

PROPUESTA DE UN ENTRENADOR MIOELÉCTRICO BASADO EN UNA APLICACIÓN MÓVIL

Humberto de la Cruz Regalado

Universidad Autónoma de Aguascalientes

betocrur666@hotmail.com

Carlos Edgar López Barrera

Universidad Autónoma de Aguascalientes

atlascelba@hotmail.com

Eduardo Emmanuel Rodríguez López

Universidad Autónoma de Aguascalientes

edwral@hotmail.com

Luis Mariano Sandoval González

Universidad Autónoma de Aguascalientes

mariano.sandovalg@hotmail.com

Alfredo Ramírez García

Universidad Autónoma de Aguascalientes

argarcia@correo.uaa.mx

Resumen

En este artículo se desarrolló la propuesta de un entrenador mioeléctrico basado en una aplicación móvil. La importancia de este tipo de sistemas en el área de rehabilitación es su utilidad en la adaptación de un usuario para la manipulación de prótesis mioeléctricas. En particular la propuesta de este artículo está orientada a prótesis mioeléctricas de mano de un grado de libertad.

El sistema utiliza la actividad eléctrica de los músculos o también llamada señal mioeléctrica, y mediante su procesamiento se obtiene la envolvente de la señal cuyo valor se utilizó como variable de control.

Se consideró la importancia de este tema debido a que las señales electromiográficas de cada individuo pueden variar, ya que las fibras musculares de una persona pueden generar más energía que las de otra, y por lo tanto la necesidad para el usuario no debe depender de un estándar establecido. Se describirán las metodologías variadas, las estructuras de procesamiento de la señal, así como el diagrama a bloques del circuito propuesto, los resultados y las conclusiones donde se discute la viabilidad del prototipo para su uso en el futuro en el área de rehabilitación y en el manejo de prótesis.

Palabras Claves: Electromiografía, envolvente, procesamiento de señales, servomotor.

Abstract

In this article a proposal of a myoelectric trainer based on mobile application is presented. This kind of systems is useful in the rehabilitation of users of prosthetic devices. The trainers facilitate the use of myoelectric prostheses. In particular the proposed myoelectric trainer is oriented to hand prostheses with one degree of freedom. In the system developed the myoelectric signal recorded from upper limb muscles was used as source of information and the envelope obtained by means of signal processing was used as a control variable.

The importance of this topic was considered because of the electromyographic signals of each individual can vary, since a person's muscle fibers can generate more energy than others, and therefore the need for the user should not depend on an established standard. The varied methodologies will be presented, the signal processing structures, as well as the block diagram of the proposed circuit, the results and the conclusion where it will be mentioned the viability of the prototype for its future use in the rehabilitation and handling of prostheses.

Keywords: *Electromyography, envelope, servomotor, signal processing.*

1. Introducción

En 1849, Du Bois Reymond fue la primera persona en demostrar la actividad eléctrica del músculo humano durante la contracción voluntaria, al conectar la

mano de un sujeto a las agujas de un galvanómetro. Observó que cuando el sujeto flexionaba su brazo, la aguja se deflataba, el grado de deflexión aumentaba con la fuerza de contracción [Ramírez, 2002].

Por otro lado, en 1929, a la electromiografía o registro de la actividad eléctrica de los músculos se le dio un sentido diagnóstico, cuando Adrian y Bronk lo utilizaron para estudiar la organización funcional de los movimientos, en el diagnóstico diferencial de atrofas neurógenas y miógenas [Ramírez, 2002].

Los usos de la electromiografía hoy en día son muy variados, contemplando, por ejemplo, la valoración del dolor lumbar [JL, 2009], comparación de rendimiento físico en ciertos ejercicios [Morant-Arilla, 2015], el procesamiento de la señal como medio de control de una prótesis [Campo, 2007], o el estudio de la actividad muscular en general. La señal electromiográfica (EMG) refleja el reclutamiento de las unidades motoras que se activan, esto es, cuando hay una mínima actividad voluntaria se activa un número pequeño de unidades y mientras el esfuerzo muscular se va incrementando el número de unidades motoras se incrementa. Esto muestra que la respuesta muscular es función del número de unidades motoras activas [Guyton, 2006].

Un entrenador mioeléctrico es un equipo que utiliza las señales EMG como fuente de información con el objetivo de establecer una retroalimentación relativa a la actividad muscular resultante de la actividad física que esté desarrollando un usuario.

