

# **INSTRUMENTO VIRTUAL PARA MONITOREAR FATIGA MUSCULAR: UN CASO DE ESTUDIO**

## *VIRTUAL INSTRUMENT TO MONITORING MUSCULAR FATIGUE: A STUDY CASE*

***Melissa Montserrat Uribe del Real***

Universidad de Celaya, México  
16011661@udec.edu.mx

***Eli Marcela Vega López***

Universidad de Celaya, México  
16010754@udec.edu.mx

***Nayeli Jacqueline Pacheco Flores***

Universidad de Guanajuato, México  
nj.pacheco@ugto.mx

***Alonso Alejandro Jiménez Garibay***

Universidad de Celaya, México  
alonso.jimenez@udec.edu.mx

**Recepción:** 18/septiembre/2019

**Aceptación:** 11/noviembre/2019

### **Resumen**

Este artículo describe la metodología de diseño de un instrumento virtual, a través de NI LabVIEW, que permita monitorear fatiga muscular, mediante biopotenciales eléctricos (EB por sus siglas en inglés). La técnica de adquisición de EB es electromiografía superficial (sEMG por sus siglas en inglés). El instrumento virtual permite observar, a través de gráficos, la señal electromiografía original o cruda (EMG RAW signal), la señal EMG rectificada, la señal EMG filtrada y amplificada, así como los espectros de frecuencia relacionados con el procesamiento de señales que ayudan a determinar fatiga muscular. En este contexto, el caso de estudio son problemas asociados a la espalda baja, debido a la importancia a nivel mundial referente a incapacidad laboral.

**Palabra(s) Clave:** Instrumento Virtual, Fatiga Muscular, electromiografía superficial, biopotenciales eléctricos, espalda baja.

## **Abstract**

*This article describes the design methodology of a virtual instrument, through NI LabVIEW, which allows monitoring muscular fatigue, using electrical biopotentials (EB). The EB acquisition technique is surface electromyography (sEMG). The virtual instrument allows to observe, through graphics, the original or raw electromyography signal, the rectified EMG signal, the filtered and amplified EMG signal, as well as the frequency spectra related to the signal processing that help to determine muscular fatigue. In this context, the study case is the lower back issues, due to the worldwide importance regarding work disability.*

**Keywords:** *Virtual Instrument, Muscular Fatigue, Surface Electromyography, Electrical Biopotentials, Lower Back.*

## **1. Introducción**

De acuerdo con el artículo "Qué es el dolor lumbar y por qué debemos prestar atención" publicado con la revista "The Lancet" en 2018. Los problemas relacionados con el dolor en la zona baja de la espalda son bastante comunes y representan la principal causa de discapacidad en todo el mundo. El problema ocurre en cualquier situación social o económica y afecta a cualquier grupo de edad, desde niños hasta personas mayores. La discapacidad causada por el dolor lumbar aumentó en un 54% entre 1990 y 2015, principalmente debido al aumento de la población y la edad promedio, con el mayor aumento reportado en países con ingresos medios-bajos. Las personas con trabajos físicamente exigentes, enfermedades físicas o mentales, fumadores y problemas de obesidad, tienen un alto riesgo de presentar dolor en esta área baja [J. Hartvigsen, 2018].

Para atacar parte del problema global, este documento describe la metodología de diseño de un instrumento virtual, capaz de monitorear, de manera superficial, las contracciones en los músculos que integran el área lumbar mediante la captación de biopotenciales eléctricos. El monitor biomédico utiliza herramientas de análisis de señal de espectro de frecuencias y sEMG, todo ello desarrollado en el entorno NI LabVIEW. Como resultado se obtiene un índice de fatiga muscular que permite prevenir posibles lesiones durante posturas músculo-esqueléticas específicas.

Esta investigación destaca la prevención del dolor lumbar a través de la sinergia innovadora de la tecnología existente, como sEMG, procesamiento de señales y análisis en el dominio de la frecuencia.

