

EVALUACIÓN CUANTITATIVA DE LA ACTIVIDAD MIOELÉCTRICA

Vázquez Ramírez Jacob (1), Vidal Lesso Agustín (2), Martínez Nolasco Juan José (3)

1 [Licenciatura en Ingeniería Mecatrónica, DICIS Universidad de Guanajuato] | [jacobino@live.com.mx]

2 [Departamento de Ingeniería Mecánica, DICIS Universidad de Guanajuato] | [agustin.vidal@ugtomx.onmicrosoft.com]

3 [Departamento de Ingeniería Mecatrónica, Instituto Tecnológico de Celaya] | [juan.martinez@itcelaya.edu.mx]

Resumen

El objetivo de este trabajo fue el desarrollo de un dispositivo electromiográfico para la cuantificación de la actividad muscular, a la par del dispositivo se desarrolló un software para la gestión de las pruebas que se realizaron, cuando se finalizó el desarrollo del software y del dispositivo se realizaron pruebas en 10 sujetos, el estudio se centró en el bíceps de los sujetos de prueba participantes, el dispositivo y el software funcionaron correctamente.

En las pruebas realizadas se buscaron patrones y similitudes, para con ello tener una referencia de cada prueba, esto ayudaría a tener mejores diagnósticos en búsqueda de miopatías o para rehabilitaciones musculares en personas que los necesiten.

Abstract

The aim of this study was developing a electromyography device to quantify the muscular activity, in addition it was developed a software to manage the tests performed, when the developing of the software and the device was finished, the tests were performed on 10 subjects, the study focused on the biceps of the subjects, the device and the software worked well.

Patterns and similitudes were searched for all tests performed , this was useful for having a reference of each test, this will help to have a better diagnoses in search of myopathies or muscular rehabilitations in people who need them.

INTRODUCCIÓN

El proyecto se centra especialmente en la instrumentación electromiográfica. Estos estudios dieron comienzo cuando un investigador italiano, Galvani, realizando experimentos en animales, estimulando un nervio conseguía tener una contracción muscular (1791) [1], y muchos años adelante el 1925 Lidell y Sherrington introdujeron el concepto de UM. Adrian y Bronk en 1929 comenzaron a utilizar la aguja concéntrica para el registro de los potenciales de UM y añadieron el altavoz para la audición de la señal acústica de la actividad muscular [1-3]. Teniendo esto como base fue necesario saber cómo se generan estos pulsos mioeléctricos.

Estos se generan en la unidad motora (UM) de cada músculo, una UM es un grupo de fibras musculares inervado por una única motoneurona de la medula espinal o de un núcleo de motor del tallo del cerebral, y la unidad contráctil de la musculatura es la fibra muscular, que al ser estimulada se contrae desarrollando fuerza, y a su vez un músculo consiste en haces paralelos de fibras musculares, y cuando el potencial de acción del nervio alcanza el punto en el que este se une con el musculo, eso origina un potencial en la UM, y este potencial es la suma de los potenciales de acción de cada una de las fibras de la UM [2].

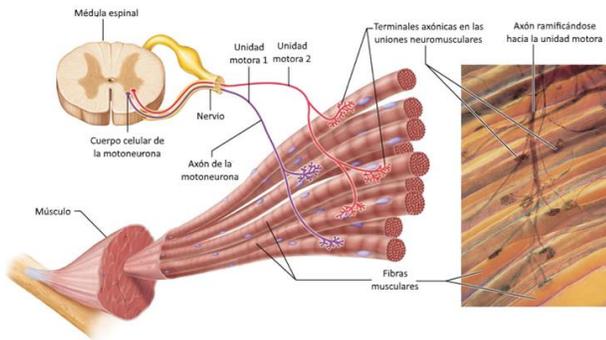


IMAGEN 1.1: Unidad Motora de un músculo.

Para poder analizar una señal electromiográfica se utiliza el electromiógrafo, y existen dos tipos de estudios EMG, la EMG de superficie, en la que se utilizan electrodos superficiales, secos o húmedos, sobre el punto motor del músculo a tratar, y la intramuscular, en la que se utilizan agujas concéntricas y conductoras introduciéndolas directamente el músculo [3], en el caso del

presente trabajo se utilizaron electrodos de superficie ya que no son invasivos.

El dispositivo a desarrollado ayudará en las rehabilitaciones aplicadas a los pacientes que presentan alguna miopatía, específicamente al diagnóstico y cuantificación de la actividad muscular, ya que el dispositivo permitirá evaluar periódicamente la actividad mioeléctrica de los músculos que se traten en la rehabilitación, así será posible tener una comparación cuantitativa del avance obtenido con la terapia aplicada.