Las aplicaciones de estos equipos se orientan principalmente a la rehabilitación de grupos musculares que presentan algún tipo de atrofia, como es el caso de los músculos involucrados en parálisis faciales, en problemas de incontinencia, o bien en la marcha.

Otra área de aplicación muy importante dentro de la rehabilitación es el entrenamiento para uso de dispositivos protésicos de extremidad superior [Barraza, 2010], [Ramírez, 2006], [Clingman, 2014], [Dupont, 1994]. En esta área es hacia donde se dirige la propuesta del sistema desarrollado en este artículo.

La importancia de entrenar a los músculos de los miembros amputados con la finalidad de activar una prótesis mioeléctrica movida por un servomotor se debe a

que las señales mioeléctricas no son lo suficientemente fuertes como para realizar el movimiento controlado del motor. Debido a que el musculo puede llegar a fatigarse con mucha facilidad, la perdida de la señal causaría un mal funcionamiento de la prótesis [Barraza, 2010], [Ramírez, 2006], [Clingman, 2014], [Dupont, 1994].

Antiguamente, en Grecia daban gran importancia la terapia de la dieta, ejercicios corporales, masajes y baños de mar. [Loreto, 2014]. Posteriormente, se fueron descubriendo muchos métodos de terapia como fue la hidroterapia, donde Cornelio Celso empezó a escribir un libro de este tema. Seguido por los científicos Luis Galvani y Volta en la electroterapia. La gimnasia que fue empleada como terapia por Jerónimo Mercuriale. Comenzó la primera mitad del siglo XX y fue así cuando la fisioterapia fue base de la medicina física, llegando hacer una especialidad médica. [Loreto, 2014].

En las últimas décadas ha crecido la tecnología, mostrando también progreso en la rehabilitación de extremidades, llegando a crear terapia con robots o mecanismos que monitorean el avance en la movilidad del paciente. [Bundhoo, 2009].

Los robots de entrenamiento son usados para extremidades superiores e inferiores, que ayudan al paciente a practicar movimientos específicos para incrementar la movilidad y corregir los movimientos de la extremidad.

El MIT MANUS therapy robot es un brazo robótico que ayuda al paciente a mover el brazo a través de una tabla para mover un cursor en la pantalla. [Bundhoo, 2009].

Los dispositivos de monitores son autónomos y portables, y ayudan a simplificar el proceso de captura de datos fisiológicos, a la vez que ayudan a ejercitar el musculo con mínima intervención de un terapeuta. [Bundhoo, 2009].

Aplicaciones móviles en salud. Una aplicación móvil o app es un software diseñado para funcionar en smartphones o tablets. En los últimos años, el desarrollo de estas app ha ido entrando en el campo de la medicina, tanto para profesionales como para pacientes. De las “health apps” más populares en la población, son de la categoría de “dieta y fitness” [San, 2014].

Otro concepto importante de conocer, relacionado al área de la salud, es el de Exergames, los cuales pretenden estimular la movilidad del cuerpo entero mediante el uso de ambientes interactivos que simulan diferentes sensaciones de presencia [Trujillo, 2013].

En este trabajo se propone el desarrollo de un entrenador mioeléctrico basado en una aplicación móvil con el objetivo futuro de que sea utilizado y ayude en el entrenamiento de pacientes candidatos al uso de prótesis mioeléctricas de mano de un grado de libertad. Una ventaja importante de este sistema es la portabilidad que tiene al estar basado en una aplicación móvil. Así el posible usuario tiene la oportunidad de seguir su terapia de forma continua, aspecto importante en el proceso de adaptación del paciente con el dispositivo protésico.

2. Métodos

La implementación del sistema propuesto en este artículo se compone de un módulo de hardware y un módulo de software. El módulo de hardware se refiere a las etapas de la instrumentación electrónica necesarias para la captación y registro de la señal EMG del grupo muscular de interés. Este módulo se muestra en la figura 1. El módulo de software incluye los algoritmos implementadas tanto en el sistema embebido como en el dispositivo móvil.