## **2. Métodos**

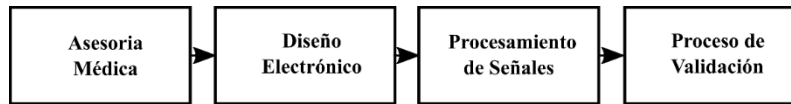
Por definición, sEMG es una técnica no invasiva para medir la actividad eléctrica muscular que ocurre durante los ciclos de contracción y relajación muscular. Es ampliamente utilizado en aplicaciones, tales como: rehabilitación física (fisioterapia, kinesiología, quiropráctica y ortopedia), urología (tratamiento de la incontinencia), biomecánica (entrenamiento deportivo, análisis de movimiento, investigación) y ergonomía (estudios en el lugar de trabajo, análisis de riesgos laborales, diseño y certificación de productos) [D.C. Preston, 2013; J.G. Arena, 2010].

Desde la perspectiva de la rehabilitación física [F. Mörl, 2013], las recomendaciones para prevenir el dolor lumbar son:

- Escuchar al cuerpo y no hacer ejercicio con dolor.
- Hacer el lugar de trabajo ergonómico.
- Usar un soporte lumbar o cinturón.
- Si se está sentado por mucho tiempo, levantarse y caminar para relajar los músculos.
- Mantener una buena postura músculo-esquelética al levantar objetos.
- Realizar ejercicios de estiramiento y postura.

Sin embargo, es difícil para los pacientes conocer la condición del sobre ejercicio o las malas posturas músculo-esqueléticas, porque no hay un dispositivo capaz de monitorear y advertir la actividad realizada en la zona lumbar. La figura 1 ilustra el diagrama de bloques de la metodología propuesta, el diseño del monitor consta de cuatro fases divididas en asesoramiento médico por fisioterapeutas profesionales, diseño electrónico para adquirir y acondicionar biopotenciales mediante sEMG, análisis de señal y finalmente un proceso de validación.

El desarrollo tecnológico comienza con una almohadilla de electrodos reutilizables colocados estratégicamente para la espalda baja.



Fuente: Elaboración propia.

Figura 1 Fases de la metodología propuesta.

La señal de sEMG generada en el área lumbar es capturada por la almohadilla de los electrodos de AgCl, luego se amplifica, filtra y analiza. En este momento, la técnica de fatiga muscular se detecta mediante la frecuencia media y el espectro de potencia. Para el índice de fatiga muscular se usa una pendiente resultante de una regresión. Para ello, un valor de pendiente negativo representa una condición alta de fatiga muscular y es función de los parámetros máximos de contracción isométrica e isotónica [H.J. Hermens, 2000].

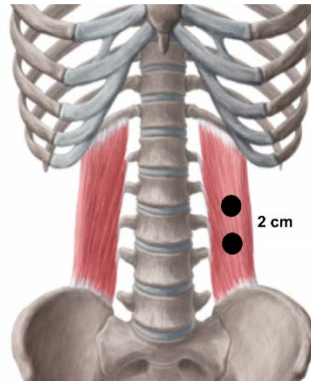
Las propiedades de dominio de tiempo y frecuencia de las señales sEMG dependen de muchos factores, tales como: el momento y la intensidad de la contracción muscular y la diafonía, la distancia del electrodo desde el área muscular activa, las propiedades del tejido suprayacente (Por ejemplo, la piel y el tejido adiposo), el electrodo, el amplificador, las propiedades de filtrado y la calidad del contacto entre el electrodo y la piel.

La señal sEMG que se origina en el músculo está inevitablemente contaminada por varias señales de ruido o artefactos que se originan en: la superficie de los electrodos con la piel, la etapa de adquisición de señales, ruido de baja frecuencia por fuentes externas o adherencia de otro tipo de biopotencial (por ejemplo, la señal cardíaca) [C. J. De Luca, 2010].

