

# **Análisis e identificación de los movimientos de un brazo humano utilizando un sistema de adquisición y procesamiento de señales electromiográficas<sup>1</sup>**

**Analysis and identification of the movements of a human arm using an electromyographic signal acquisition and processing system**

Luis Alberto Zabala Aguiar<sup>2</sup>

John Germán Vera Luzuriaga<sup>3</sup>

Christiam Xavier Núñez Zavala<sup>4</sup>

Ana Cristina Guaño Álvarez<sup>5</sup>

ACEPTADO – AGOSTO 2018 REVISADO – NOVIEMBRE 2018 PUBLICADO ENERO 2019

---

<sup>1</sup> Artículo original derivado del proyecto de investigación titulado: movimientos de un brazo humano utilizando un sistema de adquisición y procesamiento de señales electromiográficas, fecha de realización entre 2016-2018

<sup>2</sup> Ingeniero en Electrónica en Control y Redes Industriales, Magister en Sistemas de Telecomunicaciones, Técnico Docente, Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, luis.zabala@esPOCH.edu.ec, <https://orcid.org/0000-0003-3858-0621>.

<sup>3</sup> Ingeniero Electrónico en Control y Redes Industriales, Master Universitario en Ingeniería Mecatrónica, Docente, ESPOCH, johnstrife23@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0002-6621-5368>.

<sup>4</sup> Ingeniero en Electrónica en Control y Redes Industriales, Magister en Sistemas de Control y Automatización Industrial, Docente, Secretaría De Educación Superior Ciencia Tecnología E Innovación, christiamne@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0001-8162-5616>.

<sup>5</sup> Ana Cristina Guaño Álvarez, Ingeniera en Sistemas Informáticos, Magister en Gestión de Marketing y Servicio al Cliente, Docente, Secretaría De Educación Superior Ciencia Tecnología E Innovación, anitaguano@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0001-9078-431X>.

## Resumen

Utilizando MATLAB para el desarrollo de un sistema de adquisición y procesamiento de señales EMG, para identificar los diferentes movimientos generados por un brazo humano como son la flexión, extensión, pronación y supinación.

Previamente se obtiene información de los movimientos antes mencionados, para determinar el mejor método de procesamiento de estas señales generadas por los movimientos. Se procede a programar en Matlab para adquirir y procesar estas señales en tiempo real. El sistema de adquisición está conformado por un sensor EMG implementado con un sensor acelerómetro que ayuda a determina la posición y el conjunto se encuentra conectado a un Arduino Promicro que se encuentra configurado como interfaz de adquisición de datos con Matlab. Estas señales que son procesadas por Matlab serán mostradas por una gráfica.

La muestra para validar el equipo se obtiene una población de 94 personas, en donde se evidencio el 96% de éxito, esto más el análisis estadístico de chi-cuadrado para evaluar y validar la hipótesis. Según las respuestas obtenidas en tiempo real se vio necesario modificar la posición del dispositivo EMG en el brazo de pruebas, fuente de alimentación y tener la suficiente información para evitar errores.

## Palabras clave

señal EMG; filtrado; Matlab; Wifi

## Abstract

Using MATLAB for the development of an EMG signal acquisition and processing system, to identify the different movements generated by a human arm such as flexion, extension, pronation and supination.

Previously, information of the aforementioned movements is obtained to determine the best method of processing these signals generated by the movements. We proceed to program in Matlab to acquire and process these signals in real time. The acquisition system is made up of an EMG sensor implemented with an accelerometer sensor that helps determine the position and the set is connected to an Arduino Promicro that is configured as an interface for data acquisition with Matlab. These signals that are processed by Matlab will be shown by a graph.

The sample to validate the equipment obtained a population of 94 people, where 96% of success was evidenced, this plus the statistical analysis of chi-square to evaluate and validate the hypothesis. According to the responses obtained in real time it was necessary to modify the position of the EMG device in the test arm, power source and have enough information to avoid errors.

## key words

Electromyography, Filtered, Matlab, Wifi

---

## 1. Introducción

La electromiografía es un conjunto de procedimientos en los cuales el fin es determinar enfermedades neuromusculares en personas, para lo cual es necesario tomar, almacenar y procesar medidas en la forma de señales eléctricas de la actividad muscular del individuo. Esta práctica se viene dando desde hace mucho tiempo atrás con los primeros electromiógrafos, de ahí que con el avance de la tecnología estos equipos electrónicos han venido en evolución sobre todo el cambio de dispositivos analógicos a dispositivos digitales ha hecho que todo este procedimiento se vuelva más confiable en cuanto a obtener mejores resultados y más rápidos [1].

Hay que distinguir cada una de las etapas de este procedimiento: la etapa de adquisición de la señal, la etapa de procesamiento, y la etapa de actuación.

Con base en la primera etapa se refiere al modo en cómo es adquirida la señal y como puede ser llevada a un microprocesador, microcontrolador, DSP, etc., para su posterior procesamiento. La segunda etapa es en si el tratamiento de la señal y la interpretación de sus características principales.