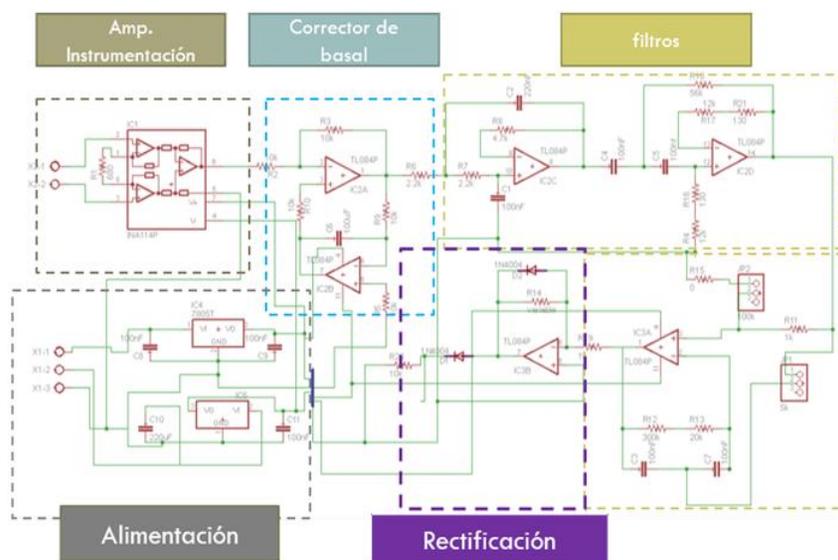


Figura 1 Etapas de la instrumentación electrónica del sistema propuesto.

Para la etapa de amplificación se usó el circuito integrado INA114AP, por su alta impedancia de entrada y un alto rechazo de modo común, mejorando la señal de entrada. Para su configuración se hizo uso de la ecuación 1 recomendada en la hoja de datos para obtener una ganancia de 11.6 [Texas, 2017].

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{4.7k\Omega} \quad (1)$$

En el diseño también se incluye un corrector de basal basado en un diferenciador y un integrador, que se utilizó para evitar un nivel de corriente continua en la señal, debido a los artefactos, y este se corrige cada segundo. Con los componentes estimados de acuerdo a la ecuación 2.

$$t = R * C = 10k\Omega * 100\mu F = 1 s \quad (2)$$

La etapa de filtrado, se basó en el ancho de banda de la señal EMG superficial que cae en el rango de 20 a 500 Hz. Por lo cual se implementaron filtros tipo Butterworth a -40 dB, un filtro pasa bajas de 500 Hz y un pasa altas de 20 Hz, al igual que un filtro tipo Notch para 60 Hz [Ramírez, 2005].

Dado que el procesamiento de la señal EMG incluye la envolvente de la misma, se determinó utilizar un rectificador de precisión, al mismo tiempo dándole una amplificación, regulada por un potenciómetro de precisión. Cabe mencionar que la ganancia se calibra en función de la señal EMG que proporciona cada persona.

Para la etapa de alimentación se utilizaron dos reguladores de +-5 V, para lograr la alimentación del microcontrolador atmega328p y la instrumentación electrónica desarrollada para el registro de la señal EMG.

Para el procesamiento de la señal se utilizó el microcontrolador atmega328p, donde el módulo ADC se configuró con una frecuencia de reloj de 250 kHz, a una frecuencia de muestreo de 19.230 kHz y un tiempo de muestreo de 52 μ s.

Dado que la información se transmitió a un dispositivo móvil por medio de bluetooth, fue necesaria la comunicación serial por medio del protocolo RS-232 por lo que se inicializó la comunicación serial a una velocidad de 115200 baudios, modo asíncrono a doble velocidad, sin bit de paridad y 1 bit de stop [Atmel, 2017].

A partir de la envolvente de la señal se controló un servomotor generando una señal de modulación por ancho de pulso (PWM). Esta última señal se generó con el microcontrolador. Para lo cual, se inicializó el PWM en modo rápido, modo no invertido, y un preescalador de 1024 [Atmel, 2017].

El diagrama de flujo del algoritmo implementado para el sistema se muestra en la figura 2, el cual se basa en una máquina de estados. El sistema se inicializa con dos variables, una llamada “Auxiliar” cuya función es realizar un bucle en los tres estados como se observa en la figura 2, y una variable “Max” con la cual se calibra el sistema; los estados son seleccionados por una serie de botones dentro de una aplicación móvil, figura 6.

