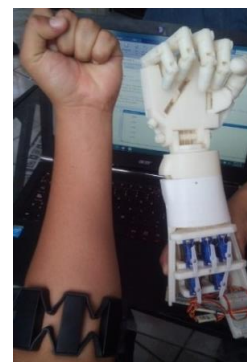


Fig. 5. El mecanismo imita el movimiento de cerrar el puño.

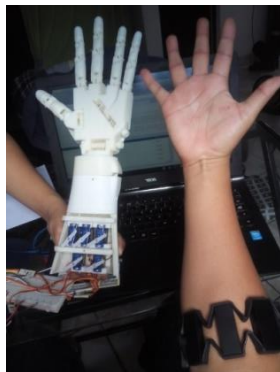


Fig. 6. El mecanismo imita la extensión de la mano.

En la Fig. 7 se tiene la mano sosteniendo un multímetro para demostrar su capacidad de agarre y sujeción. Para visualizar el movimiento de la mano robótica con base en las señales EMG adquiridas, se puede consultar el video que se encuentra en la liga:

<https://www.youtube.com/watch?v=PQqceikduQI>.



Fig. 7. Mano sujetando un multímetro.

## V. CONCLUSIÓN

El desarrollo mecánico de la prótesis y del programa en MATLAB® para la adquisición e interpretación de las señales electromiográficas se desarrolló aplicando código abierto disponible en internet, lo que permite el diseño y construcción del prototipo en un tiempo corto. Al código para la adquisición y manipulación de señales se agregaron líneas de programación que permiten identificar diferentes gestos de los propuestos por los fabricantes del brazalete Myo®. Esta programación se subirá a la misma página de programación de Myo® para apoyo de los usuarios.

La unión de estos dos programas permitió el desarrollo de una mano robótica que imita los movimientos humanos generando las bases para desarrollar una prótesis real. Como trabajos futuros se plantea el rediseño para el incremento de fuerza en la prótesis y para generar los movimientos finos de la mano. Éste proyecto es multidisciplinario y es necesaria la participación de un especialista para desarrollar prototipos personalizados cumpliendo con la ergonomía y las necesidades del paciente. También se demostró que el

prototipo presentado es de bajo costo y fácil adquisición, lo que permite a los usuarios generar e implementar diversos diseños a partir de código abierto modificado.

## RECONOCIMIENTOS

Al programa de Cátedras CONACyT por el apoyo y financiamiento de este proyecto.

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] B. Karlik, "Machine learning algorithms for characterization of EMG signals," *International Journal of Information and Electronics Engineering*, vol. 4, no. 3, pp. 189–194, May 2014.
- [2] Z. O. Khokar, Z. G. Xiao and C. Menon, "Surface EMG pattern recognition for real-time control of a wrist exoskeleton," *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 9, no. 41, pp. 1–17, 2010.
- [3] Y. Kim, "The effects of EMG-triggered functional electrical stimulation on upper extremity function in stroke patients," *Physical Therapy Rehabilitation Science*, vol. 2, no. 1, pp. 1–6, 2013.
- [4] J. Vogel, J. Bayer and P. van der Smagt, "Continuous robot control using surface electromyography of atrophic muscles," in *Proc. 2013 IEEE/RJS International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Tokyo, Japan, pp. 845–850, 2013.
- [5] A. E. Armas-Álvarez, A. K. López-Castañeda, I. Uriarte, M. A. Díaz y N. A. Barboza, "Control de modelo de prótesis de mano por señal mioeléctrica," en *Memorias del Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica XXXVIII CNIB2015*, Mazatlán, Sinaloa, México, pp. 328–331, 2015.
- [6] S. Amsüss, P. M. Goebel, N. Jiang, B. Graimann, L. Paredes and D. Farina, "Self-correcting pattern recognition system of surface EMG signals for upper limb prosthesis control," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 61, no. 4, pp. 1167–1176, April 2014.
- [7] P. Geethanjali and K. K. Ray, "A low-cost real-time research platform for EMG pattern recognition-based prosthetic hand," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 20, no. 4, pp. 1948–1955, Aug. 2015.
- [8] A. H. Al-Timemy, A. Khwarizmi, R. N. Khushaba, G. Bugmann and J. Escudero, "Improving the performance against force variation of EMG controlled multifunctional upper-limb prostheses for transradial amputees," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 24, no. 6, pp. 650–661, June 2016.
- [9] M. Vidovic, H. J. Hwang, S. Amsuss, and J. Hahne, "Improving the robustness of myoelectric pattern recognition for upper limb prostheses by covariate shift adaptation," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, in press.
- [10] H. A. Romo, J. C. Realpe and P. E. Jojoa, "Surface EMG signals and its applications in hand prosthesis control," *Revista Avances en Sistemas e Informática*, vol. 4, no. 1, pp. 127–136, June 2007.
- [11] A. J. Young, L. H. Smith, E. J. Rouse, and L. J. Hargrove, "Classification of simultaneous movements using surface EMG pattern recognition," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 65, no. 5, pp. 1250–1258, May 2013.
- [12] Q. Zhang and K. Shi, "A study on multi-motion pattern recognition of EMG based on genetic algorithm," in *Proc. Second International Conference on Instrumentation & Measurement, Computer, Communication and Control*, Harbin, China, pp. 168–171, 2010.
- [13] R. A. Cooper, H. Ohnabe and D. A. Hobson, "An introduction to rehabilitation engineering," Series in medical physics and biomedical engineering, Ed. Taylor & Francis, pp. 50–62, 2007.
- [14] Z. Reitermanova, "Data Splitting," *WDS'10 Proceedings of Contributed Papers, Part I*, 31–36, 2010.