

# Control de Velocidad y Dirección de un Motor de Corriente Directa Utilizando Señales de Electromiografía y Electrooculografía

J L. F. Rodríguez-Sandoval<sup>1</sup>, C. Méndez-Irisson<sup>2</sup>, R. J. Díaz-Domínguez<sup>3</sup>,  
R. Q. Fuentes-Aguilar<sup>3</sup>, A. García-González<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Ingeniería Mecatrónica, Instituto Tecnológico Superior de Comalcalco, Tabasco, México

<sup>2</sup>Ingeniería en Electrónica, Universidad Autónoma de Aguascalientes, Aguascalientes, México

<sup>3</sup>Ingeniería Biomédica, Tecnológico de Monterrey, Campus Guadalajara, México

**Resumen**—El presente trabajo presenta el diseño de una interfaz que hace uso de las señales de electromiografía (EMG) y electrooculografía (EOG) para el control en lazo abierto de un motor de corriente directa. La velocidad del motor es proporcional a la estimación de la fuerza generada en los grupos flexores de los dedos al momento de realizar el movimiento de agarre de la mano. La señal de electrooculografía permite controlar el sentido de giro del motor. La estimación de la fuerza se realiza mediante una función de transferencia considerando como señal de entrada la envolvente del registro de EMG y como señal de salida la estimación de la fuerza de agarre de la mano. Se presenta el diseño y construcción de la instrumentación, así como las pruebas del sistema utilizando una tarjeta de adquisición de datos y el software LabView® para la construcción de la interfaz del usuario. Los resultados permiten comprobar la viabilidad de la propuesta para su implementación en esta clase de actuadores.

**Palabras clave**— Electromiografía, electrooculografía, motor de cd, interfaces humano máquina

## I. INTRODUCCIÓN

El uso de señales electrofisiológicas para el control de dispositivos ha dado pauta al desarrollo de una creciente área de aplicaciones que van desde la rehabilitación hasta las desarrolladas con fines lúdicos [1]. Términos como Interfaces Humano-Máquina (IHM) e Interfaces Cerebro-Máquina (ICM) representan actualmente un área de trabajo multidisciplinario de gran importancia, donde se integran disciplinas como: Fisiología, Electrónica, Robótica, Informática, Mecatrónica e Ingeniería Biomédica [2]. Dentro de las señales electrofisiológicas que han sido utilizadas en IHM destacan las adquiridas por electromiografía (EMG), electrooculografía (EOG) y electroencefalografía (EEG) [3]. En este sentido, sin importar el origen de la señal, su traducción como un comando útil para un dispositivo involucra una serie de etapas comunes, estas son: Adquisición de la señal, Pre-procesamiento, Digitalización, Extracción de características, Reconocimiento de patrón y Traducción y ejecución del comando [4], en cada una de estas etapas se aplican diferentes técnicas; por ejemplo, en el caso del reconocimiento de patrón este ha sido resuelto mediante clasificadores basados en máquinas de soporte vectorial, redes neuronales artificiales y clasificadores bayesianos [2].

Diversos investigadores han abordado el caso particular del control de motores mediante señales electrofisiológicas por ejemplo en [5] se utilizó el registro de EMG para la estimación del ángulo de flexión de la muñeca y con ello activar un servomotor que activa un prótesis de mano. Algunos otros trabajos utilizan la señal de EMG para controlar de forma proporcional algún actuador, por ejemplo [6]. En la mayoría de los casos el procesamiento se realiza en el dominio del tiempo, rectificando la señal y aplicando un filtro pasa bajas para obtener la envolvente [5], [6] y [7]. En contra parte, la señal de EOG es utilizada como un indicador de comandos de activación y desactivación (ON/OFF), sin valores proporcionales, ejemplo de ello son los trabajos [3] y [8], donde la amplitud de la señal es correlacionada con posiciones particulares del globo ocular para su uso como comandos de control.

En este trabajo nos hemos enfocado en el uso de señales de EMG y EOG para el control en lazo abierto de un motor de corriente directa, cuya velocidad es proporcional a la estimación de fuerza generada por el grupo muscular flexor de los dedos de la mano a partir de su registro de EMG superficial. La señal de EOG se utiliza para determinar el sentido de giro del motor. El trabajo comprende una metodología experimental para la identificación de los parámetros de la función de transferencia propuesta, la construcción de los instrumentos de registro y las pruebas utilizando una tarjeta de adquisición de datos.

