

SISTEMA DE MONITOREO MUSCULAR POR MEDIO DE ELECTROMIOGRAFÍA CON GANANCIAS VARIABLES

Juan José Martínez Nolasco

Instituto Tecnológico de Celaya

Juan.martinez@itcelaya.edu.mx

David Manuel Carracedo González

Instituto Tecnológico de Celaya

davidmx4@yahoo.com.mx

Francisco Gutiérrez Vera

Instituto Tecnológico de Celaya

francisco.gutierrez@hotmail.com

Daniel Cipriano Barradas Delfin

Instituto Tecnológico de Celaya

Resumen

Se presenta un sistema de monitoreo muscular capaz de cuantificar los movimientos de cualquier músculo esquelético superficial del cuerpo humano, funciona utilizando una técnica no invasiva de la electromiografía (EMG). El sistema de monitoreo funciona como una herramienta de ayuda accesible a los especialistas en rehabilitación para cuantificar de forma numérica los máximos rangos de movilidad de su paciente y mejorar así las sesiones de ejercicios de rehabilitación.

Palabra(s) Clave(s): adquisición, amplificación, electromiografía, músculos, portabilidad.

1. Introducción

Lalitharatne, Hayashi realizaron un estudio sobre los efectos de la fatiga muscular y las alteraciones que esta produce en los exoesqueletos controlados por medio de la técnica de la electromiografía [1].

Cakar, Toker diseñaron un sistema de electromiografía de superficie inalámbrico que ayuda a realizar un seguimiento de las actividades musculares regionales de disco lumbar herniado pacientes fácilmente y ser una técnica alternativa de diagnóstico de la hernia discal lumbar [2].

O'Connor, Langran diseñaron un nuevo dispositivo que incorpora una serie de electrodos de superficie para grabar genioglosos (GG) EMG. La configuración de electrodo permite la estimación de la velocidad de la fibra muscular de conducción (CV), un parámetro importante para la fatiga muscular de vigilancia. El aparato también está diseñado para proporcionar una colocación precisa y repetible de electrodos [3].

Wege, Zimmermann realizaron el control por medio de la electromiografía (EMG) para un exoesqueleto mano. El dispositivo fue desarrollado enfocado para ayudar en el proceso de rehabilitación después de lesiones en las manos o derrames cerebrales. Está diseñado para el uso prolongado de los pacientes que tienen movilidad limitada en las manos por lo que los movimientos rápidos no deseados tienen que ser evitados [4].

Barroso, Santos investigaron los principios básicos que el sistema nervioso humano emplea para sincronizar la actividad muscular durante la marcha asistida por Lokomat. Un programa básico de baja dimensión locomotor puede explicar la activación sinérgica de los músculos durante la marcha asistida. Generaron una descripción detallada de la respuesta electromiográficas y biomecánicas a las variaciones en la asistencia robótica en los seres humanos intactos [5].

Farnsworth, Talyor presentaron un diseño de un microsistema de censado electromiográfico (EMG) inalámbrico implantable para el control con mioeléctrica inteligente de las prótesis potencia. El sistema implantable, que consta de dos electrodos

de Pt-Ir epimysial EMG, un ASIC de diseño personalizado y una bobina de RF, es capaz de transmitir de forma inalámbrica los datos digitalizados EMG a un receptor externo [6].

Liarokapis, Artemiadis propusieron un esquema para aprovechar tanto un clasificador y un regresor que cooperan ventajosamente para dividir el espacio de trabajo, proporcionando una mejor precisión de la estimación con los modelos de descodificación de movimiento EMG basado en tareas específicas [7].

Bida, Rancourt investigaron la influencia de los avances de la amplitud EMG en estimación EMG – Torque. EMG de los músculos bíceps / tríceps y par sobre la articulación del codo se obtuvieron de quince sujetos produciendo una constante postura, sin fatiga, contracciones de fuerza-variable. EMG amplitudes se obtuvieron utilizando procesadores con y sin los avances, y entonces ellos estaban relacionados con apriete mediante un modelo lineal FIR [8].