El ámbito a implementar el dispositivo es en la Fisioterapia, que son profesionales que, comienzan su intervención con una valoración respectiva de rehabilitación para determinar las características y habilidades de un paciente al ingreso a la atención y así determinar objetivos, así como valorar la efectividad del tratamiento y señalar mejorías. La fuerza muscular es uno de los puntos importantes a valorar, la valoración se realiza mediante un test muscular realizado de manera subjetiva por el terapeuta.

Por lo anterior mencionado se plantearon los siguientes objetivos:

- Desarrollar un dispositivo para sensar la actividad electromiográfica del bíceps.
 1. Diseño, construcción y evaluación de Circuito.
 2. Diseño y evaluación de Software.
 3. Realizar pruebas físicas en humanos para evaluación del circuito, software y de los resultados

MATERIALES Y MÉTODOS

El elemento sensor a utilizado son los electrodos de superficie, por tanto, en el diseño se tiene una etapa de acondicionamiento de la señal, en la que se amplifica la señal, pues su rango de amplitud va de 0.1 a 0.9 mV [5], se aplican filtros analógicos para depurar la señal, ya que dependiendo el lugar donde se tome la muestra puede encontrarse rastros de ECG, frecuencia de respiración y hasta EEG, así es que debemos de aplicar filtro pasa banda, con una banda de 10 a 100 Hz, que son el rango de frecuencias en donde se encuentran estas señales [4], y por último se hace un

rectificado, esto para no tener ningún nivel negativo y la señal se envía a un microcontrolador para posteriormente procesarlo en la PC con una interfaz gráfica de uso fácil y comprensible.

Para el acondicionamiento de la señal se utilizó el amplificador diferencial INA106, y amplificadores operacionales de precisión TL5580, los cuales se implementaron como amplificador inversor, filtros activos y como rectificador de precisión.

En la siguiente etapa, la señal pasa por el conversor analógico-digital de los microcontroladores, se utilizan dos microcontroladores, uno de ellos es un Arduino NANO el cual es el que se encarga de hacer la comunicación con la PC y el otro es un PIC18f2550 el cual se comunica con una pantalla HMI touch de la marca NEXTION. Se realizó el circuito impreso y se colocó en una pequeña caja de acrílico, véase la imagen 2.1.



IMAGEN 2.1 Circuito diseñado.

El software se diseñó en la plataforma de Visual Basic, los elementos o funciones principales son:

- Conectividad con puertos COM mediante RS232.
- Base de datos para el registro de los pacientes.
 1. Agregar
 2. Modificar
 3. Eliminar
- Visualización de la actividad muscular.
- Visualización de prueba realizadas.

Los electrodos fueron colocados para registrar la actividad muscular del bíceps. Se usaron tres electrodos para la adquisición, el electrodo inversor, el no inversor y el de referencia; los electrodos inversor y no inversor se encuentran separados por una distancia inter electrodo de 2cm, mientras que el electrodo de referencia se

colocó en el codo, ya que entre más cerca este a la estructura ósea mejor.

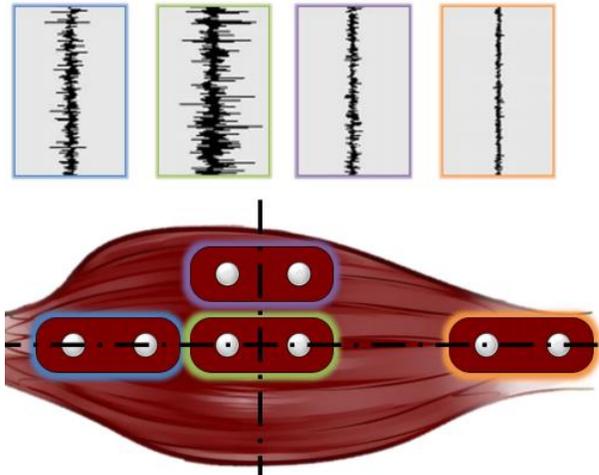


IMAGEN 2.2 Colocación de electrodos.

Como se puede observar en la imagen 2.1 se muestra diferentes zonas en donde se han colocado los electrodos y las diferentes señales que se obtienen.

- Zona Azul.

En esta zona azul se han colocado los electrodos justo en la zona de innervación, y como se puede observar en la imagen, la señal obtenida es una señal con amplitud media a comparación de las demás.

- Zona Verde.

Esta zona es la correcta, ya que se sitúa justo en medio del músculo, entre la zona de innervación y una unión miotendinosa, es esta zona se tiene una señal de amplitud superior a las demás, de esta manera es más fácil trabajar en esa zona ya que se obtiene mayor información acerca del estado del músculo.

- Zona Morada.

En esta zona se tiene una línea media de offset, en esta parte la señal se atenúa aún más que en la zona de innervación.

- Zona Naranja.

