



## Aplicación de Técnicas en el Dominio del Tiempo y la Frecuencia para el Análisis de la Marcha Humana usando Señales de Electromiografía

I.G. García<sup>1</sup>, L.L. Luna<sup>1</sup>, B.A. Reyes<sup>1</sup>, G. Dorantes-Méndez<sup>1</sup>, A.R. Mejía-Rodríguez<sup>1</sup>, M.O. Mendoza-Gutiérrez<sup>1</sup>.

<sup>1</sup>Facultad de Ciencias, Universidad Autónoma de San Luis Potosí  
Av. Salvador Nava s/n, Zona Universitaria, San Luis Potosí, S.L.P. 78290 México

**Resumen**— En este trabajo se presenta un estudio experimental para el análisis de señales de electromiografía (EMG), mediante la amplitud del EMG en el dominio del tiempo y el espectrograma en el dominio de la frecuencia, durante el proceso de la marcha humana. La finalidad de este estudio es determinar un patrón de la marcha humana, así como sus características principales y sus diferencias más significativas con respecto al patrón que se presenta cuando existe una lesión o patología. La meta principal a futuro es la integración de este algoritmo de análisis y procesamiento de EMG, dentro del sistema de control de un prototipo de exoesqueleto, para la rehabilitación activa de rodilla y tobillo.

**Palabras clave**— electromiografía, espectrograma, marcha humana, transformada de Fourier de tiempo-corto.

### I. INTRODUCCIÓN

La marcha humana es un proceso de locomoción bípeda con actividad alternante de las extremidades inferiores, es decir, es el resultado de una sucesión de pasos los cuales se presentan de manera coordinada y desfasada, manteniendo al individuo en un equilibrio dinámico. Asimismo, la marcha es una actividad sujeta a variadas modificaciones dependiendo del calzado, el terreno, la carga y la actividad de la persona considerada [1]. La marcha se ha dividido en cuatro fases: I) Despegue, II) Oscilación, III) Recepción de la carga y IV) Postura intermedia. La fase I, comprende el despegue del talón y los dedos, la II sucede cuando el pie se encuentra en el aire con movimiento de péndulo hacia adelante, la III comienza cuando el talón toca el suelo hasta tener el pie plano, y por último la fase IV, abarca desde el pie plano hasta despegar el talón del suelo, todos esto con respecto a un pie de referencia [1, 2]. Existen diversas situaciones como enfermedades, vejez, lesiones o accidentes que afectan la autonomía física de las personas para realizar actividades cotidianas que involucran la marcha, generando una disminución en su calidad de vida y en su interacción con el entorno, por lo cual se requiere otro tipo de análisis, en los cuales se pueda obtener información cuantitativa y no solo cualitativa.

Las señales de EMG resultan ser una herramienta útil en el área de la salud, al brindar información relevante para realizar diagnósticos y desarrollos tecnológicos para el tratamiento de diversas patologías. El análisis de las señales de EMG, en la marcha humana, ha sido de utilidad para el reconocimiento de patrones, a través de diferentes técnicas en el dominio del tiempo y la frecuencia [3], debido a que todos los individuos tienen un estilo de marcha diferente; además

de conocer el estado funcional de las personas, ya que cualquier disfunción queda reflejada en el patrón generado. Por ejemplo, en [4] se presenta un estudio comparativo de diferentes técnicas, obteniendo los mejores resultados para la extracción de características de las señales de EMG con ruido Gaussiano, mediante la técnica de la Frecuencia Mediana Modificada (MMDF, por sus siglas en inglés), con margen de error del 6% y una alta robustez. Mientras que en [5] se propone un método para estimar la amplitud de la señal de EMG de superficie, que resulta eficiente y preciso para sus fines.

Cabe destacar que las técnicas en el dominio del tiempo y la frecuencia no son la única manera de llevar a cabo un análisis de la marcha. Por ejemplo, en [2] se presenta un sistema de análisis de movimiento mediante la segmentación de imágenes y el uso de marcadores en las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo; el cual puede ser complementado por las señales de EMG. De esta manera se crean nuevas perspectivas para el análisis de la marcha, logrando un impacto en diferentes campos de aplicación como el diseño de órtesis y prótesis, biomecánica, medicina deportiva y rehabilitación, entre otros.

