

ANÁLISIS DEL DESGASTE MUSCULAR EN EXTREMIDADES SUPERIORES MEDIANTE SEÑALES EMG, EN UNA RUTINA DE EJERCICIOS PARA PRINCIPIANTES

A. Santillán-Guzmán^a, E.G. Platas-Campero^b, J.E. Domínguez-Ramón^b, N. Sánchez-Medel^b

^aUniversidad Popular Autónoma del Estado de Puebla, Puebla, México
alina.santillan@upaep.mx

^bInstituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica, Puebla, México
gilberto.platas@inaoep.mx, emmanuel.dominguez@inaoep.mx, sanchezn@inaoep.mx

RESUMEN

Las señales causadas por la contracción de los músculos se denominan señales Electromiográficas (EMG). Durante una sesión de ejercicio se pueden presentar lesiones ocasionadas por un desgaste excesivo de los músculos en los miembros superiores. Dicho lo anterior, en este trabajo se presenta un análisis de las señales EMG generadas en una rutina de ejercicios de bíceps, tríceps y antebrazo. Se calcularon la varianza, la curtosis y la potencia de banda para analizar el comportamiento de las señales antes (músculo relajado), durante (músculo contraído) y después (músculo fatigado) de los ejercicios. De acuerdo a los resultados se observa que existe una diferencia entre cada etapa. La caracterización de las señales se realizó en el software Matlab.

Palabras clave: Sensores Biomédicos, electromiografía, instrumentación

ABSTRACT

The signals caused by muscle contraction are called Electromyographic (EMG) signals. During an exercise session, injuries can occur due to excessive wear and tear on the muscles of the upper extremities. That said, this work presents an analysis of the EMG signals generated in an exercise routine of the biceps, triceps and forearm. Variance, kurtosis and band power were computed to analyze the behavior of the signals before (relaxed muscle), during (contracted muscle) and after (exhausted muscle) each exercise. According to the results, it is observed that there is a difference for each stage. The characterization of the signals was carried out in the Matlab software.

Key words: Biomedical sensors, electromyography, instrumentation

1. INTRODUCCIÓN

Las tecnologías médicas se encuentran en constante innovación y desarrollo. Como consecuencia de esto existe un aumento en la fabricación de dispositivos para uso clínico.

En los últimos años se han dado a conocer distintos tipos de tecnologías portátiles aplicadas al campo médico, las cuales representan un gran avance tanto para pacientes como para el personal médico, pues conlleva a una mayor accesibilidad y comodidad para ambos. Además de que estos dispositivos tienen la capacidad de enviar datos de manera remota a un ordenador o algún centro de procesamiento de datos.¹ Para el ámbito clínico las bioseñales son de suma importancia, pues son indicadores de un proceso fisiológico en el cuerpo humano, tal es el caso de las señales Electromiográficas (EMG),² causadas por la contracción de los músculos. Estas señales EMG son actividades electroquímicas que ocurren en el cuerpo como resultado de la contracción muscular, estas se derivan de la transmisión de impulsos eléctricos del cerebro al cuerpo a través de los nervios;³ dicha información representa las fuerzas que son generadas por los músculos y la temporización de los comandos motores. Además, puede usarse en el diagnóstico de patologías que afectan al Sistema Nervioso Periférico, las alteraciones funcionales de las raíces nerviosas, de los plexos y los troncos nerviosos periféricos, así como de patologías del músculo y de la unión neuromuscular.⁴

La amplitud de las señales EMG varían desde los V hasta un bajo rango de mV (menor de 10mV). La amplitud y las propiedades de las señales EMG tanto en el dominio del tiempo como en la frecuencia dependen de factores tales como: El tiempo y la intensidad de la contracción muscular, la distancia entre el electrodo y la zona de actividad muscular, las propiedades de la piel (por ejemplo, el espesor de la piel y tejido adiposo), las propiedades del electrodo y el amplificador y la calidad del contacto entre la piel y el electrodo.⁵