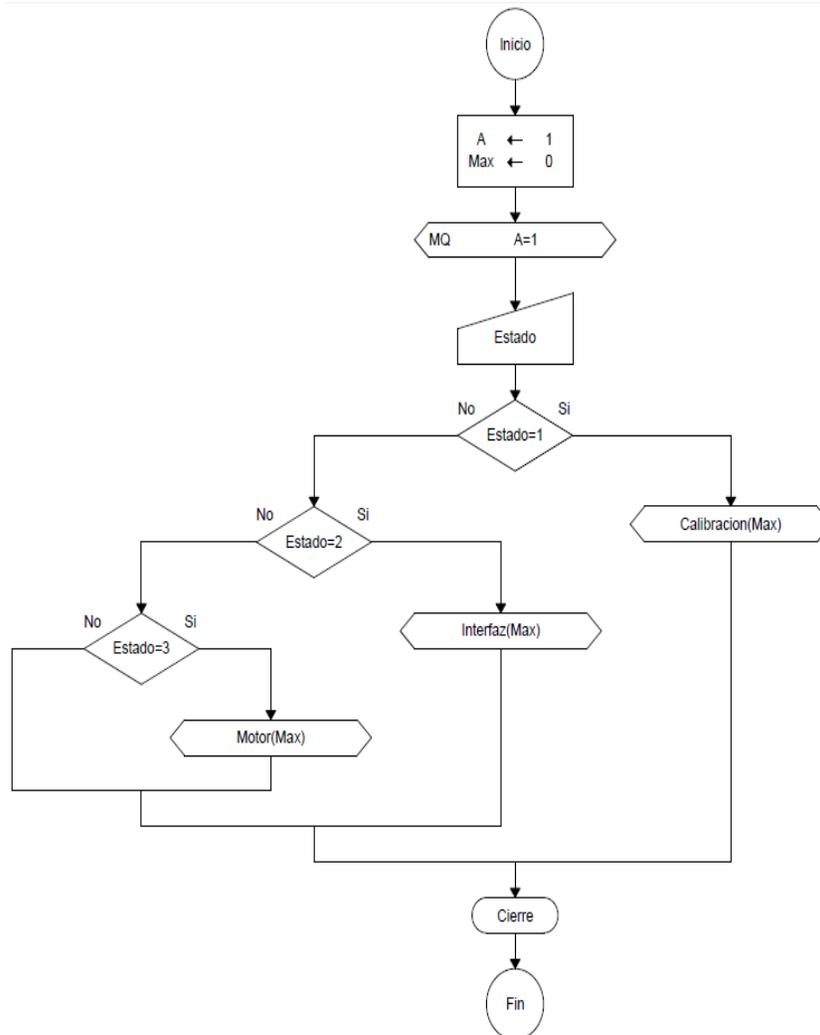


Figura 2 Máquina de estado para validar las diferentes funciones del sistema.

Al acceder a la función “Calibración”, figura 3, se procede a limpiar las variables de entrada y salida, y se inicializa el contador a doscientos; se procede a realizar la adquisición de muestras, calcular el promedio de ellas y posteriormente se almacenan en la variable “Max”.

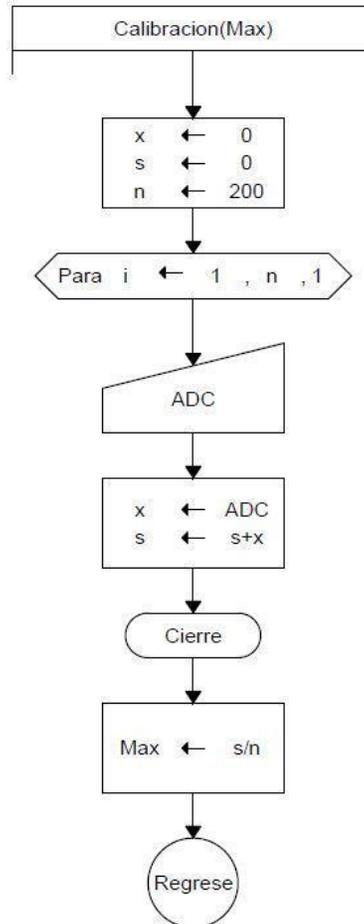


Figura 3 Primera función llamada Calibración.

Al acceder a la función “Interfaz”, figura 4, se procede a limpiar la variable “Envolvente” y el puerto de entrada, se declara un bucle el cual puede ser roto si la entrada es diferente de cero, dentro de él se adquieren los datos del ADC, en base a ellos se calcula la envolvente de la señal (valor RMS) la cual entrega como resultado la fuerza del usuario, se envía el valor por el puerto serial a través de la comunicación bluetooth a un dispositivo móvil (Android) en el cual se visualiza dicha fuerza implementada por el usuario en una barra de progreso, figura 5.