Kumar, Pah investigaron sobre la eficacia de la transformada Wavelet aplicada a la señal de EMG como un medio para identificar la fatiga muscular. Reportan que con la elección apropiada de funciones wavelet y los factores de escala, es posible lograr una discriminación fiable del fenómeno de fatiga, apropiado para un realizar un sistema automatizado de identificación fatiga [9].

Staudenmann, Daffertshofer mostraron las ventajas del análisis de componentes principales (PCA) en monopolar de alta densidad EMG (HD-EMG) sobre configuraciones de electrodos convencionales. Mejoraron las estimaciones de la fuerza mediante la explotación de la estructura de correlación de la HD-EMG mediante análisis de componentes independientes (ICA) [10].

Huang, Lipschutz investigaron el uso de la electromiografía de superficie (EMG), combinada con el reconocimiento de patrones (PR) para identificar los modos de locomoción de los usuarios. Debido a las características no estacionarias de las señales EMG de una pierna durante la locomoción, una nueva estrategia de relaciones públicas EMG dependiente de la fase fue propuesto para la clasificación de los modos de locomoción del usuario [11].

Huang, Zhou investigaron que un número reducido de electrodos y con la colocación requerida es suficiente para extraer información de control neural para la identificación precisa de las intenciones movimiento del usuario. Un algoritmo de selección de electrodo se aplicó a los registros HD EMG en cada uno de los cuatro sujetos amputados TMR [12].

Tenore, Ramos demostraron que es posible decodificar los movimientos de flexión y extensión individuales de cada dedo (diez movimientos) con más del 90% de precisión en un amputado transradial utilizando solo señales mioeléctricas de superficie no invasivas [13].

Ueyama, Miyashita estimaron la rigidez de las extremidades en los monos japoneses (*Macaca fuscata*) durante movimientos de alcance de brazo, utilizando un manipulador robótico y llevando a cabo simulaciones numéricas. La rigidez de las articulaciones estimado mostró un patrón bifásico, y el punto final rigidez elipse fuera durante el movimiento de la modulación de una manera característica [14].

Yu, Fisher propusieron un nuevo método de usar los potenciales electromiográficos (EMG) generados por los músculos del antebrazo durante los movimientos de manos y dedos para controlar una prótesis de mano artificial usado por un sujeto amputado [15].

Lee, C. Lee describieron un electrodo de tejido conductor que incluye mucho mas área de superficie en comparación con un electrodo de Ag / AgCl usando un método de medición de la bioimpedancia y compara un electrodo de tejido conductor con electromiografía para evaluar movimiento de la articulación de la rodilla [16].

Zhang, Hayashibe propusieron una estrategia de control de torque en lazo cerrado de la estimulación eléctrica funcional (FES), con el objetivo de obtener un sistema de FES seguro, preciso y robusto. En general, los sistemas de control de la FES se enfrentan al reto de cómo hacer frente a la dinámica del músculo en tiempo variante debido a factores fisiológicos y bioquímicos (como la fatiga) [17].

Muraoka diseño un dispositivo que registra la actividad electromiográfica EMG voluntaria a través de un par de electrodos de estimulación de superficie induciéndole una estimulación eléctrica funcional (FES). El dispositivo puede aplicarse a un pequeño

músculo en el que es difícil de localizar tanto los electrodos de estimulación y electrodos de registro [18].

Li, Zhao investigaron medidas finamente cuantitativos para la evaluación del nivel de fuerza muscular (MSL), comenzaron con el estudio sobre la electromiografía cuantificada (EMG) y sonomiografía (SMG) en pacientes con hemiplejia muscular de tibial anterior (TA) [19].

Zhang, Wang determinaron si la electromiografía de superficie señales (EMG) se puede utilizar para controlar el movimiento del robot de asistencia de comida. Los resultados indicaron que mediante el uso de señales EMG, el robot de asistencia comida era capaz de seguir el movimiento del deseo los sujetos y ayudarles a comer [20].

2. Desarrollo

El sistema de monitoreo muscular es capaz de cuantificar los movimientos de cualquier músculo superficial del cuerpo humano y consta de cuatro partes fundamentales.

La primera parte es la etapa de *adquisición de señales*, se utilizan tres electrodos que se adhieren a la piel del paciente sobre el músculo a analizar. El funcionamiento de los electrodos es convertir las corrientes iónicas producidas por la distribución de potencial creada en el interior del tejido vivo muscular en corrientes electrónicas (voltajes), (ver Fig. 1).