En ocasiones las contracciones musculares pueden tener como consecuencia una lesión muscular, esto provocado por una incorrecta ejecución de una rutina de ejercicios o simplemente por exceder el peso adecuado para el Índice de Masa Corporal (IMC). Una lesión muscular se presenta cuando se realizan movimientos repetitivos combinados con un peso excesivo o una postura incorrecta.⁶ Si se realiza el levantamiento de un peso, ya sea excesivo o rápido, se producen incrementos en la actividad mioeléctrica a nivel muscular;⁷ por lo que para medir estas actividades eléctricas se emplean sensores conectados a las extremidades, tal es el caso de la banda Myo Armband. Al momento de realizar la revisión de la literatura en cuanto al brazalete Myo Armband, se encuentran múltiples aplicaciones, entre las cuales podemos mencionar el control de interfaz de robot, control de brazo robótico, reconocimiento de lenguaje de señas,³ aplicación del sistema de registro de datos EMG asistido por sensores,⁸ aplicaciones como la clasificación de gestos con las manos, entre otras.

En el presente trabajo se presenta un análisis preliminar de señales EMG a sujetos sanos antes, durante y después de realizar diferentes ejercicios físicos. En la sección 2 se presenta la metodología, mientras que en la sección 3 se muestran la parte experimental. La sección 4 contiene los resultados obtenidos. Finalmente, las conclusiones se presentan en la sección 5.

2. METODOLOGÍA

2.1 Participantes

Para el desarrollo de estos experimentos se seleccionaron tres sujetos de prueba, los tres del sexo masculino, con edades de entre los 25 y 40 años, con un peso promedio de 75 Kg y una estatura promedio de 1.70.

Una cualidad que compartían los sujetos es la escasa actividad física que realizan, lo cual los hizo aptos para este tipo de pruebas.

Asimismo, no presentaban alguna enfermedad durante la prueba, ni tenían alguna lesión en las extremidades superiores (Bíceps, Tríceps o Antebrazo) y finalmente solo el sujeto 3 no fumaba.

Tabla 1. Datos de participantes

Sujeto	Edad (años)	Peso (kilogramos)	Estatura (metros)
1	27	80	1.70
2	38	78	1.70
3	28	75	1.76

2.2 Instrumentación EMG

Para el análisis electromiográfico realizado en los miembros superiores, se utilizó un brazalete Myo Armband, el cual se muestra en la Figura 1. Este dispositivo está formado por ocho sensores de tipo EMG, no invasivos, con una frecuencia de muestreo de 200 Hz, que permiten detectar la actividad eléctrica de los músculos del bíceps, tríceps y antebrazo.

Además, este dispositivo cuenta con un giroscopio y un acelerómetro, ambos de tres ejes, y un procesador ARM Cortex M4 con procesamiento de 1200 Mhz y conexión Bluetooth, que nos permiten obtener parámetros útiles para este estudio, tal es el caso de la orientación que tiene el brazo.



Figura 1: Brazalete Myo Armband en antebrazo

2.3 Calibración y Ajustes Iniciales del Myo Armband

Antes de realizar la adquisición de los datos se debe realizar una calibración del brazalete en el miembro superior que se va a analizar ya sea antebrazo, bíceps o tríceps, esto se realiza para lograr una buena conexión con los sensores y obtener resultados fidedignos.

Para el caso del antebrazo, después de haber colocado el brazalete se debe de estirar el brazo perpendicularmente al torso y posteriormente se realiza una extensión de la mano, tal como lo podemos ver en la figura 2a. En el caso del bíceps y tríceps, después de colocar la banda Myo Armband se debe de estirar el brazo perpendicular al torso y flexionar ligeramente el antebrazo con la finalidad de contraer los músculos braquiales ubicados en el bíceps y tríceps, figura 2b.

