

Diseño e Implementación de un Sistema con Electrogoniometría y Electromiografía para Análisis de Movimiento

L. Granados, A. Ramírez-García, I. Bazán*

Departamento de Ingeniería Biomédica, Centro de Ciencias de la Ingeniería, Universidad Autónoma de Aguascalientes, Aguascalientes, Ags, México.

* ibazan@correo.uaa.mx

Resumen— El presente trabajo describe el diseño e implementación de un sistema no invasivo para el análisis de movimiento conformado por electrogoniometría (EGM) basada en un sensor resistivo y electromiografía (EMG) de superficie, para ser aplicado a futuro en pacientes infantiles con discapacidad motriz. El sistema desarrollado cuenta con una interfaz Bluetooth para interconectarse a una computadora, lo que posibilita el despliegado de los datos en una interfaz gráfica y posterior almacenamiento en un archivo electrónico. Se describen las pruebas realizadas para comprobar el funcionamiento del sistema desarrollado mediante caracterizaciones con un sistema de referencia. Finalmente, se presentan los resultados obtenidos; el EGM presentó un error absoluto promedio por debajo del 2% y el EMG una relación señal a ruido (SNR) superior a los 21dB.

Palabras clave— análisis de movimiento, electrogoniómetro, electromiograma.

I. INTRODUCCIÓN

Un sistema de análisis de movimiento permite cuantificar objetivamente los patrones de movimiento humano, facilitando el diagnóstico de enfermedades relacionadas al aparato locomotor y/o el establecimiento de tratamientos más específicos y delimitados a las necesidades reales del paciente, en consecuencia, se obtienen mejores resultados y se optimizan los recursos [1 - 4]

El movimiento humano ocurre simultáneamente en diferentes planos [3] y se evalúa desde dos perspectivas [4]:

- Cinemática: describe el desplazamiento en términos de los componentes del sistema y sus relaciones fundamentales, analizando por ejemplo la variación angular de cada una de las articulaciones que intervienen en el movimiento.
- Cinética: cuantifica la energía necesaria para la producción del movimiento midiendo el estado electrofisiológico del sistema durante el desplazamiento.

La implementación de una herramienta de medida que incorpore tanto la componente cinética como cinemática del movimiento data del año de 1959, donde se empleó un sistema de electrogoniometría basado en un sensor resistivo y electromiografía superficial cinesiológica [5]. El uso de sistemas de análisis de movimiento se considera fundamental

en el área de rehabilitación médica, no obstante, también tiene importantes aplicaciones en los deportes, la danza artística y estudios de ergonomía laboral. En 2016, la propuesta de [6] presentaba un modelo alámbrico donde el porcentaje de error en la medición de EGM oscilaba entre el 4-9%. Un año más tarde, [7] presenta un sistema inalámbrico que otorga mayor libertad de movimiento al usuario y garantiza una fiabilidad de los datos registrados del 95%. Actualmente, existen múltiples técnicas computarizadas orientadas a la medición angular de la extremidad inferior, superior y cuello basadas en potenciómetros, galgas extensiométricas, acelerómetros y giroscopios, así como videocámaras y seguidores magnéticos [3, 4, 8, 9]. Por otra parte, la componente cinética se analiza en términos de amplitud y frecuencia, a través del registro de la actividad eléctrica muscular [1, 10].

La presente investigación se enfocará al diseño e implementación de un sistema de análisis de movimiento el cual integra un electrogoniómetro y un electromiógrafo; donde la adquisición de ambas señales permitirá relacionar la amplitud articular con la actividad mioeléctrica que involucra el movimiento dinámico y estático en las extremidades.

II. METODOLOGÍA

El proceso empleado para el diseño y construcción del sistema de análisis se describe a continuación.