Una prótesis mioeléctrica es un sistema mecatrónico que, como principales actuadores son micro-motores controlados por señales bioeléctricas que se reciben desde el brazo o antebrazo, que pueden ser intramusculares como superficiales siendo estas últimas las más aceptadas y recomendadas debido a su naturaleza no invasiva ya que son captadas en la superficie de la piel. Conformando así una gran oportunidad para sujetos que han sufrido algún tipo de amputación en su brazo. Reinsertándolos en la sociedad con igualdad de capacidad y desenvolvimiento.

Para esto es necesario un correcto procesamiento y análisis de las señales motoras EMGs; las cuales principalmente se basa en el procesamiento de dos dominios que son tanto del tiempo como de la frecuencia.

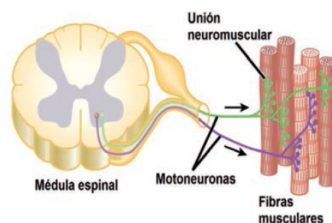
---

## 2. Metodología

- **ADQUISICIÓN DE SEÑALES EMG'S**

### Unidades motoras

Las unidades motoras son el canal por el cual los impulsos eléctricos son llevados desde los axones ubicados en la medula espinal hacia las fibras musculares en los miembros. En la Fig. 1 se observa este enlace de control biológico [1].



**Fig. 1** Unidad motora fisiológicamente

## Captación de la señal

Primero hay que distinguir entre los tipos de sensores que permiten la captación. Los principales son el electrodo superficial y el electrodo intramuscular. El primero es el utilizado por su facilidad y alcance para métodos experimentales. Con la ayuda de un gel del tipo conductivo aplicado entre la piel y la superficie del electrodo se logran registrar niveles de voltaje muy bajos cuando el musculo esta en movimiento. Si bien es necesario mencionar que se puede realizar la captación de 3 tipos de eventos musculares: cuando el musculo está en completo reposo, cuando se realiza un leve movimiento muscular y el ultimo cuando se realiza el máximo esfuerzo muscular [5]. La tabla 1 muestra los valores típicos para las siguientes señales bioelectricas [3].

**Tabla 1.** Señales bioelectricas comunes

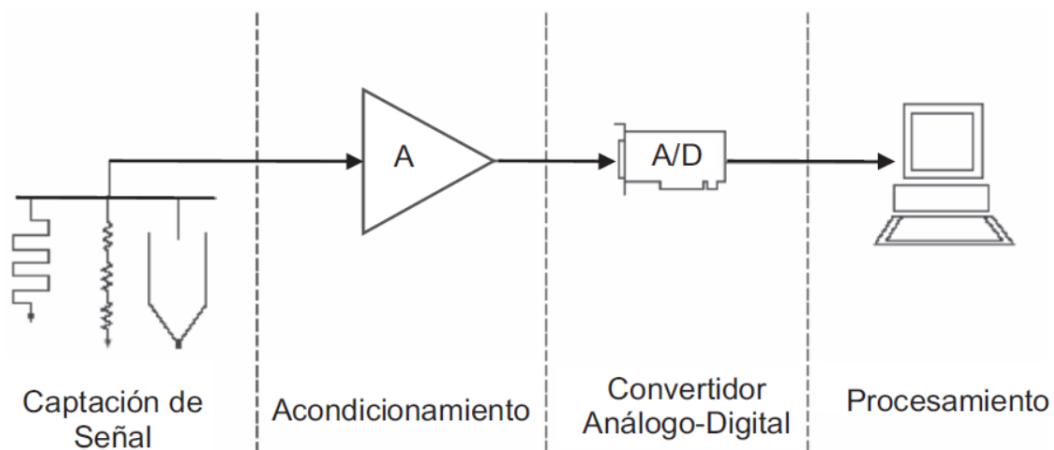
Señal	Amplitud (mV)	Rango(Hz)
ECG	0.02 - 5.0	0.05 - 100
EEG	0.0002 - 0.3	DC - 150
EMG	0.1 - 5.0	DC - 10000

Además, que hay que considerar que la mayor cantidad de información de las EMGs está entre un rango de 50 a 150 Hz [2].

La ubicación de los electrodos según el individuo es referida por la normatividad SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assesment of Muscles*).

El siguiente paso será el acondicionamiento de la señal para llegar a niveles que puedan ser entendidos por un sistema microprocesado o microcontrolado.

En la siguiente figura se muestra un clásico sistema para el tratamiento de señales analógicas [7].



**Fig. 2** Sistema clásico de instrumentación

Como vemos estas fases dependen cada una totalmente de la anterior, y cada una tiene su nivel de complejidad.