El objetivo del presente trabajo es analizar las señales de EMG durante la marcha; empleando el cálculo de la envolvente para obtener información en el dominio del tiempo, y el espectrograma en el dominio de la frecuencia; para identificar un patrón de marcha normal y patológica que, en un trabajo a futuro, se integre al sistema de control de un prototipo de exoesqueleto de extremidades inferiores, para la rehabilitación de rodilla y tobillo.

### II. METODOLOGÍA

#### A. Sujetos

El estudio involucró la participación de dos voluntarias, mujeres con edades de 22 y 24 años con características antropomórficas similares. Una de las voluntarias presentaba un esguince de primer grado en su tobillo izquierdo, resultado de un estiramiento menor de los ligamentos, músculos o tendones, que produce un leve dolor, algo de hinchazón y rigidez de la articulación [6]. Se presentó y obtuvo el consentimiento informado de las voluntarias que participaron en el estudio.

#### B. Equipo

Se adquirieron señales de EMG y el nivel de presión generado por el contacto de los pies con la superficie durante

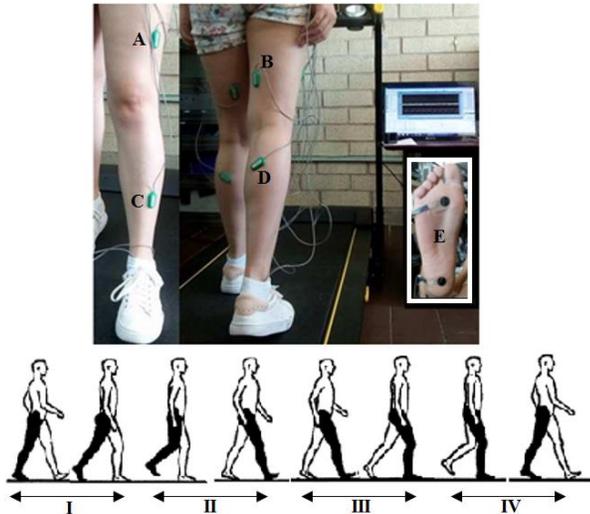


Fig. 1. Adquisición de las señales de EMG, donde se muestra la ubicación de los sensores de EMG y presión: A) vasto lateral del cuádriceps, B) semitendinoso, C) parte distal del tibial anterior, D) gastrocnemius y E) sensores de presión. En la parte inferior se muestra el ciclo de la marcha indicando sus fases.

la marcha, mediante el sistema Biometrics (Biometrics Ltd., Newport, UK) que consta de un módulo de adquisición (DataLOG MWX8 Bluetooth®), ocho sensores diferenciales de EMG superficial con una ganancia de 1000 y ancho de banda de [20–460] Hz (SX230 EMG Amplifier), un sensor de presión de contacto con cuatro entradas digitales (FS4 Contact Switch) y un electrodo de tierra (R506 Ground Strap). La adquisición se realizó empleando el software del fabricante (DataLOG Software v8.51) instalado en una computadora portátil provista con el protocolo inalámbrico Bluetooth®. Las maniobras se realizaron en una caminadora eléctrica (Athletic Works, AR, USA). Además, los movimientos de los miembros inferiores fueron simultáneamente capturados en video con una cámara GoPro Hero4 (GoPro Inc., CA, USA) empleando 240 fps (frames-per-second).

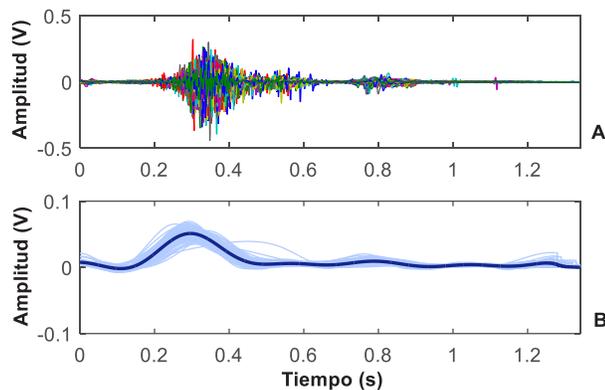


Fig. 2. A) Ensamble de las señales de EMG correspondientes al músculo semitendinoso. B) Ensamble de las envolventes de los segmentos seleccionados (azul claro) y promedio de las mismas ( $\overline{EMG\sigma}$ , azul oscuro).