En esta zona se encuentra la unión miotendinosa, las uniones miotendinosas son regiones especializadas donde las fibras musculares se unen a las fibras de colágeno del tendón, y como se puede observar en la

imagen, en esa zona la señal obtenida es una señal totalmente atenuada a comparación de la zona verde.

Al tener Software y hardware en correcto funcionamiento se realizaron pruebas en 10 sujetos cuyas edades oscilan entre 20 y 27 años, sin ningún problema muscular. La prueba consistía en realizar cinco flexiones del brazo, teniendo en reposo el músculo y sin aplicar más fuerza de la necesaria para flexionar el brazo.

La prueba propuesta se realizó con el fin de buscar patrones en las flexiones o similitudes para fijar un punto de referencia en próximas pruebas.

Para el análisis de los resultados se aplicó la prueba de Kruskal-Wallis, que es un procedimiento alternativo del análisis de varianza, esta prueba se usa para probar la hipótesis nula de que los tratamientos son idénticos contra la hipótesis alternativa de que algunos tratamientos generan observaciones que son mayores a otras, para este caso la hipótesis nula es que las medias de las pruebas son iguales, esto se podría entender como que todos los sujetos de prueba tienen la misma fuerza, realizan las mismas flexiones con igual intensidad, mantienen la misma postura y se les coloca en la misma posición los electrodos en cada prueba. La hipótesis alternativa, contrario a la nula, indica que las medias de los pacientes son diferentes, y que cada prueba, aunque siempre fue la misma se obtuvieron resultados diferentes.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se realizaron diez pruebas a cada persona, obteniendo 10 gráficos diferentes para cada sujeto, y ya teniendo los resultados de las 10 pruebas se realizó el análisis de los datos obtenidos.

Ya que la prueba propuesta de 5 flexiones por cada prueba no se siguió al pie de la letra las personas no realizaban 5 flexiones, realizaban más de 5, entonces se tomaron los cinco picos máximos de cada prueba para realizar las comparaciones.

Los resultados de la prueba de Kruskal-Wallis son los siguientes:

Tabla 3.1 Resultados Kruskal-Wallis

Sujeto	H de Kruskal-Wallis
1	41.789512
2	33.8658955
3	38.8765181
4	19.57841
5	46.6831326
6	44.0418453
7	44.448823
8	37.7797021
9	17.6968139
10	40.915675

Estos valores obtenidos se comparan con un valor crítico de 16.919 obtenido de la tabla de Chi-Cuadrada, este valor es el punto referente para aceptar o no la hipótesis nula, si el H es menor al valor crítico se acepta la hipótesis nula de lo contrario se toma la hipótesis alternativa. Por lo tanto, al observar los datos, en ningún caso se acepta la hipótesis nula, esto quiere decir que las medias de las pruebas de cada sujeto son diferentes.

No existe similitud alguna entre prueba y prueba de cada persona, lo siguiente fue hacer la comparativa gráficamente, en primer lugar, se compararon las medias del total de las pruebas de cada persona, como se muestra en la imagen 3.1.

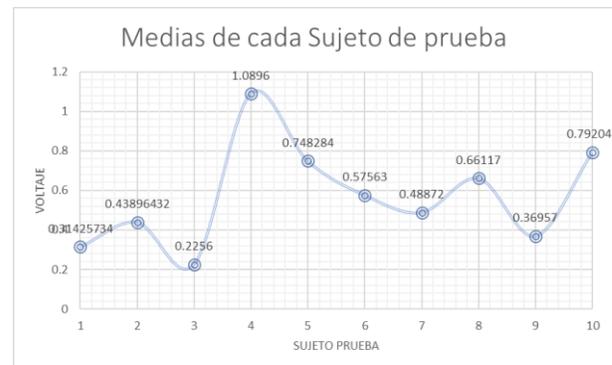


IMAGEN 3.1 Medias de cada sujeto.

Es posible observar que entre persona y persona hay mucha variación, no existe una media común, y el rango en que varía es de 0.8v, va de 0.2v a 1.09v, lo esperado era que las medias fueran acercadas ya que el estudio se centró en personas sanas con edades de entre 20 y 27 años.

Se compararon de cada persona en busca de algún patrón y solo en los sujetos 4 y 8 fue posible observar un patrón ya que las gráficas que muestran no se aprecia mucho desfase entre una y otra, véase imágenes 3.2 y 3.3.

