

## Caracterización de esfuerzo muscular del miembro inferior mediante EMG no invasivo.

L. A. Martínez-Carreño<sup>1,2</sup>, E.M. Vega-López<sup>2</sup>, Y. J. Samano-Flores<sup>1</sup>, A. Hernández-Zavala<sup>1</sup>, S. L. Chaparro-Cárdenas<sup>1</sup>, A.A. Jiménez-Garibay<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>Centro de Investigación Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada, Unidad Querétaro del Instituto Politécnico Nacional.

<sup>2</sup>Facultad de ingenierías - Ingeniería Biomédica, Universidad de Celaya.

\*alonso.jimenez@udec.edu.mx

**Resumen**— La caracterización de las señales musculares a través de electromiografía (EMG), es un tema el cual se ha investigado por muchos años, debido a la complejidad relacionada por la cantidad de parámetros de la señal. La selección del electrodo (pre-gelado, seco, o sin-contacto), el procedimiento invasivo o no-invasivo, las condiciones del paciente, el diseño electrónico para adquisición y acondicionamiento de la señal, el diseño de la etapa de filtrado, etc., son algunos parámetros que determinan el nivel de acondicionamiento de la señal EMG. Esta investigación está orientada a la caracterización de señales eléctricas musculares, específicamente en el conjunto muscular de corva que conforman los vientres del cuádriceps, a través de electrodos secos superficiales que permitan obtener una señal limpia del conjunto muscular, con un interés en particular en la selección de electrodos y el diseño electrónico para adquisición y acondicionamiento de la señal.

**Palabras clave** — EMG superficial, Caracterización, Cuádriceps.

### I. INTRODUCCIÓN

De las distintas formas en las que la electricidad está presente en el cuerpo humano, se encuentra el sistema muscular esquelético que está formado principalmente por motoneuronas, fibras musculares, músculos y el esqueleto, juntos proveen de soporte al cuerpo y la capacidad de realizar movimientos. En el músculo se pueden distinguir dos unidades principalmente, la unidad anatómica y la unidad funcional; la primera es llamada fibra muscular, mientras que la segunda recibe el nombre de unidad motora [1].

Una propiedad básica de las fibras musculares y de las neuronas es la posibilidad de que el potencial de la membrana, en determinadas circunstancias, cambie y momentáneamente tome un valor positivo en el interior. Esta inversión del potencial o despolarización se denomina potencial de acción (PA) y se desencadena por la súbita apertura de los canales de sodio presentes en la membrana, con el consiguiente aumento de la permeabilidad para dicho ion. Los cambios de los flujos iónicos asociados al PA se transmiten a puntos adyacentes de la membrana, conduciéndose a lo largo de la fibra muscular a una velocidad de 3 y 5 m/s. En una contracción voluntaria débil solo se activa un escaso número de unidades motoras (UMs) que descargan potenciales de acción a frecuencias bajas (en torno a 5 por segundo). El aumento de la fuerza de contracción

implica un aumento progresivo de la frecuencia de descarga y reclutamiento o activación de más UMs. [2]

Dentro de las descargas potenciales más importantes existente en el cuerpo humano se considera la articulación de la rodilla. La articulación de la rodilla es una de las más complejas articulaciones ya que se basa en músculos y ligamentos para garantizar estabilidad. Los principales músculos que llevan a cabo esta tarea son el cuádriceps femoral (QF) y los músculos del conjunto de corva. El grupo anatómico de los cuádriceps femoral lo forma el recto femoral y vasto femoral, el cual es uno de los músculos más dominantes en la articulación de la rodilla y el directamente más utilizado como controlador de la extensión. Durante la marcha los músculos extensores de la rodilla, en particular el vasto, es principalmente utilizado para refrenar la absorción de choque de la flexión durante la carga correspondiente al control de la flexión de la rodilla en conjunto contribuyen en la progresión de la extremidad. Estudios reportados han evaluado la extensa variabilidad de la actividad electromiográfica del QF y el conjunto muscular corva, pero pocos estudios se han concentrado en la co-activación de este grupo muscular durante la marcha, el requerimiento muscular concomitante puede evaluar el periodo de superposición entre los intervalos de activación de los vastos como el medio conjunto muscular corva en avances similares. [3]