Acondicionamiento

### Amplificación

Debido a que las señales captadas son demasiado débiles o muy bajas para ser interpretadas es necesario que sean amplificadas con un amplificador de instrumentación en configuración diferencial con la suficiente ganancia en la salida como de aproximadamente 5000 veces la señal de entrada, permitiendo que de este modo sea visible y manejable en circuitos digitales. Además de contener una alta ganancia al amplificador, este debe presentar también un alto rechazo en modo común, típicamente un CMRR > 120dB [4].

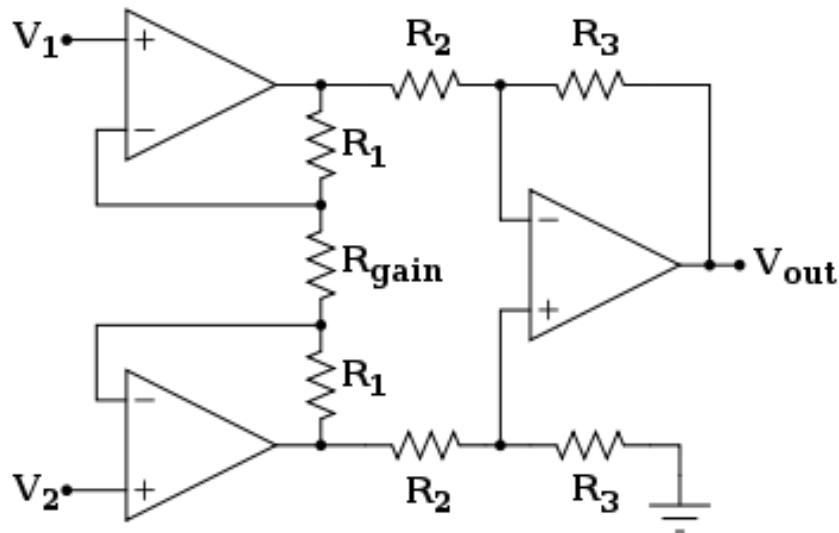


Fig. 3 Amplificador de instrumentación

En la Fig. 3 se observa la configuración típica del amplificador de instrumentación, en la cual la ganancia se puede controlar con la resistencia variable  $R_{gain}$ . Siendo  $V_1$  y  $V_2$  las señales de los electrodos.

En adición y como resultado de una correcta amplificación es también necesario eliminar componentes de ruido tanto de la red eléctrica como del ruido de músculos vecinos que pueden estar aportando información no útil.

### Filtrado

Ya sea por hardware o software este proceso resulta con la finalidad de eliminar componentes de alta frecuencia de ruido y así mismo los componentes de muy baja frecuencia que viene a ser en definitiva la componente de DC. Si bien se puede implementar con hardware, la tendencia es realizar en su mayoría por software ya sea con Matlab, LabView, etc. En cualquiera de los casos el principio de un filtro sigue siendo el mismo.

En ambos casos se hace necesario la utilización de una DAQ, o la fabricación de la misma, pero si se continúa con el tratamiento manual paso a paso, es requerido en el siguiente proceso la conversión analógica a digital, para que pueda ser ingresado a un sistema con microprocesador que puede ser un PC.

Según la literatura, además, lo común es usar un filtro 'notch' como complemento sin embargo también puede ser no recomendado debido a que puede eliminar componentes que aportan con información útil [6].

## Conversión Analógica-Digital

La conversión analógica digital de las señales electromiográficas son imprescindible debido a que todo sistema microprocesado no tiene memoria infinita y por tanto no puede almacenar infinitos valores de una señal analógica.

Debido a esto recurrimos al teorema de muestreo en la cual, por la definición de Nyquist, se puede muestrear con una  $F_s=300\text{Hz}$  siendo el doble de la máxima frecuencia considerada como componente de información útil de ahí que para una mejor recuperación de la señal se puede tomar una  $F_s$  de 10 veces la máxima frecuencia útil, obteniéndose una  $F_s=1500\text{Hz}$ , según lo considerado anteriormente [2].

Sin embargo, se debe analizar la relación costo-beneficio sabiendo que si es mayor la frecuencia de muestreo mayor será la longitud del vector muestras incidiendo directamente con el costo computacional, más muestras, más tiempo en procesar consecuentemente, más tiempo obtener el resultado deseado.

La recomendación que se señala en [2] es que la longitud de segmentos en que se dividen los registros de datos debe ser de 256 muestras por segmento, permitiendo un adecuado rendimiento y respuesta en los actuadores, más arriba de esta longitud implicara mayor tiempo de respuesta.

En este punto tenemos la señal muestreada y convertida a un vector de datos digitales.

### 2.1. Procesamiento de señales EMG

El sistema de adquisición y procesamiento desarrollado se enlaza vía Wifi al computador donde se ejecuta la aplicación de Matlab. En la figura 4 se indica su esquema.