Para evitar la contaminación de la señal sEMG debido a la aparición de señales de actividad cardíaca, los electrodos no deben estar alineados con el eje de la actividad cardíaca y también es posible agregar un filtro de paso alto con una frecuencia de corte de 100Hz, considerando que puede filtrar información importante de la señal sEMG sin procesar.

Para eliminar, en la medida de lo posible, el offset de corriente directa originado por la diferencia de impedancia entre la piel y los electrodos. La preparación de la piel junto con la colocación y calibración a cero, al comienzo de la prueba, disminuyen esta perturbación. La elección de la distancia apropiada entre electrodos de

alrededor de 2 centímetros puede disminuir la contaminación por diafonía muscular, tal como se ilustra en la figura 2.



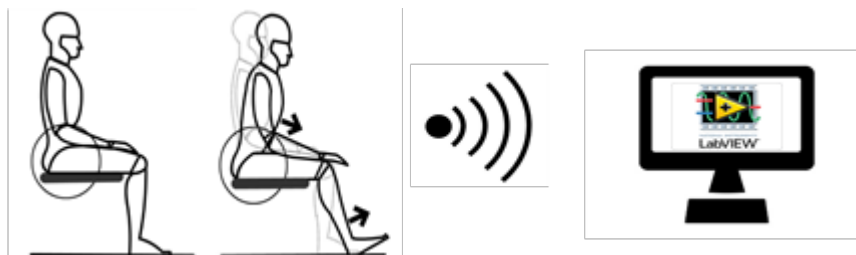
Fuente: Elaboración propia.

Figura 2 Colocación de electrodos para la captación de biopotenciales en la zona lumbar.

Finalmente, en el caso de contaminación por desplazamiento o movimiento de los electrodos, es necesario fijar, tanto como sea posible. Con ello se evita la tracción o la agitación, además de, mantener la distancia entre los electrodos. Típicamente es posible agregar un filtro tipo pasa altas con frecuencia de corte de 20Hz [R.H. Chowdhury, 2013].

### 3. Resultados

Los primeros resultados del dispositivo propuesto se basan en pruebas de sEMG en la parte baja de la espalda con cuatro movimientos característicos de posturas músculo-esqueléticas al sentarse. Para hacer esto, la figura 3 muestra una vista general del monitor propuesto.



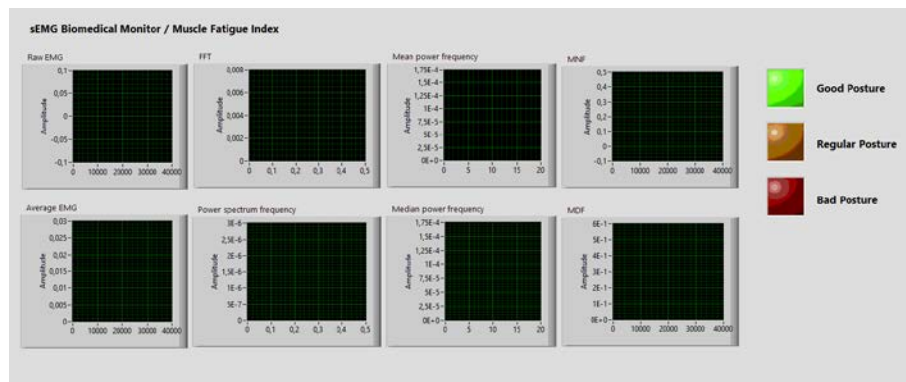
Fuente: Elaboración propia.

Figura 3 Vista general del monitor biomédico propuesto.

La prueba comienza cuando se le pide al paciente que coloque la almohadilla del sensor en el área del músculo cuadrado lumbar, inicialmente debe mantener una postura relajada, luego debe inclinarse aproximadamente 30° hacia adelante, luego debe adoptar una postura relajada en 90° y finalmente 30° debe inclinarse hacia atrás, con intervalos de un minuto para cada postura.