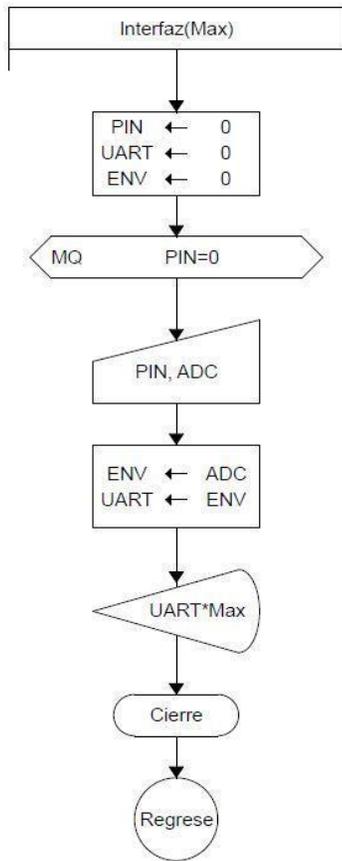


Figura 4 Segunda función llamada Interfaz.

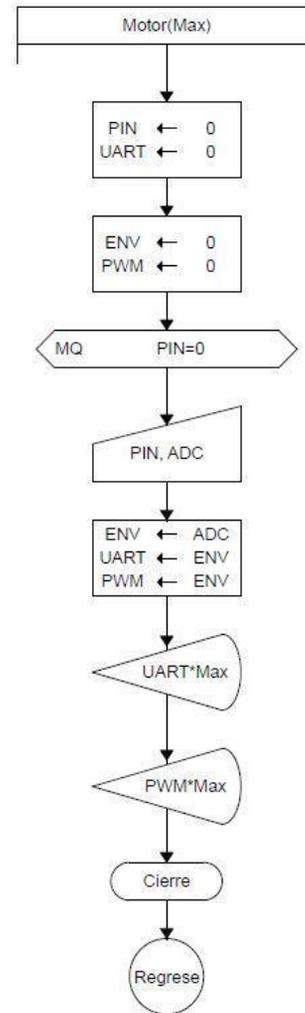


Figura 5 Tercera función llamada Motor.

Al acceder a la función “Motor”, figura 5, se procede a limpiar la variable “Envolvente”, el registro PWM y el puerto de entrada, se declara un bucle el cual puede ser roto si la entrada es diferente de cero, dentro de él se adquieren los datos del ADC, en base a ellos se calcula la envolvente de la señal (valor RMS) la cual entrega como resultado la fuerza del usuario, se envía el valor por el PWM el cual acciona un servomotor y simula físicamente el movimiento de una pinza; a su vez se logra visualizar la información y la simulación virtual de la pinza en un dispositivo móvil (Android) a través de una comunicación bluetooth, figura 6.

Para llevar a cabo el registro de la señal EMG se utilizó un canal diferencial con electrodos de plata cloruro de plata (AgCl/Ag) y con una separación entre ellos de

3 cm centro a centro. La colocación de los electrodos se hizo sobre el grupo de músculos superficiales (flexor superficial de los dedos) de la cara anterior del antebrazo relacionados a función de cierre y apertura de la mano.



Figura 6 Esqueleto de la interfaz gráfica dentro de la aplicación móvil.

3. Resultados

La colocación de los electrodos sobre el sujeto de pruebas se muestra en la figura 7, el sujeto de prueba es una persona sana con sus extremidades superiores completas. Para posicionar los electrodos se le pidió que abriera y cerrara la mano y por medio de palpación se ubicó el lugar donde colocar los electrodos. Esto se determinó a partir de la actividad muscular observada en las señales EMG registradas.



Figura 7 Colocación de electrodos en la cara anterior del antebrazo.

Una vez teniendo el circuito de monitoreo de EMG se procedió a hacer pruebas, en la figura 8 se puede observar un ejemplo de la señal EMG del sujeto de

pruebas filtradas y amplificadas. Estas señales se observaron desde un osciloscopio Tektronix TED2012.

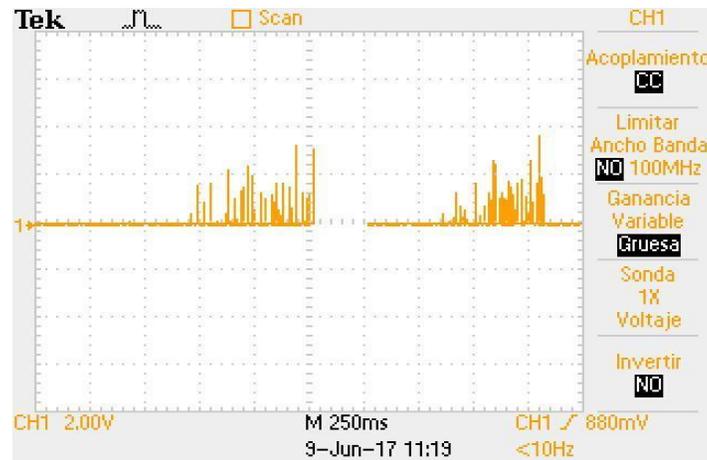


Figura 8 Salida final del circuito EMG.