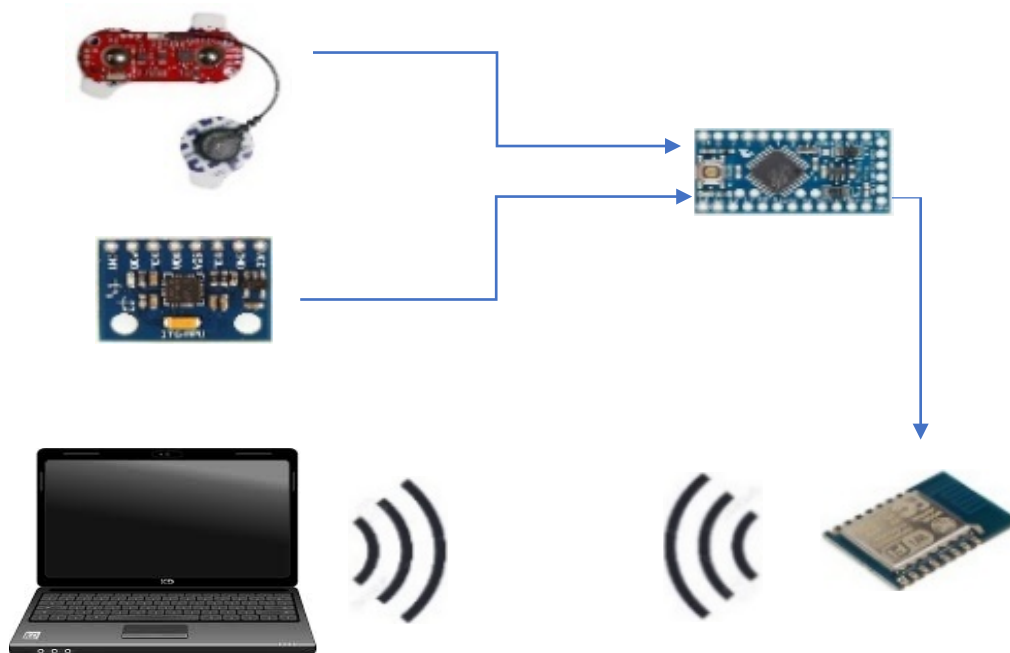


Fig. 4 Esquema del sistema

El sistema consta de un sensor de electromiografía Myoware Muscle sensor, que incluye las etapas de amplificación y filtrado y envía una señal limpia envolvente de 0 a 5 VDC al puerto analógico del arduino pro micro.

El sensor complementario es un MPU6050 el cual incluye un acelerómetro y un giróscopo de 3 ejes cada uno dando 6 DOF en total. Este sensor envía los datos de aceleración de la gravedad a través del protocolo I2C al arduino.

La plataforma arduino recibe la información de los dos sensores y envía de forma serial al módulo WIFI ESP8266 integrado en la PCB.

En la figura 5 se observa el hardware integrado y la ubicación de los sensores en la figura 6.

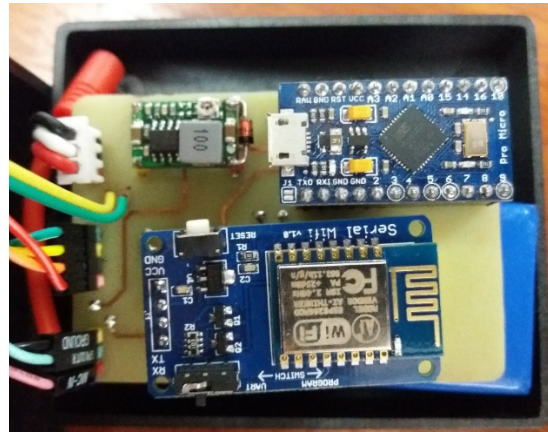


Fig. 5 Hardware Integrado

La identificación de las 4 posiciones del brazo se podrá lograr cuando se realice una correcta extracción de las características principales de una señal electromiográfica.

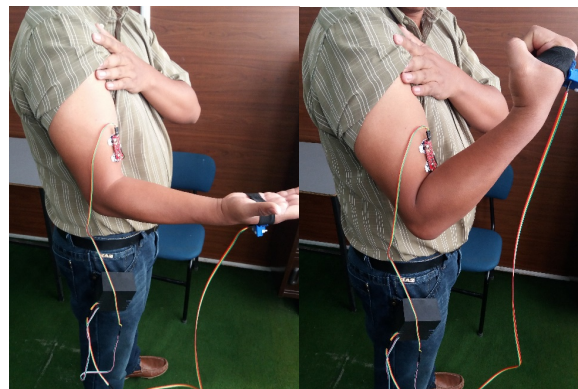


Fig. 6 Colocación del dispositivo

Aquí se analizan las características en el dominio temporal. Son de fácil cálculo y generalmente muy usadas en la ciencia médica:

**Valor Medio Absoluto:** es el promedio del valor absoluto de la señal [6].

$$\bar{x}_i = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N |x_k|: \text{ para } i = 1, \dots, I - 1 \quad (1)$$

**Varianza:** desde 1970 este tipo de señales fueron modeladas como una distribución gaussiana en la cual la varianza está directamente relacionada con la fuerza aplicada por el musculo.