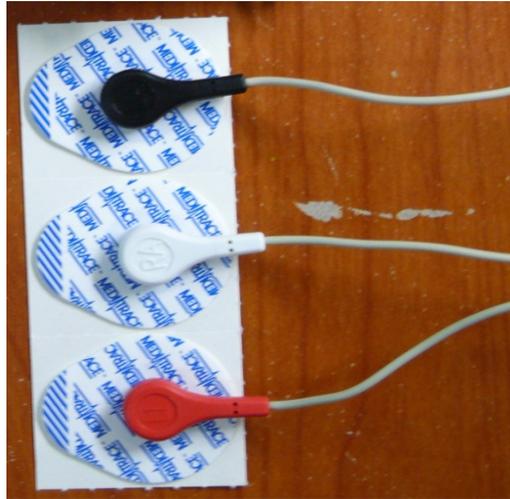


Fig. 1. Electrodo adhesivos utilizados en la etapa de adquisición.

Debido a que los voltajes que envían los electrodos son muy pequeños es necesario amplificarlos y filtrarlos de cualquier señal de ruido que pudiera existir por lo que la segunda parte del sistema es la etapa de amplificación, la cual consiste en un circuito electrónico que tiene la función de amplificar con ganancias variables de 1 a 100,000 veces. El circuito electrónico está conformado principalmente por amplificadores de instrumentación INA129 y por amplificadores operacionales OPA4228PA, (ver Fig. 2).

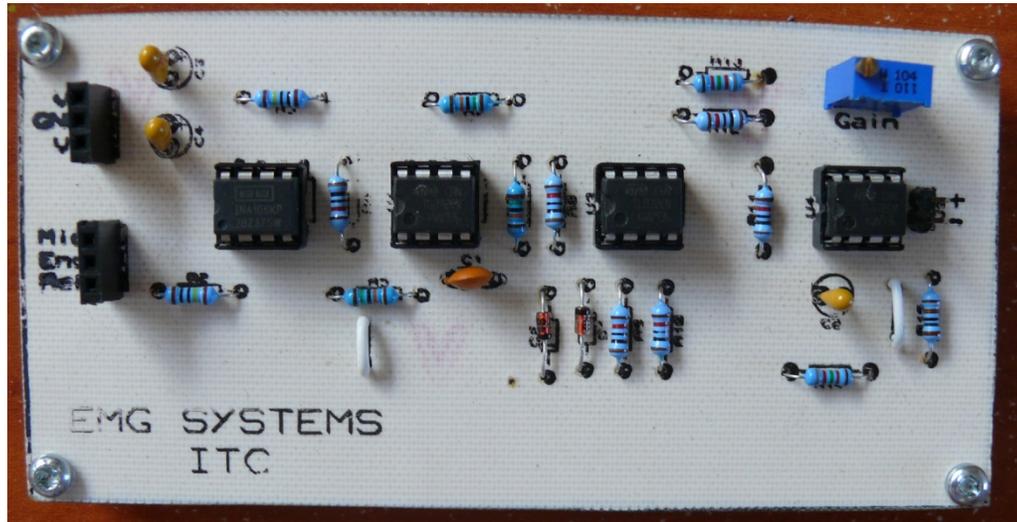


Fig. 2. Diagrama del circuito amplificador de ganancias variables.

La tercer parte es la etapa de transmisión en la cual se utiliza un dispositivo de adquisición de datos Arduino Nano que posee un puerto de comunicación tipo USB, la función de este dispositivo es hacer el puente de comunicación entre el sistema de monitoreo muscular y una computadora, (ver Fig. 3).

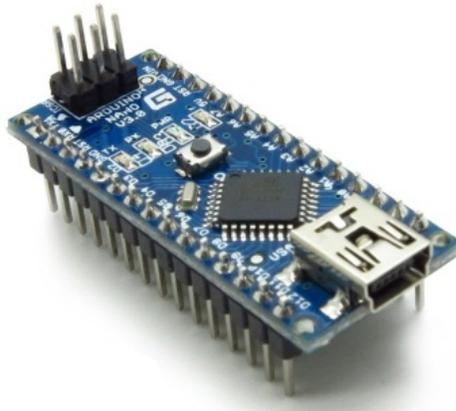


Fig. 3. Arduino Nano.