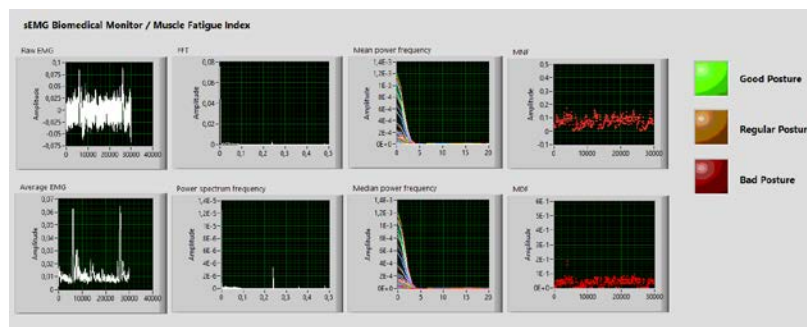
La figura 4 muestra el panel frontal del monitor para analizar el procesamiento de señales para obtener un índice de fatiga muscular. Incluye ocho gráficos y un indicador de tipo semáforo para la postura. Los gráficos muestran: sEMG sin procesar, sEMG integral, FFT, frecuencia del espectro de potencia, espectro de frecuencia de potencia media, espectro de frecuencia de potencia media, frecuencia de potencia media y frecuencia de potencia media. El bloque de diagrama está diseñado usando el "Biomedical toolkit" de NI LabVIEW.

Las figuras 5 y 6 presentan el panel frontal del instrumento virtual.



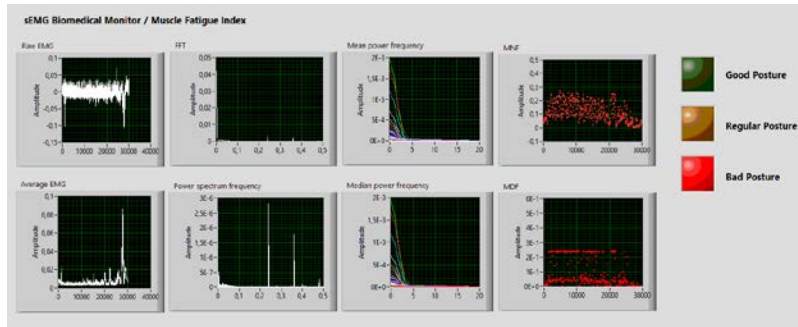
Fuente: Elaboración propia.

Figura 4 Panel frontal del monitor de fatiga muscular.



Fuente: Elaboración propia.

Figura 5 Procesamiento de señal sEMG, posición relajada, sentado a un ángulo de 90°.



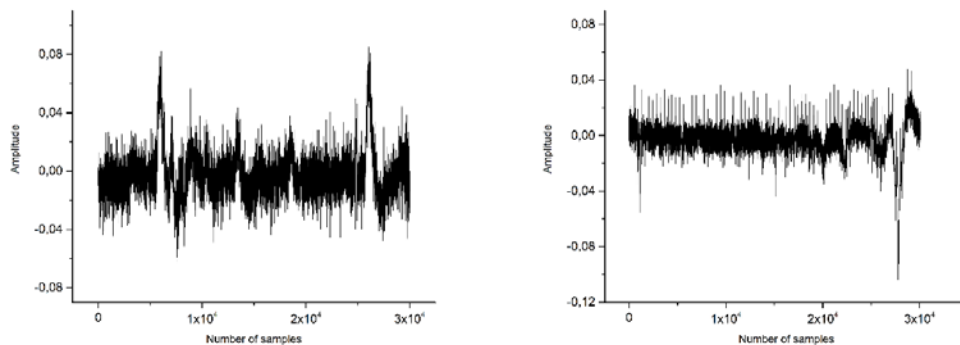
Fuente: Elaboración propia.