Este reflejo muscular puede ser observado mediante una interfaz electromiográfica (EMG) que despliegue el grado de activación. Mientras más alto sea el nivel de la señal EMG, más fuerza es desarrollada por el músculo. La fuerza generada por el músculo esquelético no puede ser medida debido a que está dentro del cuerpo y resulta difícil asignar a un músculo en específico, debido a que en muchos casos un gran número de músculos están activos como agonistas, antagonistas y sinergistas. Para entender la relación EMG-Fuerza en el músculo esquelético, el motor únicamente puede ser interpretado por elementos eléctricos y mecánicos que se pueden superponer: La señal eléctrica se subordina a las leyes del volumen del conductor electrolítico, mientras que, la mecánica busca la sumatoria de las fuerzas generadas.

Ambos contribuyen a la fuerza total generada por el músculo entero y la señal electromiográfica obtenida sobre la superficie de la piel, respectivamente. En esencia, el radio de la actividad muscular es representada por la fuerza de la actividad EMG que comprende el número de unidades motoras activas y la frecuencia de la descarga electrofisiológica [4].

Uno de los principales ámbitos de una aplicación electromiográfica es mostrar el valor de la actividad eléctrica muscular en el estudio humano locomotor. Dentro de las últimas décadas muchos reportes de estudios han aparecido en la coordinación muscular y la función muscular en la marcha y han descrito el uso de electromiografía, que contribuyen en las nociones básicas de ambas marchas, normal y patológica [5]. Sin embargo los estudios realizados en esas décadas apuntan hacia un estudio con sensores intramusculares (invasivos, de espina).

La importancia de la señal EMG, es considerada por diversos autores como la representación de los vientres musculares para la co-activación, y no especifica la obtención de la señal muscular del conjunto de corva. Así, por medio del sistema propuesto, la señal obtenida busca la co-activación para que se logre asemejar una relación fuerza-voltaje que ayude a mejorar las señales continuas del conjunto corvas o cuádriceps en general.

La co-activación se puede definir como la señal obtenida cuando los músculos antagonistas y sinergistas funcionan simultáneamente manteniendo una estabilidad única. En la figura 1 se muestra una señal EMG de co-activación muscular de la columna, con cursores de offset y onset para delimitar la parte de la señal con actividad.

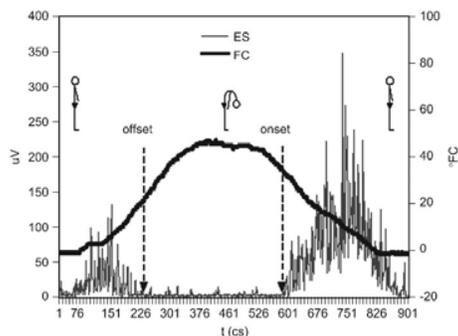


Fig. 1. Muestra de co-activación muscular de la columna

## II. ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE

El registro de la señal EMG se obtiene por medio de sensores de superficie, mejor conocidos como electrodos de superficie, los cuales pueden ser pre-gelados o secos. La razón específica por la utilizar este tipo de electrodos superficiales y no electrodos invasivos son variadas, pero se mencionan las más importantes en el aspecto del estudio electromiográfico. En estudios que enfocan una coordinación muscular las grabaciones de EMG superficial (no invasivo) son preferibles a las grabaciones intramusculares (vía espina o cable) por las siguientes razones:

- La técnica de espina/ cable, puede lacerar el tejido muscular y causar dolor durante el movimiento
- Limita el número de músculos que pueden ser grabados simultáneamente.
- La técnica de espina/cable es invasiva y esto requiere personal médico.

- Con la espina/cable requiere que el volumen del músculo a grabar sea relativamente pequeño, lo cual no representa el total de la masa muscular más involucrado en el ejercicio [6]

Ahora para especificar la razón principal de el porque se utilizan electrodos superficiales secos, también involucra un estudio pre realizado para especificar el uso de estos electrodos.