Por último, la cuarta parte del sistema es la etapa de visualización y almacenamiento de los movimientos musculares realizados en una sesión de rehabilitación por medio del software de computadora LabVIEW (ver Fig. 4) o en una pantalla LCD Touch de 3.5" o 7" con almacenamiento en tarjetas MicroSD, (ver Fig. 5).

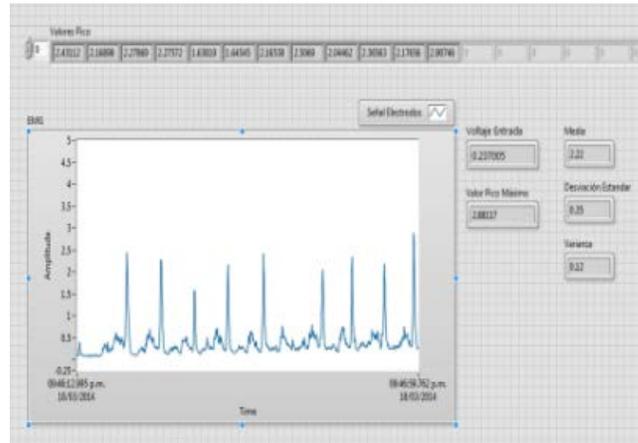


Fig. 4. Interfaz gráfica en el software LabVIEW.



Fig. 5. Interfaz gráfica en la pantalla LCD Touch.

3. Resultados

Se realizaron pruebas del sistema de monitoreo muscular en tres niños que se encuentran en rehabilitación muscular de cuádriceps, en la institución civil APAC en la ciudad de Celaya, Guanajuato, (ver Fig. 6).



Fig. 6. Prueba realizada en paciente de APAC.

En la figura 7, se muestra una gráfica con dos señales de monitoreo de cuádriceps derecho, realizando una flexión de la pierna izquierda estando sentado, adquiridos con el sistema de monitoreo muscular a uno de los pacientes de APAC con Hemiparesia Espática. La señal de azul se monitoreó el 17 de junio del 2014 y la señal de rojo se monitoreó el 26 de agosto del 2014. Al realizar la comparación entre las dos señales se diagnostica una mejoría del potencial muscular del cuádriceps, por lo que la terapia de rehabilitación presenta resultados positivos, (ver Fig. 7).

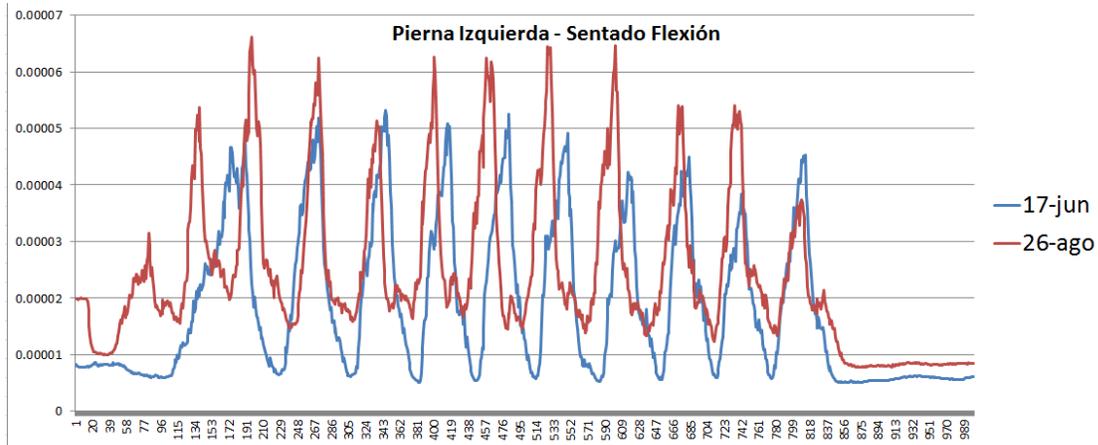


Fig. 7. Prueba realizada en paciente con Hemiparesia Espática.