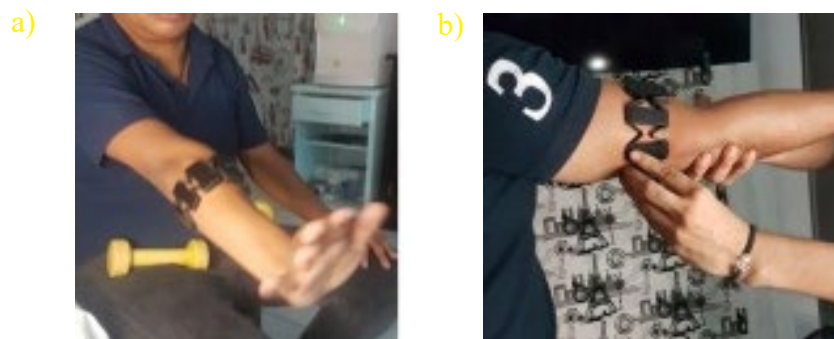


Figura 2: calibración de la banda Myo Armband a) Antebrazo y b) Bíceps y Tríceps

Cuando finalmente se realiza la calibración tanto en el brazo como en el sistema, la banda emitirá una alerta en forma de vibración la cual indica que la conexión se realizó satisfactoriamente.

2.4 Software para Análisis de Señales EMG

El brazalete de control gestual Myo Armband, fabricado por la empresa Thalmic Labs cuenta con una unidad de medición inercial (IMU y 8 sensores de electromiografía de superficie (sEMG), además de un SDK para Windows que permite a los desarrolladores obtener acceso a estos datos. Para realizar el procesamiento y análisis de estos datos se empleó un algoritmo en Matlab, este algoritmo puede dividirse en dos partes, en primer lugar, se encarga de instalar las dependencias necesarias para que Matlab trabaje de manera conjunta con Myo Armband y su SDK.

El resto del código se encarga de guardar en una variable las señales EMG que está detectando el sensor en tiempo real, durante la ejecución del código y los ejercicios realizados. Para este caso particular solo se han empleado las señales EMG, dicha información será guardada en otra variable. Esta variable se encuentra en un ciclo for, el cual tiene como función almacenar la cantidad de datos que se le ordene, esta información se guarda en un archivo .txt para su posterior uso.

En la tabla 2 se muestra la terminología empleada durante las mediciones.

Tabla 2. Carácter empleado y su significado para nombrar cada medición realizada

Carácter	Significado
S	Sujeto
A	Antebrazo
B	Bíceps
T	Tríceps
R	Relajado
C	Contraído
F	Fatigado
M	Muestra

Las gráficas resultantes se almacenaron como imágenes con la extensión .Fig. y .png. Para identificar con facilidad estos archivos se utilizaron nombres estratégicos, por ejemplo: S1ARM01 cuyo significado es “Sujeto 1 Antebrazo Relajado Muestra 01”, es decir; se trata de la muestra 1 del músculo relajado que corresponde al antebrazo del sujeto 1.

2.5 Rutina de Ejercicios para Antebrazo, Bíceps y Tríceps

Para poder cuantificar las señales eléctricas del bíceps, tríceps y antebrazo se realizaron 3 tipos de ejercicios (E) distintos,⁹ los cuales se enumeran del 1-3 en la primera columna E de la tabla 3. En la segunda columna de la tabla, S, aparece el número de series que se realizaron de cada ejercicio, cada serie constaba de 10 repeticiones, con un tiempo de descanso de 2 a 3 minutos entre cada serie, realizando un total de 9 ejercicios o 27 pruebas por cada sujeto.

Tabla 3: ejercicios para antebrazo, bíceps y tríceps

Ejercicio	Número de Series	Antebrazo	Bíceps	Tríceps
1	3	Extensiones con barra sentado	Curl con mancuernas	Patadas con mancuerna
2	3	Curl con barra en pronación	Curl con mancuerna y giro	Press francés / extensiones con mancuerna
3	3	Agarre de mano (hand grip) isométrico	Curl concentrado	Fondos en paralelas

3. PARTE EXPERIMENTAL

3.1 Captura de Datos

Para cada conjunto de datos mioeléctricos del antebrazo, bíceps y tríceps se consideraron tres estados de desgaste muscular de los miembros superiores durante las rutinas de ejercicios, estos estados se clasificaron en: Relajado, Contraído y Fatigado.