$$VAR = \sigma^2 = \frac{1}{N - 1} \sum_{k=1}^N x(k)^2 \quad (2)$$

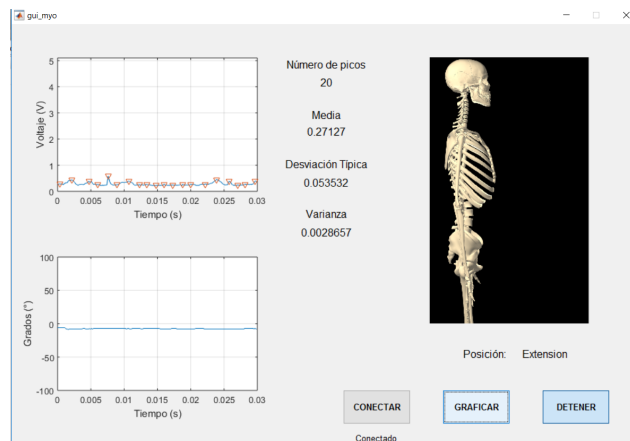
**Numero de picos:** se refiere al número de veces que la onda de la señal cambia de dirección de incremento a decremento.

**Desviación Típica:** es raíz cuadrada de la Varianza e indica el grado de dispersión de los datos con respecto al valor promedio

$$D.T = \sqrt{\sigma^2} = \sigma \quad (3)$$

### 3. Resultados

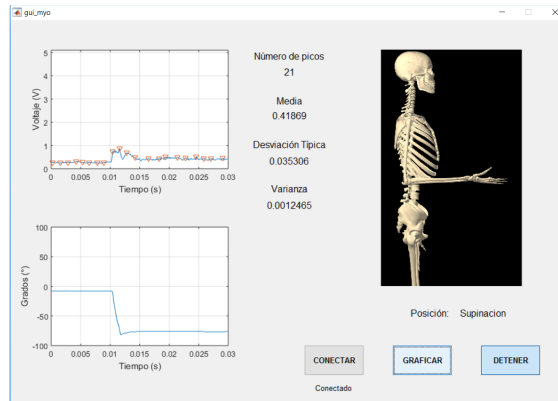
La figura 7 siguiente muestra una captura de la interfaz cuando el sujeto tiene su brazo en posición de relajamiento o denominado extensión.



**Fig. 7** Captura de Extensión

Se observa que el nivel de voltaje en extensión es bajo y la señal no varía bruscamente en el tiempo al igual que el ángulo del acelerómetro.

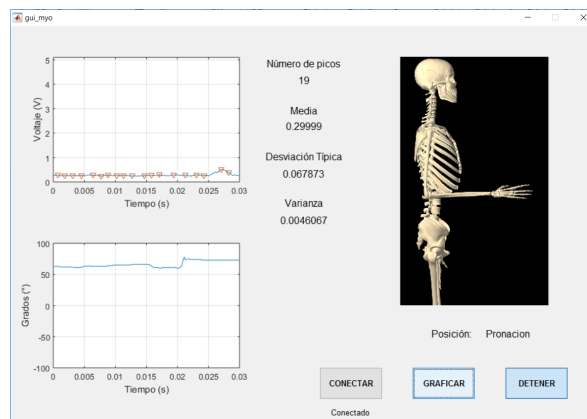
La figura 8 muestra la posición de supinación. En esta se nota que el nivel de voltaje se ha incrementado un poco y hay ciertas variaciones en el tiempo.



**Fig. 8** Captura de Supinación

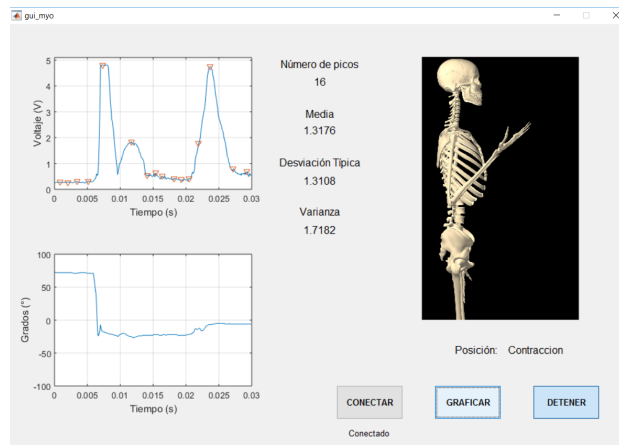
El acelerómetro ha cambiado de aproximadamente 0 a -80 grados.

La figura 9 indica que la posición calculada es pronación y la señal EMG nuevamente ha disminuido su valor y el ángulo ha cambiado de -80 a +80 grados aproximadamente.