Los clásicos electrodos húmedos (pre-gelados) de *Ag/AgCl* proporcionan señales de muy buena calidad pero presentan algunos inconvenientes para ciertas aplicaciones de monitoreo de larga duración. Esto se debe principalmente a que se adhieren a la piel, la cual debe prepararse y mantenerse libre de sudor durante el proceso de medición de biopotenciales. El uso prolongado de estos electrodos puede provocar irritación ya que existe una corriente eléctrica entre la piel y el electrodo, además tienden a despegarse, por lo que se requieren asistencia de personal calificado para recolocarlos y vigilar el proceso de detección de biopotenciales. [7].

Las propiedades y el comportamiento de la impedancia de electrodo superficial se han abordado en muchos trabajos relacionados con el uso de electrodos de superficie en grabación de biopotenciales. La interfaz de la piel del electrodo representa el límite entre dos medios de comunicación y puede ser modelada por un circuito RC no lineal cuyos componentes son la frecuencia y dependencia de corriente. Para obtener un modelo preciso de la impedancia del electrodo superficial es necesario en primer lugar distinguir entre la interfaz electrodo electrolítico y electrodo superficial. La cuantificación de dicha impedancia es una cuestión controvertida, esto es principalmente debido al hecho de que el valor de la impedancia depende del tiempo, así como muchos parámetros, tales como los materiales del electrodo, la composición química del gel, el tamaño de la estructura del electrodo, y el tratamiento de la piel.

En general, para un procedimiento de medición de la impedancia del electrodo-piel se puede considerar la banda de entrada superficial EMG (10-500Hz), las corrientes en un rango de  $\mu\text{A}_{\text{RMS}}$  a  $\text{nA}_{\text{RMS}}$ , el voltaje de superficial EMG en un rango de  $\mu\text{V}_{\text{RMS}}$  a  $\text{mV}_{\text{RMS}}$  y la entrada de la impedancia de superficial EMG amplificador en un rango de cientos de mega ohm ( $\text{M}\Omega$ ).

Un tema importante para analizar, es el nivel de ruido del electrodo. La superficie de metal electrolítico es intrínsecamente ruidosa debido a los diferentes portadores de la carga en las dos fases. En una frecuencia por encima de los 100 Hz, la superficie del electrodo resulta igual de ruidosa que un ruido térmico generado por una resistencia electrodo superficial. Considerando en bajas frecuencias menores a 100Hz, el ruido de la superficie del electrodo superficial será significativamente mejor con respecto a un ruido térmico [8].

Una de las condiciones deseables en un electrodo, es que no presente polarizado, ver figura 2. Esto significa que el potencial en el electrodo no debe variar considerablemente cada vez que la corriente pase a través de él. El electrodo de cloruro de plata (*Ag/AgCl*) ha demostrado tener los

estándares adecuados para lograr esta característica, además, al interfaz piel-plata o piel-Ag/AgCl tiene la mayor impedancia resistiva en el dominio de la frecuencia en superficial EMG [9].

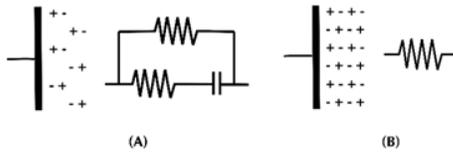


Fig. 2. A) Electrodo real polarizado con sistema resistivo, B) Electrodo no polarizado, únicamente como resistencia.

### III. DISEÑO ELECTRÓNICO

Las señales obtenidas por los electrodos no son las únicas que pueden cambiar en las distintas señales que se pueden obtener por medio de electrodos, se requiere a su vez una codificación a través de un sistema que pueda interpretar correctamente los voltajes obtenidos. De esta aseveración se desprenden los distintos circuitos diseñados para crear para este medio. El principal factor que persiste se caracteriza por las frecuencias y voltajes requeridos en los sistemas. Los autores especifican en sus propuestas, las frecuencias, ganancias y voltajes requeridos.

En electromiografía se registran las diferencias de potencial bioeléctrico (típicamente señales en el orden de  $50\mu\text{V}$  hasta  $5\text{mV}$ ), que requieren amplificación, la figura 3 muestra un diagrama de bloques propuesto para un sistema EMG. Además, se presentan retos importantes en relación con impedancias de entrada y elementos no lineales provocados por los cambios de potencial de los electrodos; el movimiento de los cables conductores, la activación de músculos alternos o incluso otras señales presentes en el ambiente.