En el estado relajado el musculo todavía no ha sido sometido a una rutina de ejercicios, por lo que sirve como referencia en un estado inicial, en este estado la lectura se toma antes de la primera serie de 10 repetición. Posteriormente en el estado contraído, la lectura se tomó durante la segunda serie de ejercicios. Finalmente, el conjunto de datos del estado fatigado se obtuvo cuando se finalizó la tercera serie de ejercicios.

Tras la captura de los datos, estos se analizaron en el dominio del tiempo y de la frecuencia mediante el cálculo de las siguientes características: Varianza, Curtosis, y Espectro de potencia.

La varianza es una medida de dispersión que representa la variabilidad de una serie de datos respecto a su media. La curtosis es una medida estadística que determina el grado de concentración que presentan los valores de una variable alrededor de la zona central de la distribución de frecuencias. Tanto la varianza como la curtosis fueron calculadas por cada uno de los segmentos medidos, es decir, relajado, contraído y fatigado, y por cada uno de los sujetos y ejercicios realizados. Por último, el espectro de potencia o densidad espectral de potencia (PSD) proporciona una descripción en el dominio de la frecuencia de las señales que se están analizando. En este caso, se obtuvo calculando la transformada rápida de Fourier y multiplicándola por su conjugado para obtener su correspondiente potencia. De esta manera fue posible obtener el espectro y determinar de qué valor a qué valor poder calcular la potencia de banda para cada ejercicio y para cada grupo muscular. Tras observar las señales obtenidas, se calculó la potencia de banda 50 a 150 Hz y en los canales 4,5 y 6, esto porque en esa frecuencia y en esos canales se observaba mayor actividad. Primero se calculó la potencia de banda por canal y después un promedio de los tres canales.

4. RESULTADOS

La tabla 4 muestra el resultado del desgaste expresado con valores numéricos de Varianza, Curtosis y Potencia de banda expresado en porcentajes.

Como se mencionó anteriormente, los canales que predominan o que tienen mayor actividad son el 4, 5 y 6, por tal motivo se han utilizado como punto de referencia para la extracción de características. Bajo este hecho es posible visualizar en la Tabla 3 el promedio de la varianza, curtosis y potencia de banda entre dichos canales. Se puede observar que para el sujeto 1 el valor máximo de porcentaje de potencia de banda se encuentra en el bíceps contraído con 70.9032% y el valor mínimo se encuentra en el antebrazo fatigado con un 20.0489%.

La varianza y la curtosis también muestran valores más grandes que en la contracción del bíceps. Por otro lado, el valor más grande de porcentaje de potencia del sujeto 2 se encuentra en el tríceps fatigado 66.6069% y el valor mínimo se encuentra en el bíceps relajado 27.4345%. Para este caso, la varianza es menor cuando el músculo está fatigado que relajado, pero la curtosis tiene un valor mayor en el primer caso. Por último, el valor máximo detectado en el sujeto 3 se encuentra en antebrazo relajado 73.3242% y el valor mínimo se encuentra en el tríceps fatigado con un 13.4618%. Para este caso, también en el

estado fatigado tanto varianza como curtosis muestran un valor mayor que en el músculo relajado.

Tabla 4. Resultados de la fatiga muscular en antebrazo, bíceps y tríceps

Sujeto	Músculo	Varianza	Curtosis	% Potencia
1	B/Contraído	0.0887	3.744	70.9032
1	A/Fatigado	0.96	13.3852	20.0489
2	T/Fatigado	0.1139	35.1703	66.6069
2	B/Relajado	0.3554	0.2559	27.4345
3	A/Relajado	0.0414	16.0727	73.3242
3	T/Fatigado	0.2244	22.0163	13.4618

5. CONCLUSIONES

En este trabajo, hemos iniciado desde la toma de muestras (para tener una base de datos propia) hasta el procesamiento y la caracterización de las señales con el fin de poderlas analizar estadísticamente y observar el comportamiento de los miembros superiores cuando son sometidos a una rutina de ejercicios.