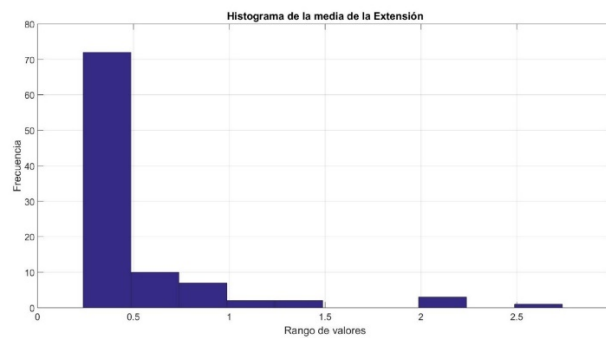
**Fig. 9** Captura de Pronación

En la figura 10 se ve claras variaciones con picos pronunciados e el tiempo llegando al máximo valor en instantes cortos de tiempo, viendo también que, así como su valor instantáneo cambia, también el cálculo de la media aritmética. En este caso también el ángulo del acelerómetro ha variado de +80 a 0 aproximadamente.



**Fig. 10** Captura de Contracción

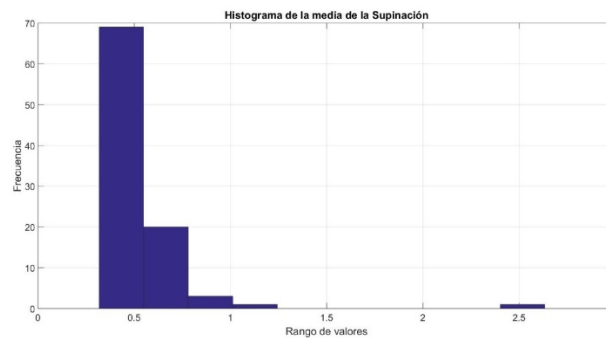
En la figura 11 se presenta el Histograma de la Posición Extensión de las muestras tomadas a los sujetos.



**Fig. 11** Histograma de Extensión

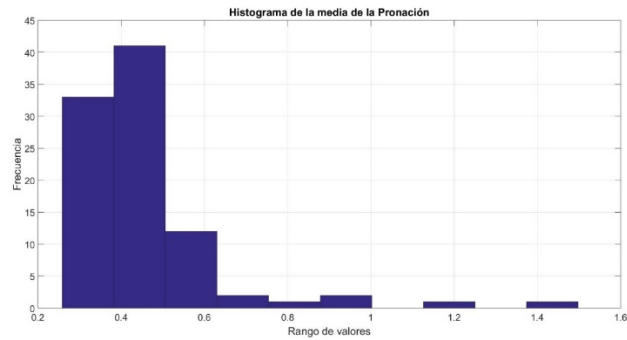
La frecuencia de ocurrencia para esta posición se centra en 0.35 para la posición de extensión con más de 70 muestras.

La figura 12 incrementa la media a 0.45 aproximadamente y con un importante pico en 0.6.



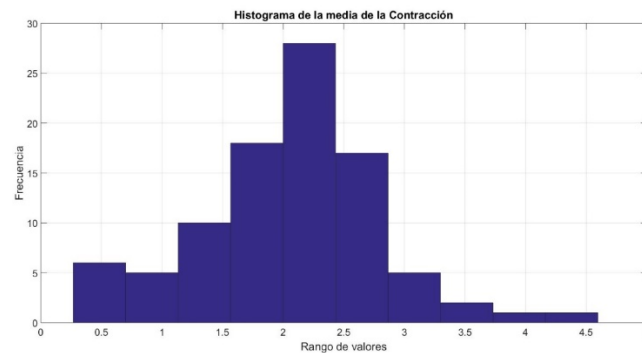
**Fig. 12** Histograma de Supinación

Los datos de pronación cubren un rango que va desde 0.3 a 0.55 aproximadamente.



**Fig. 12** Histograma de Pronación

Se observa claramente que los tres histogramas anteriores se encuentran bajo 1V con pocos valores sobre 0.8, lo que facilita el resultado aplicando los umbrales definidos en software.



**Fig. 13** Histograma de Contracción

El histograma de la Flexión o contracción muestra una distribución en torno a 2V facilitando considerablemente la identificación de esta posición.

El sistema de adquisición y procesamiento ha sido validado para una muestra de 94 individuos de entre 18 y 60 años de edad con sus 4 posiciones del brazo. Con esto se mide la probabilidad de éxito de funcionamiento del dispositivo, para cada posición.

$$probabilidad = \frac{\text{numero de resultados correctos}}{\text{numero de muestras}} \times 100\% \quad (4)$$

La probabilidad en extensión es del 97.8%. Y para Supinación, pronación y flexión es del 96.8%.

Con estos resultados se ha encontrado el valor de Chi cuadrado en tablas de distribución, con un nivel de confianza del 95% y 3 grados de libertad como se ve en (5).

$$X^2_t = 7.815 \quad (5).$$

Y además Chi cuadrado calculado se muestra en (6).

$$X_c^2 = \sum_{j=1}^k \frac{(o_j - e_j)^2}{e_j} \quad (6)$$

$$X_c^2 = \frac{(92 - 94)^2}{94} + \frac{(91 - 94)^2}{94} + \frac{(91 - 94)^2}{94} + \frac{(91 - 94)^2}{94}$$

$$X_c^2 = 0.3297$$

Se tiene que,  $X_c^2 \leq X_t^2$ , lo que me indica que el método aplicado valida los resultados indicando que los valores observados por el sistema son muy cercanos a los valores esperados.