Figura 6 Procesamiento de señal sEMG, posición sentada, inclinada hacia atrás.

De acuerdo con la literatura, las técnicas para obtener un índice de fatiga muscular son: mediante el desplazamiento de bajas frecuencias del espectro de densidad de potencia, la relación con la fuerza, la interpretación de la señal EMG integral o RMS o la pendiente asociada al “*fitting curve*” de los datos obtenidos en el MDF [J.L. Dideriksen, 2010; T.I. Arabadzhiev, 2010; N.A. Dimitrova, 2003].

Este proyecto utiliza un análisis tradicional de la frecuencia de potencia media - MNF y el análisis matemático del ajuste lineal para el índice de fatiga muscular.

De acuerdo a lo reportado en literatura, un valor de pendiente negativo representa una condición de fatiga muscular alta [J.L. Correa-Figueroa, 2016]. La figura 7 presenta gráficos con acercamientos en la señal de sEMG sin procesar para una posición relajada y una posición inclinada hacia atrás, al final de la prueba.

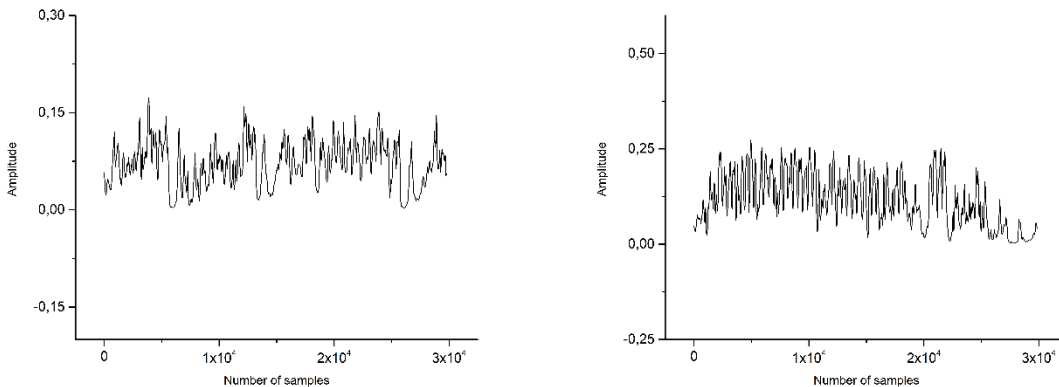


Fuente: Elaboración propia.

Figura 7 Señal sEMG tipo RAW, posición sentada, relajada e inclinada hacia atrás.

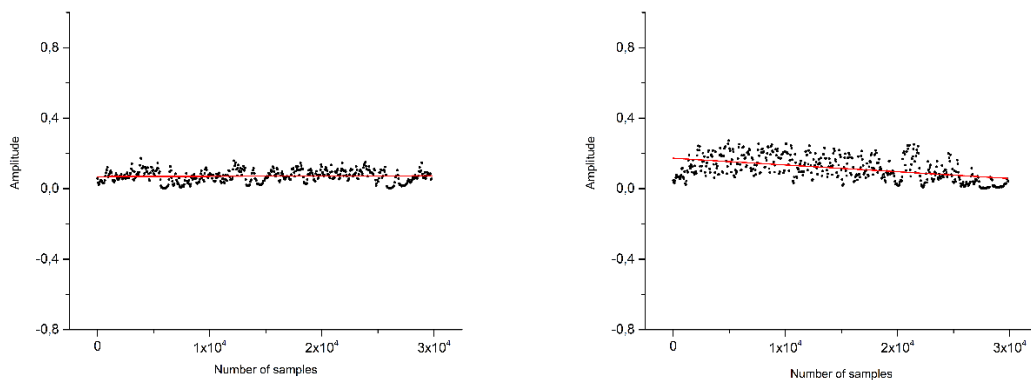
La figura 8, muestra dos gráficos de MNF y en la figura 9 se observa la aproximación de ajuste lineal. Para una posición de reposo o relajada de un paciente sentado en