A partir de los resultados obtenidos en este trabajo se refleja que, tras haber calculado el espectro de potencia y a su vez la potencia de banda de las señales, la cantidad de fatiga muscular en cada miembro en los diferentes estados (Relajado, Contraído y Fatigado) son distintos. Si bien los resultados no marcan una tendencia lineal creciente, estos ponen de manifiesto el comportamiento muscular cuando se somete a una rutina de ejercicio. De esta forma se puede comprobar que el análisis y procesamiento de señales es una herramienta poderosa para la extracción de características. Además, da pauta a que más herramientas nativas del análisis y procesamiento de señales puedan ser adoptadas a las señales EMG para obtener información física y biológica relevante ya que sin estos métodos permanece oculta esta información.

Como continuación de este trabajo de investigación existen diversos análisis que quedan pendientes por realizar, es de hacer mención que por las condiciones pandémicas se limitó la investigación, motivo por el cual se sugieren algunos desarrollos específicos para apoyar y mejorar la investigación presente, tales como:

- Aumentar el número de sujetos de prueba, ya que al tener mayores muestras el comportamiento de los datos será más cambiante.
- Medir las señales en cada miembro en los diferentes estados (Relajado, Contraído y Fatigado) pero con posturas diferentes, esto es, realizar de forma incorrecta los ejercicios para determinar si hay cambios en las señales y comparar los resultados obtenidos de las muestras con diferentes posturas para determinar si existe una correlación significativa entre las señales.

- Analizar la eficiencia del ejercicio realizado a partir de los resultados obtenidos en las comparaciones y determinar si se está realizando bien o mal el ejercicio.

6. REFERENCIAS

- [1] H. Wan, L. Zhuang, Y. Pan, F. Gao, J. Tu, B. Zhang, and P. Wang, “Biomedical sensors,” in *Biomedical Information Technology*, pp. 51–79, Elsevier, 2020.
- [2] F. Sadikoglu, C. Kavalcioglu, and B. Dagman, “Electromyogram (emg) signal detection, classification of emg signals and diagnosis of neuropathy muscle disease,” *Procedia computer science*, vol. 120, pp. 422–429, 2017.
- [3] E. UZUNHİSARCIKLI, M. B. ÇETİNKAYA, U. FİDAN, and İ. ÇALIKUŞU, “Investigation of emg signals in lower extremity muscle groups during robotic gait exercises,” *Avrupa Bilim ve Teknoloji Dergisi*, pp. 109–118, 2019.
- [4] M. Rojas Martínez and M. Á. Mañanas Villanueva, “Electromiografía de superficie multicanal como herramienta no invasiva en la rehabilitación neuromuscular,” in *4o Simposio CEA Bioingeniería 2012*, pp. 73–79, Universidad de Valladolid, 2012.
- [5] DALCAME Grupo de Investigación Biomédica, “<https://www.dalcame.com/emg.html.YS0OYY5KhPY>” 22 de agosto de 2013.
- [6] A. E. Barr and M. F. Barbe, “Pathophysiological tissue changes associated with repetitive movement: a review of the evidence,” *Physical therapy*, vol. 82, no. 2, pp. 173–187, 2002.
- [7] S. J. Hall, “Effect of attempted lifting speed on forces and torque exerted on the lumbar spine,” *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol. 17, no. 4, pp. 440–444, 1985.
- [8] M. Kunapipat, P. Phukpattaranont, P. Neranon, and K. Thongpull, “Sensor-assisted emg data recording system,” in *2018 15th International Conference on Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology (ECTI-CON)*, pp. 772–775, IEEE, 2018.
- [9] O. Moran, *Enciclopedia de ejercicios de estiramientos*. Editorial Pila Teleña, 2019.