En la figura 9 se le pidió al sujeto de pruebas que ejerciera una máxima contracción para obtener el máximo voltaje. Esto con el objetivo de hacer una calibración al sistema.

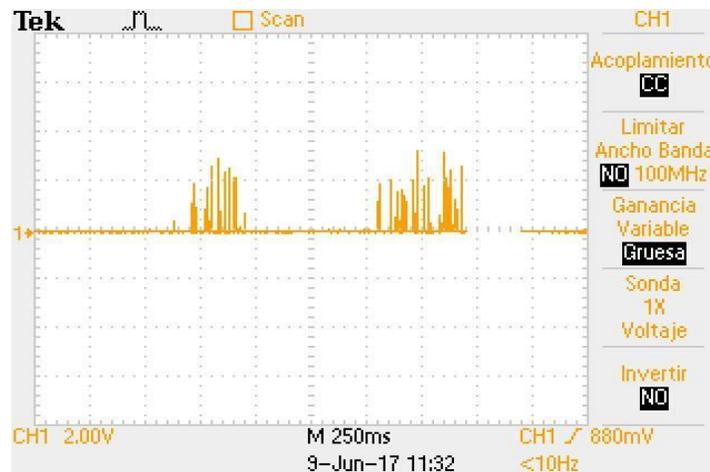


Figura 9 Amplitud de la señal depende de la fuerza de contracción del sujeto de prueba.

Esta misma señal fue observada mediante el monitor serial de Arduino visualizada en una computadora, como se observa en la figura 10, esto sirvió para comprobar que los datos adquiridos se estuvieran procesando por el microcontrolador.

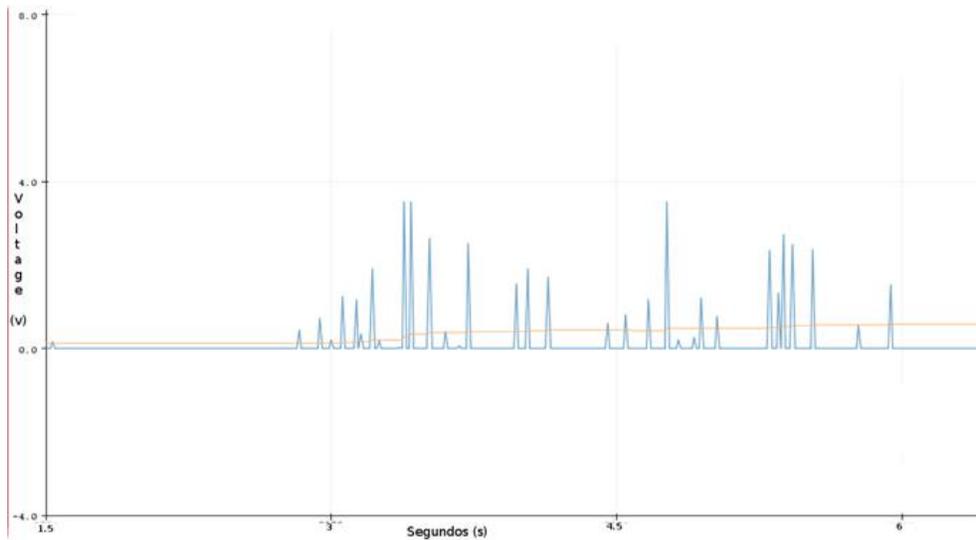


Figura 10 Visualización de la señal final del circuito EMG.

La señal es enviada a través del bluetooth a un celular con una aplicación móvil de diseño propio, en la cual se puede observar el esfuerzo y una representación de cómo se cerraría una pinza controlada por dicha señal. En esta interfaz se tienen los botones de la máquina de estados para calibrar, observar solo la interfaz, y mover el motor mientras se observa la interfaz (véase en la figura 6). En la figura 11 se observa una prueba en la cual el sujeto de prueba hizo una contracción leve la cual alcanzó un 20% del máximo adquirido.



Figura 11 Captura de pantalla de la app funcionando.

Por último, se pidió al sujeto de prueba que generara una máxima contracción. En la figura 12 se observa la interfaz gráfica del celular donde muestra la adquisición de la señal al 100% y la pinza completamente cerrada.