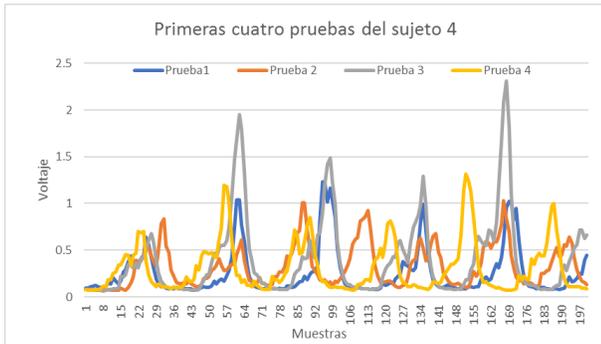


IMAGEN 3.2 Sujeto 4

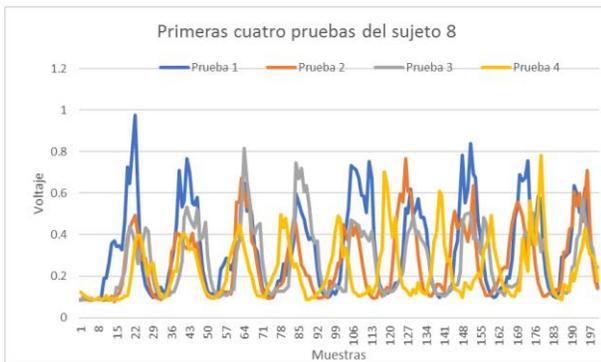


IMAGEN 3.3 Sujeto 8

Con el sujeto 4 se observa un patrón entre cada flexión realizada, esto con las primeras tres pruebas, la prueba cuatro solo con las primeras flexiones ya que se hicieron más de 5 flexiones, estas similitudes se presentan en cuanto a la curva, son muy parecidas, pero con niveles de voltaje diferentes.

En el caso del sujeto 8 es posible observar que las gráficas presentan muy poco desfase, de esta manera se puede visualizar un patrón existente entre cada prueba, la diferencia de esto es que cada prueba tiene niveles de voltaje diferente para cada pico, pero la curva es muy similar entre prueba y prueba.

Esto quiere decir que es posible encontrar un patrón en las flexiones que se realizan, aunque las medias no sean iguales, se puede tener una prueba más controlada en cuanto a número de flexiones y cantidad de fuerza aplicada, para así

poder tener fijar un punto de referencia para cada sujeto en sus pruebas.

Ya que las pruebas se tomaron en distintos días a lo largo de varias semanas y en diferente hora, existen factores que llegan a influir:

- La fatiga muscular
- Correcta comprensión de cómo hacer la prueba
- Colocación correcta de electrodos
- Superficie de la piel libre de suciedad y de sudoración.

Por cada situación mencionada anteriormente existieron variaciones muy marcadas en cada prueba, y cada situación se mira reflejada en los resultados al tener variaciones muy distantes una de otra.

CONCLUSIONES

El fin del proyecto fue el desarrollo de un dispositivo con una interfaz gráfica capaz de obtener lectura de la actividad muscular del bíceps, el dispositivo y el software desarrollados funcionan correctamente.

Los datos que se obtuvieron resultaron ser muy variantes, pero se logró encontrar patrones en las gráficas obtenidas de las pruebas hechas a los sujetos de prueba. Se estima que las variaciones fueron causadas por los factores mencionados en los resultados, y para ello en trabajos posteriores se propondrá una prueba más controlada.

La prueba controlada contemplara un indicador en el circuito que el fin es indicar cuando hacer la flexión, eso evitará los desfases mostrados en las imágenes 3.2 y 3.3, junto con eso se aplicará a la prueba un peso de 1 Kg, para que la fuerza aplicada a la flexión sea solo la necesaria para levantar ese peso, ya que en las pruebas al no tener una en el brazo al hacer la flexión, los sujetos de prueba a veces aplicaban más fuerza de la necesaria y se disparaban los picos, mostrándose anormales con respecto a los demás picos registrados en las pruebas.

Se estima que agregando estas dos condiciones más, se tendrá la prueba más controlada y por lo tanto se podrán realizar comparaciones más objetivas sobre los datos.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a la Universidad de Guanajuato por el apoyo otorgado para la realización de esta investigación y el desarrollo de tecnología a través de este proyecto.

En especial al doctor Agustín Vidal Lesso de la DICIS y al profesor Juan José Martínez Nolasco del Tecnológico de Celaya por su apoyo en la asesoría de este proyecto.

REFERENCIAS

[1] Ibarra Lúzar J.I., Pérez Zorrilla E. y Fernández García C. (2005). Técnicas instrumentales de evaluación en rehabilitación. Electromiografía clínica, Vol. 1, pp. 265-276.

[2] Barea Navarro R. (2003). Electromiografía. Instrumentación Biomédica, pp. 1-19.

[3] Konrad P. (2006) The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. Version 1.4, Noraxon INC. USA

[4] Cifuentes González I. A., Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas. Universidad Autónoma de Yucatán, Facultad de Matemáticas, Mérida Yucatán, Septiembre 2010.

[5] Piccinini D., Abecasis M., Roberti M., Pérez E., Ponce S. and López N. (2014). Sistema portable de adquisición y transmisión inalámbrica de señales EMG. VI Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, Vol. 4