Una vez consideradas las posibles variables que afectan la captación de la señal EMG, se atienden los requerimientos y se calculan los valores de los elementos de cada etapa del sistema de adquisición. Se calculan el factor de amplificación del amplificador de instrumentación, los valores de los elementos correspondientes para la etapa de filtrado en función de las frecuencias de corte requeridas. Tomando como referencia las recomendaciones, se establece que las señales mioeléctricas que se desean analizar se encuentran en el rango de frecuencias de 20 a 500Hz [10].

Para cumplir con las especificaciones de la señal es recomendable utilizar un sistema de filtrado, con el objetivo de no sobrepasar los rangos definidos, la tabla 1 muestra los datos de diseño del filtro propuesto.

El sistema no contiene problemas alternos que se presenten por diferencias anatómicas, como el índice de masa corporal, el cual en muchos artículos se menciona ser factor que afecta la señal mioeléctrica por la cantidad basal que se encuentra en el conjunto del tejido cutáneo.

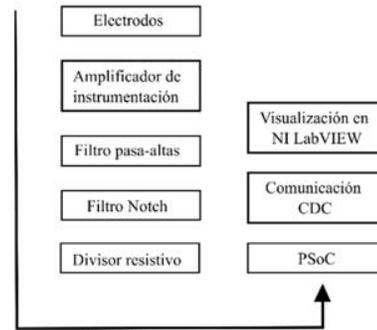


Fig. 3. Diagrama de bloques de sistema EMG

Tabla 1. Parámetros de filtrado.

Frecuencia adecuada	20 – 500Hz
Ciclo de trabajo	0.05 – 1 ms
Amperaje de salida	0 – 100 mA
Ganancia	Adaptable de 250 a 1000
Impedancia	0.3 – 50 $\Omega$ a 100M $\Omega$
Filtro	Pasa banda

Cabe mencionar, que la distribución de los filtros no es única, y estos se pueden considerar específicos por sistema [11]. Por ejemplo en estudios kinesiológicos, las señales EMG son rectificadas en principio por un filtro pasa bajas, para obtener paquetes EMG en movimiento. Calcular las frecuencias de corte en filtros pasa bajas para remover la alta frecuencia contenida alrededor de los 500 Hz y en filtros pasa altas para remover el movimiento de los componentes de corriente directa ( $<10\text{Hz}$ ) pueden evitar la superposición de la señal [12]. Sin embargo, cuando en la salida del amplificador de instrumentación se coloca la entrada de un filtro pasa bajas puede obtenerse una respuesta en frecuencia de entre 20-500Hz con el cual solo resta calcular la ganancia deseada a diferencia de proponer las frecuencias de corte.

La señal se detecta por medio de ejercicios preseleccionados para aumentar la eficacia y visibilidad de la señal mioeléctrica. Las pruebas de experimentación consisten en pruebas de esfuerzo muscular por zona del cuádriceps donde el dispositivo implementado adquiere las señales emitidas y se genera una tabla comparativa para aproximadamente una muestra de 15 sujetos de prueba de entre 11 a 45 años de edad, a los cuales se les coloca una órtesis que limita las posiciones del cuerpo a un ángulo aproximadamente de  $45^\circ$  y se le colocan al sujeto pesos de 3 y 5 lb respectivamente y viceversa.

Una vez conectado al sujeto de prueba se analiza la señal mioeléctrica mandada por el sujeto de prueba, el cual sentado sobre una silla, se le colocaran los electrodos, ver figura 4, en el cuádriceps de una manera donde el triángulo de Eithoven sea visible [13], para a su vez colocar una férula de posición con la cual solo permitirá un ángulo de  $45^\circ$  de inclinación, tal

como se muestra en la figura 5, posteriormente se colocan pesos de 3 y 5 lb en la pierna a analizar y por medio de este experimento, se obtiene una señal considerada y promediada de los sujetos analizados.



Figura 4. Ubicación de electrodos en triangulación de Eithoven.



Figura 5. Posición de la persona sentada, (A) 90°; (B) 45° de inclinación de la pierna.