## II. METODOLOGÍA

El procedimiento experimental consta de las etapas que se describen a continuación:

1) *Caracterización de la relación de la Señal de electromiografía del grupo flexor de los dedos y la fuerza de agarre generada.*, Se muestra en la Fig. 1 la colocación de los electrodos de superficie (Ag/AgCl) en la posición del grupo muscular flexor de los dedos, tomando como electrodo de referencia el colocado sobre el hueso cúbito. El registro se realiza en configuración diferencial con una distancia de 2cm entre los electrodos activos. De igual forma se muestra el electrodinamómetro utilizado en la medición de la fuerza de agarre. Para el registro de los experimentos de caracterización se utilizó un sistema comercial de adquisición de señales fisiológicas marca Biopac Modelo MP35. Sin embargo, la instrumentación de un electromiógrafo se llevó a cabo paralelamente, como se detalla posteriormente.

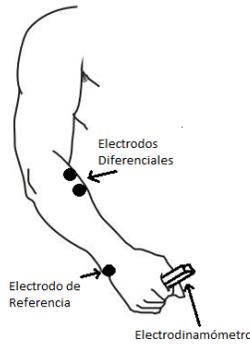


Fig. 1. Colocación de los electrodos de superficie para el registro de EMG y dinamómetro para determinación de la fuerza de agarre

La prueba fue realizada en un sujeto de 22 años de edad, sin ninguna patología musculoesquelética o neurológica. Se utilizó un electrodinámometro marca BIOPAC modelo SS25. La tasa de muestreo fue de 1000 muestras por segundo para ambas señales. El ancho de banda de la señal de EMG fue de 5 a 250 Hz, con una ganancia de 1000, delimitada mediante selección del filtro digital proporcionado por el equipo. El experimento consistió en realizar una contracción voluntaria de dos segundos de duración, registrar la señal de EMG y fuerza generada. Se repite el experimento cinco veces, incrementando la fuerza de agarre en cada ocasión. La señal de electromiografía se procesa en Matlab R2012B de acuerdo a lo presentado en [6], rectificación de onda completa y filtro para extracción de envolvente (pasa-bajas de 3Hz). La señal de fuerza registrada no es post-procesada.

Para relacionar la fuerza de agarre con la señal de EMG, se propone utilizar una función de transferencia de segundo orden, existen antecedentes de que el sistema se comporta como un sistema de primer orden. Sin embargo, eso ocurre cuando se modela directamente la fuerza generada por el músculo [9], en nuestro caso esto no es así, sino que se determina la fuerza de agarre. Por lo tanto se propuso un modelo de función de transferencia de segundo orden sin retardos para aproximar la relación. Ecuación (1).

$$F(s) = \frac{K}{\alpha s^2 + \beta s + 1} \quad (1)$$

La identificación de los parámetros de esta función de transferencia es obtenida considerando la envolvente de EMG como entrada y los datos de fuerza como salida, utilizando el Toolbox de Identificación de sistemas en Matlab. Una vez calculados los valores de los parámetros, la salida de la función de transferencia (fuerza estimada por el modelo cuando se alimenta la envolvente del EMG) entrega la variación del ciclo útil de una señal de voltaje modulada por ancho de pulso (PWM), donde el ciclo de trabajo es proporcional a la magnitud de la fuerza. El 100% del ciclo de trabajo corresponde al valor de fuerza máxima estimada durante una contracción voluntaria forzada lo que se traduce en la velocidad máxima del motor. En la etapa final, el usuario determina la dirección del giro del motor mediante su movimiento ocular hacia la derecha o la izquierda para

especificar el giro en el sentido horario o en el sentido anti horario.

2) *Caracterización de la Señal de EOG:* Para la obtención de la señal de EOG, se colocan electrodos superficiales en el rostro del usuario como se muestra en la Fig. 4 con el fin de que se capturen las señales correspondientes a los movimientos de izquierda y derecha de los ojos. Se utilizó el sistema Biopac descrito anteriormente.

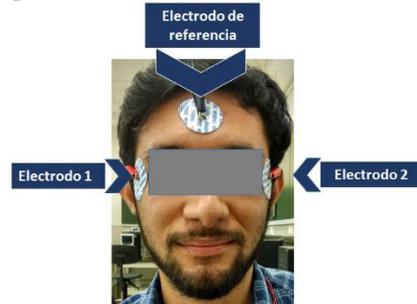


Fig. 2. Ubicación de los electrodos para EOG

Se caracterizó la señal de EOG de tal manera que, cuando se movieran los ojos hacia la derecha y a la izquierda el motor girara en sentido horario y anti horario respectivamente. El procesamiento se realiza en el software Labview® con el fin de poder estandarizar un umbral en la señal de EOG del sujeto y de esta manera asignar una salida lógica cuando se detecte que los ojos se mueven en una u otra dirección. Se diseña y construye un canal de electrooculografía para determinar el giro del motor. Su descripción completa se da en la siguiente sección.