#### 4. Discusión o Conclusiones

El sistema de adquisición y procesamiento de señales electromiográficas parte de la teoría de acondicionamiento de señales analógicas, ya que el músculo bíceps proporciona una señal en mili voltios. La etapa de amplificación y filtrado viene embebida en la placa Myoware Muscle sensor, que en este caso se ubicó directamente en el brazo para evitar capacitancias parásitas que podrían generar si la placa estuviera alejada de los electrodos de superficie.

Las señales de los sensores llegan a la plataforma arduino y son enviadas de forma serial al módulo Wifi el cual se encarga de enviar los datos al computador emulando un servidor web el cual aloja la función de envío de dato. Debido a la respuesta rápida del software, se considera una latencia casi nula ya que el computador usado es de alto rendimiento por sus características técnicas y la aplicación se ve en tiempo real.

La definición de umbrales para los valores de señal de los dos sensores fueron la mejor técnica de procesamiento digital para lograr el objetivo general, ya que se requiere una respuesta rápida la cual se define con una ventana de 150 muestras sobre las cuales se trabaja y no se define un buffer de mayor capacidad porque no es necesario el almacenamiento de los datos, sino más bien se clasifica la respuesta con su valor instantáneo y su media aritmética.

El módulo Wifi requiere ser configurado inicialmente antes de su integración, como un punto de acceso el cual permite agregar seguridad por contraseña, y para esto se usa el mismo IDE open source de arduino.

El dispositivo es portátil y móvil es decir trabaja también en movimiento, limitando su distancia a 10 metros del computador, debido a la baja potencia de la antena que posee el módulo ESP8266. Sin embargo, se puede mejorar el alcance agregando una antena de mayor potencia, esto implicaría mayor consumo de energía.

El funcionamiento del dispositivo ha sido probado en una muestra de 94 personas al 95% de nivel de confianza para una población de 3044 personas con algún tipo de discapacidad física en la ciudad de Riobamba.

Los resultados indican que el dispositivo ha sido validado con un 96.8% de fiabilidad; indicando que no se llega al 100% debido a que los errores de lectura se presentan en brazos con poco músculo esquelético o blandos. Estos no favorecen la lectura de señales EMG, debido a la naturaleza del origen de la señal, por ser una lectura de tipo superficial.

---

## Referencias bibliográficas

- [1] Camacho, Jhonatan, León, Fabian, & Barrero, Jaime. (2012). Emg-based system for basic hand movement recognition. *Dyna*, 79(171), 41-49. Retrieved December 17, 2018, Recuperado de: [http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0012-73532012000100005&lng=en&tlng=en](http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0012-73532012000100005&lng=en&tlng=en).
- [2] Cordova, Shirley; Perez, Willian; Roman, Avid, "Implementación de métodos de preprocesamiento de señales EEG para aplicaciones de comunicación y control," Revista del Encuentro Científico Internacional, ISSN-e 1813-0194, Vol. 10, N°. 1 (Octubre), 2013, págs. 24-33. Recuperado de: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=4814391>
- [3] Duran, Cristhian M. and Jaimes, Aylen L. Optimización y clasificación de señales EMG a través de métodos de reconocimiento de patrones. *Iteckne* [online]. 2013, vol.10, n.1, pp.67-76. Recuperado de: [http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1692-17982013000100009&lng=en&nrm=iso](http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1692-17982013000100009&lng=en&nrm=iso). ISSN 1692-1798.
- [4] Ferguson Simon, Dunlop Reg., "Grasp Recognition From Myoelectric Signals". Australian conf. on Robotics and Automation, Auckland, 27-29, 2002. Recuperado de: [http://m8ta.com/images/474\\_1.pdf](http://m8ta.com/images/474_1.pdf).
- [5] Giraldo, Eduardo; Betancourt, Gustavo y Orozco, Álvaro "Identificación de señales electromiográficas para el control de un manipulador robótico y entornos virtuales tridimensionales," IEEE Colombian Workshop on Robotics and Automation, 2005, Recuperado de: [https://www.researchgate.net/publication/236045393\\_Identificacion\\_de\\_senales\\_electromiograficas\\_para\\_el\\_control\\_de\\_un\\_manipulador\\_robotico\\_y\\_entornos\\_virtuales\\_tridimensionales](https://www.researchgate.net/publication/236045393_Identificacion_de_senales_electromiograficas_para_el_control_de_un_manipulador_robotico_y_entornos_virtuales_tridimensionales)
- [6] Giraldo, Eduardo; Betancourt, Gustavo y Orozco, Álvaro, "Determinación de movimientos a partir de señales electromiográficas utilizando máquinas de soporte vectorial," Rev. Med. Risaralda, 11(2), Nov. 2005. Recuperado de: <https://revistas.utp.edu.co/index.php/revistamedica/article/view/1193>
- [7] Hargrove L., Englehart K., Hudgins B., "A Comparison of Surface and Intramuscular Myoelectric Signal Classification", Proc. of the 27th Annual Conf. Int. pag. 5009 5012. IEEE EMBS 2005. Recuperado de: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17518281>
- [8] Hudgins B., Parker P., Scott RN., "New Strategy for Multifunction Myoelectric Control", IEEE Trans Biomed Eng. Vol. 40, pp. 82 94, 1993. Recuperado de: <https://ieeexplore.ieee.org/document/204774>.
- [9] Osuna, Sandra; González, John y Ilzarbe, Amaia "Procesado de señales EMG en trastornos neuromusculares," Univ. Politécnica de Catalunya, 2013.
- [10] Pinzon, Ruben; Morales; Diego Grisales, Victor, "Caracterización de señales electromiográficas para la discriminación de seis movimientos de la mano," Scientia et Technica Año XV, No 42, Agosto de 2009. Univ. Tec. de Pereira. Recuperado de: <http://revistas.utp.edu.co/index.php/revistaciencia/article/view/2683>.
- [11] Romero, Abel, Jugo, Diego, & Parada, Marco. (2007). Diseño e implementación de un instrumento virtual para la adquisición y procesamiento de señales fisiológicas. *Revista del Instituto Nacional de Higiene Rafael Rangel*, 38(1), 11-19. Recuperado de: [http://www.scielo.org.ve/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0798-04772007000100003&lng=es&tlng=es](http://www.scielo.org.ve/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0798-04772007000100003&lng=es&tlng=es).
- [12] Romo, Harold A., Realpe, Judy C., Jojoa, Pablo E., Análisis de Señales EMG Superficiales y su Aplicación en Control de Prótesis de Mano. Revista Avances en Sistemas e Informática