#### IV. DISCUSIÓN

El sistema utilizado es completamente estable y previene la problemática de la co-activación, la señal generada no se separa de la original (fenómeno Aliasing) y el valor de voltaje no se eleva, ni se reduce. Por medio de los ejercicios seleccionados permite obtener una señal limpia y con un tiempo de respuesta rápido, el electrodo seco implementado en el sistema permite que la impedancia de este con la piel sea menor y no exista presencia de ruido en la señal, además la piel alrededor del electrodo puede respirar sin causar irritación alguna. El sistema cuenta con blindaje de voltaje, fuente controlada incluida y no mantiene oscilaciones ni efectos secundarios al sistema.

#### V. CONCLUSIÓN

El sistema para la detección de EMG, permite completamente encontrar la señal necesaria, conforme a los estudios que se realicen para la comparación directa del voltaje fuerza, estos ejercicios a su vez fueron analizados para que la señal fuera la mejor posible y con esto poder determinar la relación existente, la colocación de electrodos no invasivos es específica y completamente necesaria ya que para la detección de una señal como la que se especifica, no es necesario pasar por un medio quirúrgico como es el caso de los electrodos invasivos, y estos a su vez, utilizar cualquier tipo de electrodo ya sea seco o pre-gelados, dentro de la parte experimental se mencionan ejercicios con los cuales la facilitación de la señal obtenida aumenta pero no indica que

es la única forma de experimentación posible para este tipo de sistema ni el único musculo o conjunto muscular posible a analizar.

#### REFERENCIAS

- [1] Cifuentes, Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas, Septiembre 2010.
- [2] L. Gila, I. Rodríguez Carreño, J. Rodríguez Falces y J. Navallas, Métodos de procesamiento y análisis de señales electromiográficas, 2009.
- [3] A. Strazza, A. Mengarelli, V. Agostini, M. Knaflitz, L. Burattini, S. Fioretti y F. Di Nardo, Dynamic knee muscle co-contraction quantified during walking, IEEE, pp. 3692-3695, 2016.
- [4] C. Klug, T. Rode y G. Rau, Surface electromyography and muscle force: Limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications, Clinical Biomechanics, n° 24, pp. 225-235, 2009.
- [5] R. Kleissen, M. Lijrens, C. Baten, J. Harlaar, A. Hof y G. Zivold, Consistency of surface EMG patterns obtained during gait from three laboratories using standardised measurement technique, Gait and Posture, pp. 200-209, 1997.
- [6] F. Hug, Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography?, Journal of Electromyography and Kinesiology, n° 21, pp. 1-12, 2011.
- [7] J. Varela, J. Rivera, J. Espina y J. de la Rosa, Electrodo capacitivo de alta sensibilidad para la detección de biopotenciales eléctricos, Revista de ingeniería biomédica, vol. 36, n° 2, pp. 131-142, 2015.
- [8] R. Merletti, A. Botter, A. Troiano, E. Merlo y M. Minetto, Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: State of the art, Clinical Biomechanics, vol. 24, pp. 122-134, 2009.
- [9] J. Correa, E. Morales, J. Huerta, J. González y C. Cárdenas, Sistema de Adquisición de Señales EMG para la Detección de Fatiga Muscular, Revista de ingeniería biomédica, vol. 37, n° 1, pp. 17-27, 2016.
- [10] M. Y. Reyes, Adquisición de características de señales mioeléctricas para uso en prótesis, Departamento de Computación, Electrónica y Mecatrónica, Escuela de Ingeniería, 2012.
- [11] C. Frigo y P. Crenna, Multichannel SEMG in clinical gait analysis: A review and state-of-the-art, Clinical Biomechanics, vol. 24, pp. 236-245, 2009.
- [12] M. Mohammed, A. Noreha, K. Sheraz, N. Anis, H. Samnan, L. Sofaine, A. Atika y T. Rumana, High Quality Acquisition of Surface Electromyography-Conditioning Circuit Design, IOP science, vol. 53, 2013.
- [13] N. Fatma y F. Hardalaç, Design of Microcontroller-Based EMG and the analysis of EMG Signals, Journal of Medical Systems, vol. 26, n° 2, 2002.