3) *Diseño, Construcción e Implementación de la instrumentación de EMG y de EOG:*

La construcción, tanto del EMG como del EOG, sigue el esquema básico de un sistema de instrumentación biomédica [10] compuesto por un amplificador de instrumentación modelo AD620 con una ganancia de 225 y 200 para el EMG y EOG respectivamente, una etapa de filtrado (pasa-bandas de cuarto orden, de 5 a 250Hz para el EMG y filtro pasa-bajas de segundo orden tipo Bessel de 1.6Hz para el EOG) utilizando amplificadores operacionales TL084, la eliminación del offset y procesado a un ancho de banda específico y una segunda etapa de amplificación, además de la etapa de protección al paciente utilizando un ISO124 y la adquisición de la señal mediante una tarjeta de adquisición NI-DAQ 6008, utilizando dos de sus 16 canales analógicos. El análisis de las señales y su registro (con una frecuencia de muestreo de 1Ks) se llevan a cabo en MatLab®, y la adquisición e interpretación de las señales se llevaron a cabo en LabView®. De igual forma se consideró la utilización de un electrodinámometro externo de la marca Vernier modelo HD-BTA (precisión de ±0.6 N y resolución de 0.2141 N) para realizar pruebas fuera de línea, el electrodinámometro se conecta a la tarjeta NI DAQ 6008.

4) Pruebas con el motor de CD.

Se realiza un experimento que consistió en una prueba de 30 segundos fuera de línea, efectuando 5 contracciones voluntarias del grupo muscular flexor de los dedos en este periodo, así como una serie de 5 movimientos oculares que consisten en mover los ojos a las posiciones derecha e izquierda (la posición se mantiene por un segundo en cada dirección). La señal de EOG se traduce en una salida lógica (donde izquierda es 1 y derecha es 0). Utilizando un puente H, modelo L293 y una compuerta lógica NOT modelo 74LS04, se realizó el cambio en la dirección de giro del motor de CD (Fig.8-b). Utilizando la medición de EMG y la fuerza de agarre estimada, se obtiene una proporción al ciclo útil de la señal de salida, ésta es conectada al transistor MOSFET modelo MTP2955V que permite variar la velocidad del motor.

II. RESULTADOS

1) Caracterización de la relación de la Señal de Electromiografía y la Fuerza Generada por el Músculo:

Después de realizadas las repeticiones por parte del usuario, se adquirieron sus señales de EMG y de fuerza con el BIOPAC. La Fig. 3 muestra un ejemplo de las señales crudas que fueron obtenidas.

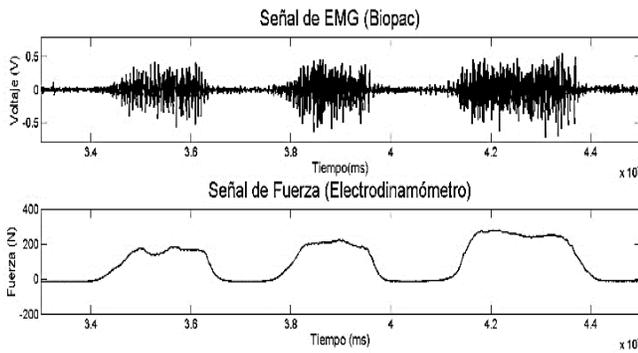


Fig. 3. Señal EMG y fuerza adquiridas con el sistema BIOPAC MP35

Se estimaron los parámetros de la función de transferencia de las 5 repeticiones, tomando como entrada la envolvente de la señal de EMG (Fig. 4) y como salida, la señal de fuerza. La señal envolvente, en las pruebas de validación, contenía ruido debido a la calidad del filtro. Sin embargo, esto no fue determinante para la correcta estimación de la fuerza.

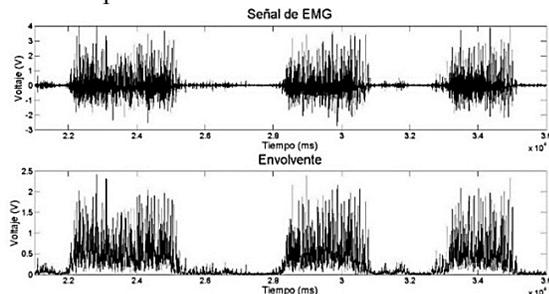


Fig. 4. Adquisición (imagen superior) y rectificación y filtrado (imagen inferior) de la señal adquirida con la instrumentación del EMG

Los parámetros promedio de la función de transferencia son:

$$F(s) = \frac{2712.3}{8714.9s^2 + 200.35s + 1} \quad (2)$$

Una vez caracterizada la función de transferencia, se utilizó el Toolbox Symulink® de Matlab y se le aplicó a la función de transferencia (2) a la envolvente de las señales de EMG registradas, para obtener una estimación de la fuerza. Se se comparó con las señales de fuerza adquiridas con el electrodinámometro Vernier, la Fig. 5 muestra la estimación realizada y la señal original.