ángulo de  $90^\circ$ , se obtuvo una pendiente positiva. Sin embargo, para movimientos en posiciones de inclinaciones hacia atrás, resulta en una pendiente negativa, el grado de inclinación indica un patrón de fatiga muscular que dependerá de las condiciones del paciente y el tiempo de la actividad. Este se evalúa mediante límites permisibles que dictaminará el fisioterapeuta y con ello se podrá visualizar el estado de alarma en el panel frontal del instrumento virtual.



Fuente: Elaboración propia.

Figura 8 Señal procesada MNF posición sentada: relajado e inclinado hacia atrás.



Fuente: Elaboración propia.

Figura 9 Pendiente resultante de un proceso de ajuste (fitting) posición sentada: relajado e inclinado hacia atrás.

## 4. Discusión

El dolor en la parte baja de la espalda es un problema médico global y representa uno de los primeros en la discapacidad laboral que se refleja en el abandono del trabajo, que afecta social y económicamente. El proyecto descrito en este documento aún se está desarrollando en la facultad de ingenierías, en la línea de



investigación de Ingeniería Biomédica de la Universidad de Celaya, con colaboración de la Universidad de Guanajuato. El enfoque principal es la prevención basada en el uso de tecnología biomédica. Los resultados hasta ahora indican una alta viabilidad técnica debido a la existencia de técnicas y tecnologías aplicadas de manera innovadora, como electromiografía superficial, electrodos secos, ergonomía y desarrollo de aplicaciones inalámbricas no invasivas en un entorno médico. El proyecto ya ha sido galardonado como ganador en el segundo encuentro de innovación y creatividad para la internacionalización en casa - 2018, convocado por la Secretaría de Innovación, Ciencia y Educación Superior (SICES) del estado de Guanajuato.

## **5. Bibliografía y Referencias**

- [1] Hartvigsen, J., et al., What low back pain is and why we need to pay attention. *The Lancet*, 2018. 391 (1474-547X (Electronic)): p. 2356-2367.
- [2] Arena, J.G., Future Directions in Surface Electromyography. *Biofeedback*, 2010. 38 (2): p. 78-82.
- [3] Preston, D.C. and B.E. Shapiro, 12 - Basic Overview of Electromyography, in *Electromyography and Neuromuscular Disorders (Third Edition)*, DC. Preston and B.E. Shapiro, Editors. 2013, W.B. Saunders: London. p. 125-128.
- [4] Mörl, F. and I. Bradl, Lumbar posture and muscular activity while sitting during office work. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2013. 23 (2): p. 362-368.
- [5] Hermens, H.J., et al., Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2000. 10 (5): p. 361-374.
- [6] De Luca, C.J., et al., Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics*, 2010. 43 (8): p. 1573-1579.
- [7] Chowdhury, R.H., et al., Surface electromyography signal processing and classification techniques. *Sensors*, 2013. 13 (1424-8220 (Electronic)): p. 12431-12466.

- [8] Dideriksen, J.L., R.M. Farina D Fau - Enoka, and R.M. Enoka, Influence of fatigue on the simulated relation between the amplitude of the surface electromyogram and muscle force. *Phil. Trans. R. Soc. A*, 2010. 368 (1364-503X (Print)): p. 2765–2781.
- [9] Arabadzhiev, T.I., et al., Interpretation of EMG integral or RMS and estimates of “neuromuscular efficiency” can be misleading in fatiguing contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2010. 20(2): p. 223-232.
- [10] Dimitrova, N.A. and G.V. Dimitrov, Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2003. 13(1): p. 13-36.
- [11] Correa-Figueroa, J.L., et al., Sistema de Adquisición de Señales SEMG para la Detección de Fatiga Muscular. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 2016. 37(1): p. pp. 17/27.