En la figuras 8 y 9 se muestran dos pruebas generales de movimiento de flexión de Bícep derecho de una persona físicamente sana, una prueba fue realizada con una carga de 500g (ver Fig. 9) y la otra prueba fue realizada libre de carga, (ver Fig. 8).

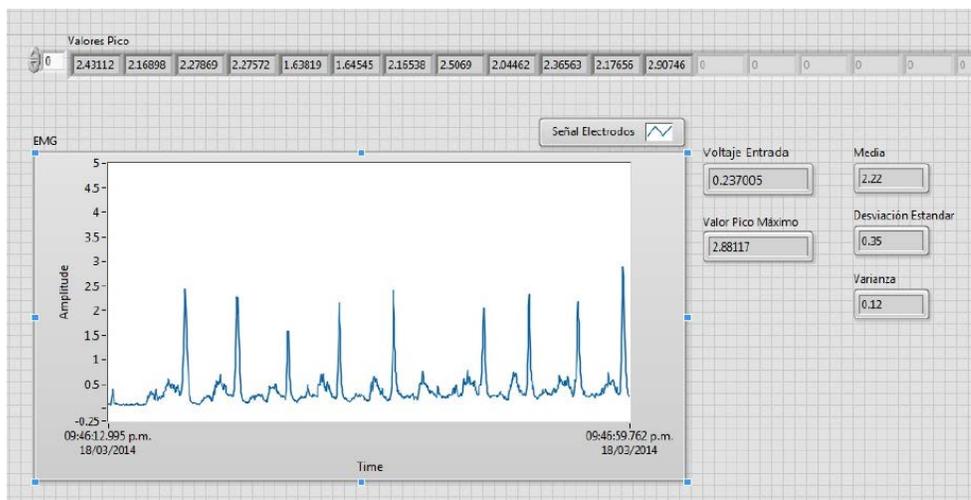


Fig. 8. Prueba de movimiento de flexión de Bícep derecho

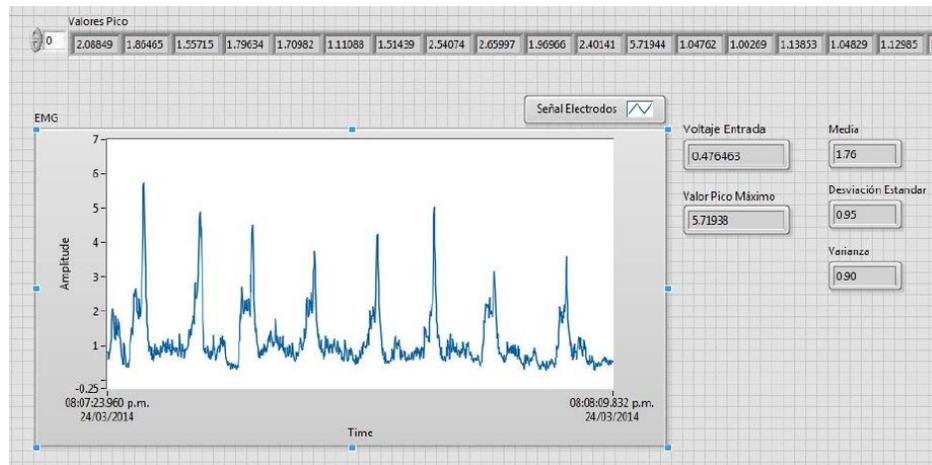


Fig. 9. Prueba de movimiento de flexión de Bícep derecho con carga de 500 g.

4. Conclusiones

Con la implementación del sistema de monitoreo muscular por medio de electromiografía con ganancias variables se creó un dispositivo el cual ayuda a los médicos a llevar un seguimiento cuantitativo de la rehabilitación de sus pacientes, además de ayudar a los médicos a identificar cuales ejercicios de rehabilitación propician una mayor activación del potencial muscular para mejorar las rutinas de rehabilitación asignadas a sus pacientes. Cabe mencionar que este dispositivo es una alternativa económica y accesible para cualquier médico ya que su costo es mucho menor que el de electromiógrafos comerciales.