Fig. 5. Fuerza adquirida con electrodinámometro (continua) y la fuerza estimada con la función de transferencia (discontinua).

Las aproximaciones varían en momentos de fuerza constante esto debido a las perturbaciones generadas en la envolvente con ruido. Con los archivos de los datos procedentes de la función de transferencia y con el programa Labview se relacionó la magnitud de fuerza, proporcionalmente al ciclo útil de la señal de entrada al PWM para variar la velocidad.

2) Resultados de la Caracterización de la Señal de EOG

En la Fig. 6 a) se muestra la señal de electrooculografía registrada al solicitarle al usuario que realizara movimientos con sus ojos, generando así una señal con voltajes negativos, al momento de dirigir sus ojos hacia la izquierda, como positivos, al moverlos a la derecha, las señales de menor magnitud y contrarias que se observan se deben a que se le solicitaba siempre volver los ojos a la posición de centro después de cada movimiento. Se registra la señal en Labview definiéndose un umbral para asignar una salida lógica cuando se detecta que los ojos cambian de dirección. Se observa en la Fig. 6 b) que existe un cambio en el estado lógico dependiendo del pico registrado el EOG. Finalmente, se obtienen dos comandos que representen el control de la dirección del giro en el motor de CD.

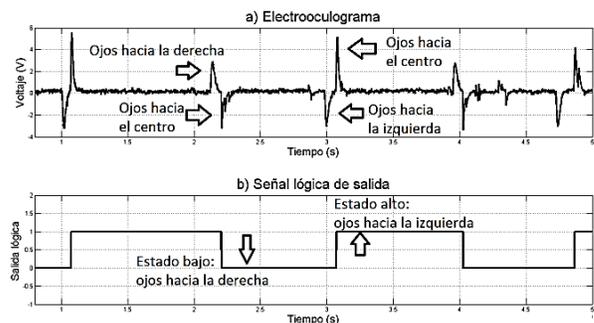


Fig. 6. Tratamiento de la señal de EOG

En la Fig. 7 se muestran los primeros 15 segundos la prueba fuera de línea, específicamente en la Fig. 7c) se muestra el comportamiento del motor, donde varía sus RPM (revoluciones por minuto) con respecto a la fuerza estimada y el cambio del giro del motor, en ella se observa que, cuando el estado lógico es uno (izquierda) las magnitudes de velocidad son positivas y cuando el estado lógico es cero (derecha) las magnitudes son negativas, esto nos indica el cambio de giro del motor.

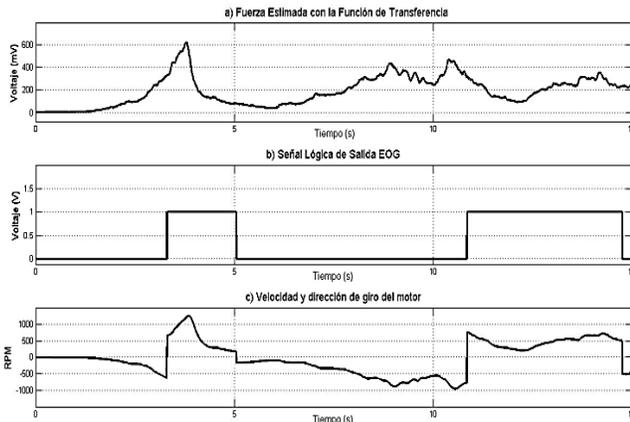


Fig. 8. a) Fuerza Estimada b) Señal Lógica de Salida EOG, c) Velocidad y Dirección de Giro del Motor de CD (Encoder [11])

3) *Diseño, Construcción e Implementación de la instrumentación de EMG y de EOG:* Se procedió a la realización de la instrumentación de EMG independiente. La adquisición de los datos se llevó a cabo de forma similar al experimento realizado con el sistema de adquisición BIOPAC y utilizando el software Labview se registraron y exportaron a un archivo Excel los datos adquiridos con la instrumentación de EMG y el electrodinamómetro Vernier. Los datos de EMG adquiridos con el dispositivo construido fueron rectificadas y filtrados de forma similar a las primeras señales adquiridas con el sistema BIOPAC. La Fig. 9 es una fotografía del sistema construido, la conexión de los electrodos en el usuario y la adquisición de las señales.