1) Electrogoniómetro

El goniómetro es el principal instrumento empleado en la práctica fisioterapéutica para la medición de ángulos en el sistema osteoarticular; su rango de medición puede ser de 180° a 360° y su resolución puede variar entre 1°, 5° y 10° [11, 12]. En el desarrollo de ésta investigación, se diseñó un electrogoniómetro (versión electrónica de un goniómetro estándar) para medir la amplitud articular del movimiento, lo cual se llevó a cabo en dos etapas:

a. Instrumentación electrónica

Se empleó un sensor resistivo cuyo valor puede oscilar entre 0-1k Ω equivalente a un giro aproximado a los 360°. Su lectura, en términos de voltaje, se efectuó a través de un puente de Wheatstone, y posteriormente fue amplificada con una ganancia fija de 5 y filtrada con un pasa bajas de segundo orden con una frecuencia de corte a 10Hz.

El voltaje de salida obtenido de la instrumentación fue adecuado para variar entre los 0 y 5 V, para posteriormente ser digitalizado con una resolución de 10 bits en un microcontrolador ATMEGA328P. El ángulo correspondiente fue obtenido a partir de este valor de voltaje utilizando la siguiente relación:

$$\theta = \frac{722vd}{2560 - vd} \quad (1)$$

Dónde:

vd, valor digital resultado de la conversión del ADC

θ , ángulo medido

El valor del ángulo fue desplegado en una pantalla LCD y transmitido de forma inalámbrica a una interfaz en una PC.

En la Fig. 1, se muestra a manera de diagrama de bloques el sistema eléctrico de EGM.

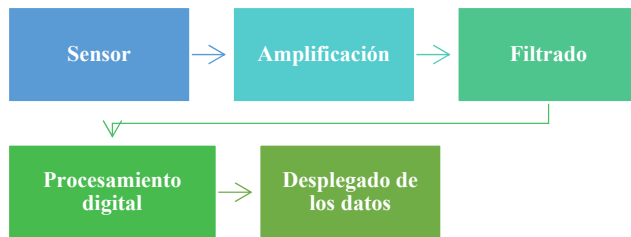


Fig. 1. Diagrama a bloques del EGM.

b. Modelo mecánico

Se diseñó un modelo mecánico que consta de 2 brazos: uno fijo que debe corresponder a la parte de la extremidad que funge como referencia (p.e. el brazo, en el caso de la extremidad superior) y uno móvil que se desplaza conforme el movimiento de la articulación y sigue el cambio de posición del miembro (p.e. el antebrazo, en el mismo caso anterior). Ambos brazos están unidos por el pivote del sensor el cual actúa como eje rotacional y se emplea como referencia al superponerse a la articulación de interés.

2) Electromiograma

Para el estudio biomecánico de las extremidades es útil la implementación de la electromiografía de superficie o cinesiológica, la cual facilita el estudio de la función y secuencia de activación muscular en acciones dinámicas. Los módulos que componen el EMG se resumen en la Fig. 2.

La señal electromiográfica se registró mediante electrodos adhesivos y con un capa de gel que son sensibles a la actividad eléctrica a una profundidad de 10-12mm [1].

La señal registrada por medio del canal diferencial fue pre-amplificada por un amplificador de instrumentación con una ganancia fija de 90 y filtrada por una serie de filtros tipo

Butterworth de segundo orden en un ancho de banda entre los 50 y 400 Hz con los cuales se logró eliminar artefactos que afectan la señal. Posteriormente, se implementó un filtro de ranura a 60 Hz para eliminar ruidos provenientes de campos electromagnéticos del ambiente y cableado [1, 10].

La señal fue amplificada en un rango de ganancia de 2 a 70, adaptable a las necesidades de cada usuario. Con la finalidad de adecuar la señal para su procesamiento digital, se añadió una etapa de rectificación.

La digitalización de la señal se llevó a cabo en un microcontrolador ATMEGA328P con una resolución de 10 bits y transmitida mediante un módulo Bluetooth HC-05 a una computadora para ser desplegada gráficamente.