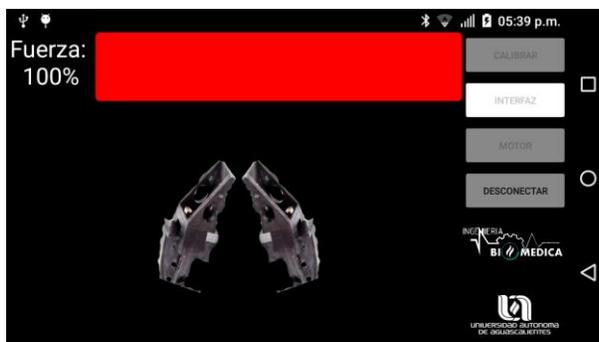


Figura 12 El sujeto de prueba ha alcanzado su contracción máxima al llegar al 100%, a la par, la pinza se cierra por completo.

4. Discusión

Tal cual se describe en la fisiología humana, cuando se realiza una contracción sostenida se reclutan más unidades motoras en el músculo para lograr un mayor esfuerzo físico [Gayton, 2006]. En base a esta premisa se desarrolló esta propuesta con el objetivo de ayudar a personas candidatas a prótesis mioeléctricas en el proceso de adaptación con el uso de prótesis utilizando la característica de la envolvente de la señal mioeléctrica.

Mientras más fuerza de contracción aplique el paciente, mayor movimiento produce en el servomotor que controlaría la prótesis, y a su vez, en la aplicación móvil, se registra su nivel de fuerza, actuando así también como reeducador muscular.

Una ventaja del equipo aquí propuesto es la portabilidad característica útil cuando es necesario que el paciente se esté ejercitando de forma continua. Esta es una diferencia importante respecto a otros sistemas similares presentados en la literatura científica [Barraza, 2010], [Ramírez, 2006] donde se propone como interfaz gráfica, en un caso una prótesis virtual que se presenta en un monitor de computadora personal y en el otro un conjunto de figuras geométricas cuya superficie se rellena de acuerdo al nivel de actividad muscular, estas también presentadas en un monitor de computadora personal. Debido a esto, limitando el sistema de terapia a un espacio físico fijo.

Para una persona con una extremidad amputada, en este caso el antebrazo, la terapia resulta de gran ayuda. Si la ayuda que puede otorgársele es mediante un

medidor de fuerza que garantice un seguimiento de su mejoría, esta tiene un impacto incluso emocional en el paciente. Si a la vez, mediante contracciones controladas puede abrir una prótesis de pinza tanto como él desee, considerando las restricciones mecánicas, significa un gran apoyo tanto en terapia como funcional para el paciente.

Para no provocar esfuerzos extenuantes como fatiga muscular en los pacientes, la auto calibración presenta una gran ventaja. Es decir, el paciente no se ve forzado a realizar grandes esfuerzos físicos para abrir o cerrar la pinza, o para medir su fuerza de contracción. Sino que, de acuerdo a su máxima contracción muscular, se establece un límite, que asegura que los parámetros de apertura de la prótesis como los niveles de fuerza del reeducador muscular en la aplicación móvil, siempre estarán en un rango aceptable del paciente, dado que él mismo fija el valor máximo.

El uso de la envolvente de la señal EMG ayuda para su manejo como variable de control ya que suaviza su comportamiento aleatorio e incluso, omite ruido que pudiera existir dentro de los rangos de interés de la señal EMG. Y, además, como punto principal en toda esta investigación, permite el correcto control, mediante regulación PWM del servomotor. Es decir, la señal envolvente de la señal EMG determina la apertura de la prótesis de pinza. Así, no importa en realidad si la contracción generada por el paciente genera valores anormales, como, por ejemplo, momentos en los que el paciente genera una contracción con valores picos que sobresalen de la señal promedio. El comportamiento de la envolvente garantiza un buen control para el servomotor, y con esto, de la prótesis de mano.

5. Conclusiones

Se desarrolló un sistema de entrenamiento mioeléctrico basado en una aplicación móvil orientado al entrenamiento de pacientes potenciales usuarios de prótesis mioeléctricas de mano de un grado de libertad. El objetivo de este tipo de sistemas es ayudar a la simbiosis entre amputado y prótesis. El sistema aquí desarrollado incluye la instrumentación electrónica necesaria para captar y

registrar la señal EMG y una interfaz gráfica de usuario sobre una aplicación móvil cuya funcionalidad permite al usuario:

- Monitorear su actividad muscular de forma amigable a través de una barra de fuerza.
- Controlar un dispositivo protésico de mano virtual de un grado de libertad.