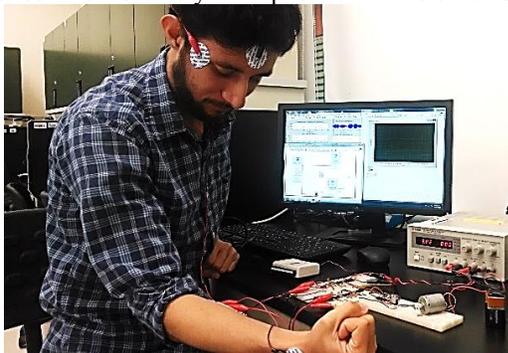


Fig. 9. Fotografía del uso de la plataforma de prueba

#### IV. DISCUSIÓN

La presencia de ruido en la envolvente no perjudico de manera importante la estimación de fuerza, el problema principal fue al intentar mantener la fuerza de manera

constante, se planea utilizar un sistema de identificación no paramétrico. Debido a dificultades para correr el programa se realizó el experimento fuera de línea, inyectando la señal de fuerza estimada a la salida del puerto analógico de la tarjeta de adquisición, se logró probar el funcionamiento sobre el motor de toda la instrumentación.

#### V. CONCLUSIÓN

Este artículo describe un método de control de un motor de CD por medio de la caracterización de señales de EMG y EOG. Se propusieron métodos diferentes para la caracterización, los cuales pueden ser complementados con técnicas de análisis de señales no lineales. Se logró controlar el motor fuera de línea, variando la velocidad y el sentido del giro según la señal adquirida de EMG y EOG.

#### BIBLIOGRAFÍA

- [1] Yang, Dapeng, Li Jiang, Qi Huang, Rongqiang Liu, and Hong Liu. "Experimental study of an EMG-controlled 5-DOF anthropomorphic prosthetic hand for motion restoration." *Journal of Intelligent & Robotic Systems* (2014): 1-15.
- [2] López-Arce, E., R. Q. Fuentes-Aguilar, I. Figueroa-García, and A. García-González. "Analysis and Comparison of Classification Methods in a Brain Machine Interface." In *Human-Computer Systems Interaction: Backgrounds and Applications 3*, Springer International Publishing, 2014. pp. 63-73
- [3] F. Ahmadibakhsh, F. Afdideh, and S. Navid, "A New Hardware Implementation of Motor Control Using EOG Signals" 2012 IEEE EMBS International Conference on Biomedical Engineering and Sciences, Langkawi, December 17-19, 2012, pp. 746-749..
- [4] Vivas, E. L. A., Garcia-Gonzalez, A., Galindo, F., Sanchez-Gonzalez, V. "Algorithm to detect six basic commands by the analysis of electroencephalographic and electrooculographic signals". *Proceedings of Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob)*, 4th IEEE RAS/ EMBS International Conference on, June 2012. pp 189-194.
- [5] R. Okuno, M. Yoshida, and K. Akazawa, "Compliant Grasp in a Myoelectric Hand Prosthesis" *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, pp. 48-56, July-August 2005.
- [6] Z. Jamal, A. Waris, S. Nazir, S. Khan, J. Iqbal, A. Masood and U. Shahbaz, "Motor Drive Using Surface Electromyography for Flexion and Extension of Finger and Hand Muscles" 4th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics (BMEI), Shanghai, October 15-17, 2011, pp. 1287-1291.
- [7] C. Fleischer, K. Kondak, C. Reinicke, G. Hommel, "Online Calibration of the EMG to Force Relationship" *Proceedings of 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Sendai, Japan, September 28 -October 2, 2004, pp. 1305-1310
- [8] A. Banerjee1a, S. Chakraborty, P. Das, S. Datta, A. Konar, D. N. Tibarewala1, R. Janarthanan, "Single Channel Electrooculogram(EOG) based Interface for Mobility Aid" *IEEE Proceedings of 4th International Conference on Intelligent Human Computer Interaction*, Kharagpur, India, December 27-29, 2012.
- [9] Johnson, R., and J. Sensinger. "Comparing Functional EMG Characteristic Between Zero-Order and First-Order Interface Dynamics." *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (2014).
- [10] Webster, John G. "Medical instrumentation." *Application and Design*, Houghton Mifflin Company, Boston. 197& g (1973).
- [11] Manrique, S. "Modelado, Diseño e Implementación del Control Analógico de Velocidad para un Motor de CD." *Universidad Pontificia Bolivariana* (2013).