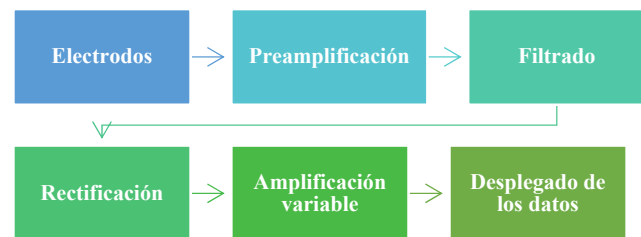


Fig. 2. Diagrama a bloques del EMG.

3) Interfaz gráfica

La interfaz gráfica se desarrolló en el software MATLAB® (Ver Fig. 3). Para establecer la comunicación tanto con el EMG como con el EGM, se configuró la PC como maestro de la comunicación y los módulos de las herramientas de medición como esclavos.

Mediante la interfaz gráfica se realiza la adquisición de ambos registros (EMG y EGM) de manera conjunta o independiente, además se cuenta con la opción de almacenar los datos en un archivo electrónico.

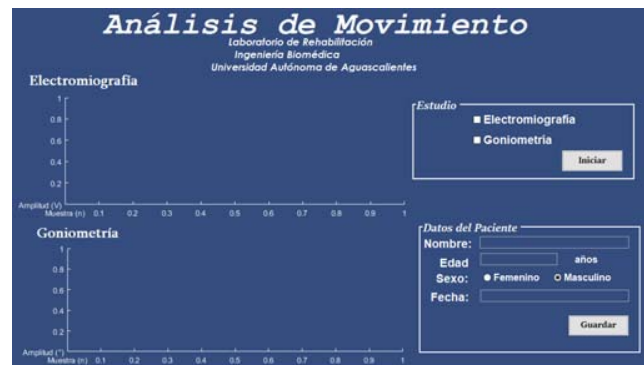


Fig. 3. Interfaz gráfica desarrollada para el registro de señales goniométricas y electromiográficas sin registro.

III. RESULTADOS

Con el objetivo de ofrecer un análisis biomecánico completo es fundamental contar con el registro electromiográfico (estudio cinético) con la adquisición de datos cinemáticos, mediante el electrogoniómetro, lo cual aporta información sobre los instantes y periodos en los cuales se produce la activación muscular en determinada acción dinámica.

1) *Electrogoniómetro*

El goniómetro digital desarrollado ejecuta la medición del movimiento en un plano con un giro que puede ser en sentido horario o antihorario según la posición de referencia indicada al inicio de la medición. Esta puede ejecutarse en un giro de medición real de 0 hasta 358° con una resolución de 12mV/°. El electrogoniómetro fue validado tomando como referencia un transportador genérico de 360°, obteniendo un error absoluto porcentual promedio del 1.21% y un coeficiente de correlación de 0.99 con el sistema de referencia. El comportamiento del instrumento fue completamente lineal.

En la Fig. 4, se anexa el registro correspondiente a una prueba en la etapa de validación del prototipo en una paciente de 22 años sin antecedentes de lesión. Para efectuar la prueba el eje rotacional del electrogoniómetro se posicionó sobre la articulación de la muñeca de la extremidad derecha, el brazo móvil se colocó a lo largo de la línea media lateral del quinto metacarpiano y el brazo fijo sobre la línea media lateral del antebrazo. El registro constó de 5 ciclos completos de extensión y flexión, tomando como referencia la posición neutra. En la Fig. 4, la duración de cada ciclo depende de la velocidad con la que el paciente ejecuta el movimiento.