- 
- [en línea] 2007, 4 (Junio) : Recuperado de :<<http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=133116856017>> ISSN 1657-7663
- [13] Sandoval-Gonzalez, Oscar & N. Aguilar-Serena, R & F. Hinojosa-de la Rosa, D & Herrera Aguilar, Ignacio & González-Sánchez, Blanca. Diseño de un sistema de adquisición de señales electromiográficas inalámbrico. (2013). Recuperado de: [https://www.researchgate.net/publication/262144150\\_Diseño\\_de\\_un\\_sistema\\_de\\_adquisición\\_de\\_señales\\_electromiográficas\\_inalámbrico](https://www.researchgate.net/publication/262144150_Diseño_de_un_sistema_de_adquisición_de_señales_electromiográficas_inalámbrico).
- [14] Vidal, Cristian y Pavesi, Leopoldo. Desarrollo De Un Sistema De Adquisición Y Tratamiento De Señales Electrocardiográficas. *Rev. Fac. Ing. - Univ. Tarapacá* [online]. 2005, vol.13, n.1, pp.39-46. Recuperado de: <[https://scielo.conicyt.cl/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0718-13372005000100005&lng=es&nrm=iso](https://scielo.conicyt.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0718-13372005000100005&lng=es&nrm=iso)>. ISSN 0718-1337. <http://dx.doi.org/10.4067/S0718-13372005000100005>.
- [15] Villarejo, John; Costa, Regina; Sarmiento, John; Frizera, Anselmo. Freire, Teodiano and Khumar, Dinesh, "Sistema de control individual de dedos de una prótesis utilizando señales electromiográficas de superficie," Univ. Fed. do Espírito Santo, Nov. 2013. Recuperado de: [http://www.academia.edu/11304645/Sistema\\_de\\_Control\\_Individual\\_de\\_Dedos\\_de\\_una\\_Pr%C3%B3tesis\\_Utilizando\\_Se%C3%B1ales\\_Electromiogr%C3%A1ficas\\_de\\_Superficie](http://www.academia.edu/11304645/Sistema_de_Control_Individual_de_Dedos_de_una_Pr%C3%B3tesis_Utilizando_Se%C3%B1ales_Electromiogr%C3%A1ficas_de_Superficie).
- [16] Zabala, Luis A. "Desarrollo de un sistema de adquisición y procesamiento de señales electromiográficas con Matlab para la identificación de los movimientos extensión, flexión, pronación y supinación de un brazo humano.", Ecuador, Octubre 2017. Recuperado de: <http://dspace.espoeh.edu.ec/handle/123456789/7546>.
- [17] Zecca, M.; Micera, S.; Carrozza, M., "Control of Multifunctional Prosthetic Hands by Processing the Electromyographic Signal," *Critical Rev. in Biomedical Engineering*, 30(4-6):459-485 (2002). Recuperado de: <http://clortho.acm.uiuc.edu/archives/sigbio-l/pdfSxckMggyEk.pdf>
-