5. Referencias

- [1] T. D. Lalitharatne, Y. Hayashi, "A Study on Effects of Muscle Fatigue on EMG-Based Control for Human Upper-Limb Power-Assist". *Information and Automation for Sustainability (ICIAfS)*. 2012. 124 - 128.
- [2] H.I. Cakar, O. Toker, "A wireless surface electromyography system design for lumbar disc herniated patients". *Medical Measurements and Applications Proceedings (MeMeA)*. 2011. 35 - 38.
- [3] C. M. O'Connor, S. Langran, "Design of surface electrode array for electromyography in the genioglossus muscle". *Engineering in Medicine and Biology Society*. 2004. 2259 – 2262.
- [4] A. Wege, A. Zimmermann, "Electromyography sensor based control for a hand exoskeleton". *Robotics and Biomimetics*. 2007. 1470 – 1475.
- [5] F. Barroso, C. Santos, "Influence of the robotic exoskeleton Lokomat on the control of human gait: An electromyographic and kinematic analysis". *Bioengineering (ENBENG)*. 2013. 1 - 6.
- [6] B. D. Farnsworth, D.M. Talyor, "Wireless in vivo EMG sensor for intelligent prosthetic control". *Transducers 2009*. 2009. 21 - 25.
- [7] M. V. Liarokapis, P. K. Artemiadis, "Task Discrimination from Myoelectric Activity: A Learning Scheme for EMG-Based Interfaces". *Rehabilitation Robotics (ICORR)*. 2013. 1 – 6.
- [8] O. Bida, D. Rancourt, "Electromyogram (EMG) Amplitude Estimation and Joint Torque Model Performance". *Bioengineering Conference*. 2005. 229 – 230.
- [9] D. K. Kumar, N. D. Pah, "Wavelet Analysis of Surface Electromyography to determine Muscle Fatigue". *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*. Vol. 11. No. 4. 2003. 400 – 406.

- [10] D. Staudenmann, A. Daffertshofer, "Independent Component Analysis of High-Density Electromyography in Muscle Force Estimation". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. Vol. 54. No. 4. 2007. 751 – 754.
- [11] H. Huang, R. Lipschutz "A Strategy for Identifying Locomotion Modes Using Surface Electromyography". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. Vol. 56. No. 1. 2009. 65 – 73.
- [12] H. Huang, P. Zhou, "An Analysis of EMG Electrode Configuration for Targeted Muscle Reinnervation Based Neural Machine Interface". *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. Vol. 16. No. 1. 2008. 37 – 45.
- [13] F.V. Tenore, A. Ramos, "Decoding of Individuated Finger Movements Using Surface Electromyography". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. Vol. 56. No. 5. 2009. 1427 – 1434.
- [14] Y. Ueyama, E. Miyashita, "Optimal Feedback Control for Predicting Dynamic Stiffness During Arm Movement". *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, Vol. 61. No. 2. 2014. 1044 – 1052.
- [15] Y. Su, M. H. Fisher, "Towards an EMG-Controlled Prosthetic Hand Using a 3-D Electromagnetic Positioning System". *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*. Vol. 56. No. 1. 2007. 178 – 186.
- [16] B. W. Lee, C. Lee, "Comparison of Conductive Fabric Electrode With Electromyography to Evaluate Knee Joint Movement". *IEEE Sensors Journal*. Vol. 12. No. 2. 2012. 410 – 411.
- [17] Q. Zhang, M. Hayashibe, "Evoked Electromyography-Based Closed-Loop Torque Control in Functional Electrical Stimulation". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. Vol. 60. No. 8. 2013. 2299 – 2307.
- [18] Y. Muraoka, "Development of an EMG recording device from stimulation electrodes for functional electrical stimulation". *Frontiers Med. Biol. Engng*. Vol. 11. No. 4. 2002. 323–333.

- [19] H. Li, G. Zhao, "Relationship of EMG/SMG features and muscle strength level: an exploratory study on tibialis anterior muscles during plantar-flexion among hemiplegia patients". *BioMedical Engineering OnLine*. 2012.
- [20] X. Zhang, B. Wang, "Human Intention Extracted from Electromyography Signals for Tracking Motion of Meal Assistance Robot". *IEEE/ ICME International Conference on Complex Medical Engineering*. 2007. 1384 – 1387.