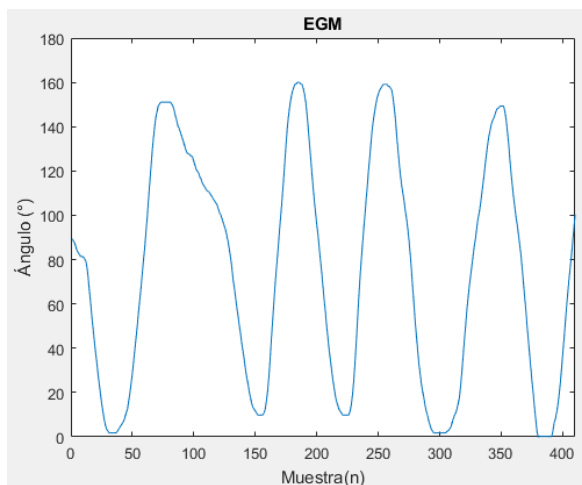


Fig. 4. Registro electrogoniográfico de la muñeca derecha. El ciclo inicia en la posición neutra de la articulación (90°) y continua hacia

la máxima extensión (0°), posteriormente se registra la máxima flexión (160°).

2) *Electromiógrafo*

Para la validación del electromiógrafo se estimó el valor de la relación señal-ruido del circuito diseñado, obteniendo un resultado de 21.78dB. La señal registrada puede ser analizada por sus valores en amplitud o en frecuencia.

Los resultados mostrados de la electromiografía (ver Fig. 5) proceden del paciente de la sección anterior. Los electrodos de registro fueron colocados sobre el músculo flexor cubital del carpo de la extremidad superior derecha y la referencia situada sobre la articulación del codo.

En la Fig. 5, se muestran 3 ciclos completos de la secuencia relajación-contracción del músculo de interés, equivalente al movimiento de extensión-flexión de la muñeca. Donde la mayor amplitud corresponde a la flexión del músculo analizado y las regiones de menor amplitud al estado de relajación del mismo.

La incorporación ambos instrumentos desarrollados en el proyecto representan en el área terapéutica una ventaja que los sistemas comerciales no ofrecen actualmente. Además, de que a futuro una vez validada su funcionalidad como prototipo el instrumento resultante sería de bajo costo (incorporando un software libre) y de fácil manejo para el usuario.

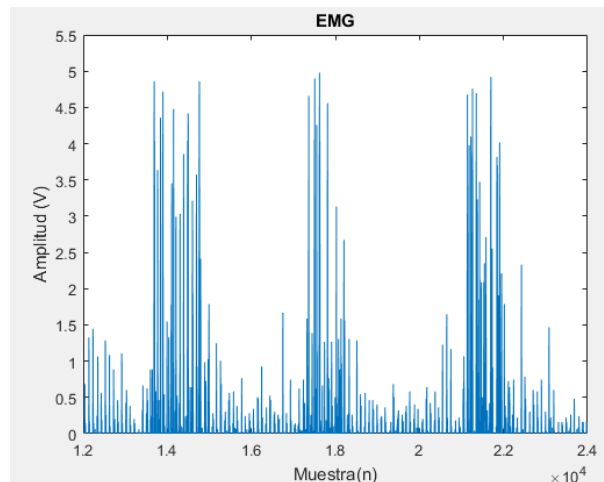


Fig. 5. Registro de señal EMG durante la extensión y flexión máxima de la articulación de la muñeca derecha.

V. CONCLUSIÓN

Se desarrolló una herramienta no invasiva para el análisis biomecánico, el cual consta de la medición del movimiento de una articulación y la actividad eléctrica muscular

involucrada en dicho movimiento. El instrumento se compone de un electrogoniómetro y un electromiograma, a través del primero podemos evaluar la componente cinemática y con el último la cinética del movimiento musculoesquelético.

Se logró obtener un error promedio de 1.21% para el electrogoniómetro con respecto al sistema de referencia el cual consistió en un transportador genérico de 360° con una resolución de 1°, este error es menor al reportado en otros sistemas (error promedio del 4-9%) [6]. En el caso del electromiógrafo se obtuvo un SNR de 21.78 dB y se validó que la actividad eléctrica adquirida correspondía al movimiento de flexión. Este valor de SNR garantiza una señal con poco ruido, por lo que el electromiógrafo es adecuado para el estudio. Sistemas de EMG con valores de SNR similares se han reportado en la literatura para el registro de señales electromiográficas aplicadas al control de prótesis [13].