A diferencia de otros sistemas de entrenamiento que requieren de monitores o un equipo de mayor complejidad, esta propuesta de menor tamaño y complejidad y además portabilidad facilita a los próximos usuarios el poder realizar el entrenamiento de una manera más sencilla y con una interfaz bastante amigable. Además, el sistema cuenta con una función de autocalibración que está en función de una máxima contracción muscular voluntaria que el usuario realiza al inicio del entrenamiento. Esto presenta la ventaja de evitar la fatiga muscular durante el proceso del entrenamiento.

Como una siguiente etapa a futuro del trabajo aquí desarrollado se planea valorar el funcionamiento del sistema con un grupo de usuarios con la intención de obtener una retroalimentación desde el punto de vista de funcionalidad clínica para hacer modificaciones en caso de ser necesarias y posteriormente promover el sistema para su implantación en uso clínico.

6. Bibliografía y Referencias

- [1] Atmel ATmega328/P, datasheet: http://www.atmel.com/Images/Atmel-42735-8-bit-AVR-Microcontroller-ATmega328-328P_Datasheet.pdf, 12/05/2017.
- [2] Barraza-Madriral, J. A., Ramírez-García, A., y Muñoz-Guerrero, R. (2010, September). A virtual upper limb prosthesis as a training system. In *Electrical Engineering Computing Science and Automatic Control (CCE)*, 2010 7th International Conference on IEEE, pp. 210-215, 2010.
- [3] Ramírez, A., R Muñoz, L Leija, y A Vera, Sistema de Entrenamiento Muscular con Retroalimentación Visual, Pan American Health Care Exchanges (PAHCE 2006), Long Beach, California, pp. 36-39, 30 de enero al 3 de febrero 2006.

- [4] Bundhoo, V., Design and evaluation of a shape memory alloy-based tendon-driven actuation system for biomimetic artificial fingers, Doctoral dissertation, 2009.
- [5] Casallas, E. C., Toro, J. D. R., & Castrillón, I. F. T., Virtual coaching system for transradial myoelectric prosthesis using bioelectrical signals, *Revista politécnica*, 11(21), pp. 97-106, 2016.
- [6] Campo, O., Rovetta, A., & Caicedo, E., Uso de vibraciones musculares para identificar la intencion de movimiento en amputados transfemorales. In 8 Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica, 2007.
- [7] Clingman, R., & Pidcoe, P., A novel myoelectric training device for upper limb prostheses. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(4), pp. 879-885, 2014.
- [8] Dupont, A. C., & Morin, E. L., A myoelectric control evaluation and trainer system. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 2(2), pp. 100-107, 1994.
- [9] Guyton, A. C., Hall, J. E., & Guyton, A. C., *Tratado de fisiología médica*. Elsevier Brasil, pp. 109, 2006.
- [10] JL, R. P., & Roca, O., Uso de la isoestación B-200® y electromiografía de superficie en la valoración del dolor lumbar. *Mapfre Medicina*, 12(4), pp. 241-249, 2001.
- [11] Loreto Vergara, B., *Desarrollo de la medicina física y rehabilitación como especialidad médica*, 2014.
- [12] Morant-Arilla, D., Martín-Ruiz, J., Gallego-Cerveró, C., Tamarit-Grancha, I., & Pérez-Pérez, J., Comparación de la electromiografía superficial en el ejercicio de press de banca mediante el uso de Electroestimulación Eléctrica en el test de una Repetición Máxima: estudio piloto. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 8(4), pp.182-183, 2015.
- [13] Ramírez-García. A., *Desarrollo de un equipo electrónico de entrenamiento muscular con retroalimentación visual*. Tesis, Maestría, Patente 275763, 2005.

- [14] Ramírez, J. C., & Peláez, A., Conceptos básicos para el análisis electromiográfico. *Revista CES OdontoIntfu VoL*, 15(1), 2002.
- [15] San Mauro Martín, I., González Fernández, M., & Collado Yurrita, L., Aplicaciones móviles en nutrición, dietética y hábitos saludables: análisis y consecuencia de una tendencia a la alza. *Nutrición Hospitalaria*, 30(1), pp. 15-24, 2014.
- [16] Trujillo, J. C. G., Muñoz, J. E., & Villada, J. F., Exergames: una herramienta tecnológica para la actividad física. *Revista Médica de Risaralda*, 19(2), 2013.
- [17] Texas Instruments Ina114AP: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina114.pdf>, 20/02/2017.