A futuro se pretende implementar el sistema en un centro de rehabilitación con pacientes infantiles que sufran de alguna discapacidad motriz y con ello poder retroalimentar el funcionamiento del equipo y realizar las adecuaciones pertinentes.

RECONOCIMIENTOS

Se agradece a la Universidad Autónoma de Aguascalientes por la confianza brindada durante la ejecución de ésta investigación, así como al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por el apoyo económico proporcionado a través de la beca "Programa de Estancias de Investigación de Estudiantes de Pregrado 2017"

BIBLIOGRAFÍA

- [1] R. C. Miralles Marreno, R. Castro Vázquez y S. Monterde Pérez, «Capítulo 1. Introducción,» de *Biomecánica Clínica de las Patologías del Aparato Locomotor*, Barcelona, España, Masson, S. A., 2006, pp. 1-22.
- [2] J. Chaler Vilaseca, R. Garreta Figuera y B. Müller, «Técnicas instrumentales de diagnóstico y evaluación en rehabilitación: estudio de la marcha,» *Rehabilitación*, vol. 39, n° 6, pp. 305-319, 2005.
- [3] M. Haro, «Laboratorio de Análisis de Marcha y Movimiento,» *Revista Médica Clínica Las Condes*, vol. 25, n° 2, pp. 237-247, 2014.
- [4] F. Martínez, F. Gómez y E. Romero, «Análisis de vídeo para estimación del movimiento humano: una revisión,» *Revista Med*, vol. 17, n° 1, pp. 95-106, 2009.
- [5] M. Palmer y M. Epler, *Fundamentos de las técnicas de evaluación musculoesqueléticas*, Primera ed., Barcelona: Editorial Paidotribo, 2002.
- [6] W. Becari y F. J. Ramírez-Fernández, «Electrogoniometer Sensor with USB Connectivity based on the IEEE1451 Standard,» de *IEEE International Symposium on Consumer Electronics*, Sao Paulo, Brazil, 2016.
- [7] A. Ruiz Olaya, M. Callejas Cuervo y C. Lara Herrera, «Wearable low-cost inertial sensor-based electrogoniometer for measuring joint range of motion,» *DYNA*, vol. 84, n° 201, pp. 180-185, 2017.
- [8] J. A. Vidarte Claros, J. Acero Alcides y M. Y. Pinzón Bernal, «Análisis Biomécanico (antropométrico y cinemático) en niños con parálisis cerebral espástica,» *Revista Médica de Risaralda*, vol. 16, n° 1, pp. 7-19, 2010.
- [9] A. Ramírez García, L. Leija y R. Muñoz, «Active upper limb prosthesis based on natural movement trajectories,» *Prosthet Orthot Int*, vol. 34, n° 1, pp. 58-72, 2010.
- [10] M. A. Villarroya Aparicio, «Técnicas instrumentales de diagnóstico y evaluación en rehabilitación, electromiografía cinesiológica,» *Rehabilitación*, vol. 39, n° 6, pp. 255-264, 2005.
- [11] C. H. Taboleada, *Goniometria*, Buenos Aires: Asociart ART, 2007.
- [12] E. López Beltrán, «Electrogoniómetro como dispositivo de realimentación (biofeedback) para electro-estimulación controlada,» *Revista Tecnológica y desarrollo*, vol. 2, n° 6, 2004.
- [13] D. Contreras, A. Ramirez-García, F. Gallegos y I. Bazán, «Prototipo de una prótesis mioeléctrica para la emulación de una articulación de codo,» *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, vol. 36, n° 1, pp. 65-80, 2015.