### C. Protocolo de adquisición

Los sensores de EMG fueron ubicados en los miembros inferiores izquierdo y derecho sobre los siguientes músculos: 1) vasto lateral del cuádriceps, 2) semitendinoso del grupo de los isquiotibiales, 3) parte distal del tibial anterior, y 4) gastrocnemius, como se muestra en la Fig. 1. Dichos músculos fueron seleccionados debido a su localización y participación representativa en el ciclo de la marcha humana [1]. Previa a la ubicación de los sensores de EMG, las áreas de adquisición fueron limpiadas con alcohol isopropílico 80%. Las entradas digitales del sensor de contacto se ubicaron en la zona metatarsal y el talón de cada planta del pie. Las voluntarias fueron instruidas a caminar por tres minutos en la caminadora a una velocidad ajustada y adecuada para sus dimensiones antropomórficas (0.8 km/h). Las señales fueron adquiridas a una frecuencia de muestro de 1 kHz y almacenadas para su posterior procesamiento en Matlab (The MathWorks, MA, USA).

### D. Pre-procesamiento

Las señales de EMG de cada músculo adquirido fueron procesadas mediante filtros rechaza-banda en cascada con respuesta infinita al impulso, para suprimir el ruido de línea de 60 Hz y su primer armónico. La señal del sensor de presión fue empleada para extraer automáticamente, en cada músculo, cada uno de los segmentos (ciclos) de la marcha, tomando como inicio la fase I ilustrada en la Fig. 1, y generar un ensamble de señales EMG para su análisis de amplitud y tiempo-frecuencia. Para cada sujeto, la longitud de sus segmentos fue ajustada de acuerdo a su ciclo de la marcha con máxima duración.

### E. Amplitud del EMG

Un estimador básico de la amplitud del EMG ( $EMG\sigma$ ) [5] fue implementado mediante: 1) filtro pasa-altas Butterworth de 4° orden @ 10 Hz para suprimir artefactos de movimiento, 2) un rectificador mediante el valor absoluto, y 3) un decimador consistente de un filtro pasabajos Chebyshev de 7° orden y un sub-muestro @ 10 Hz para obtener un contenido en frecuencia más cercano a las frecuencias de la marcha. Las señales de  $EMG\sigma$  fueron re-muestreadas a la frecuencia original de 1 kHz mediante interpolación spline cúbica. Finalmente, se obtuvo el promedio de la amplitud del EMG ( $\overline{EMG\sigma}$ ) para cada músculo de cada sujeto.

### F. Análisis tiempo-frecuencia

La variación temporal del contenido en frecuencias de las señales de EMG se analizó mediante el espectrograma (SP) definido como la magnitud al cuadrado de la transformada de Fourier de tiempo-corto (STFT), [3]

$$SP(t, w) = \left| \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int e^{-j\omega\tau} s(\tau) w(\tau - t) d\tau \right|^2 \quad (1)$$

donde se obtiene un espectro para cada instante  $t$  mediante la enfatización por una función ventana  $w(t)$  centrada en dicho instante. El SP de cada segmento de EMG se obtuvo

empleando  $NFFT=1024$  muestras en la frecuencia y ventanas Hamming de duración igual a  $1/16$  de la longitud del ciclo de la marcha correspondiente. La intensidad de cada imagen tiempo-frecuencia fue normalizada entre  $[0-1]$ . Finalmente, se obtuvo el espectrograma promedio ( $\overline{SP}$ ) para cada músculo de cada sujeto.

### III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la Fig. 2A se muestra un ejemplo del ensamble de las señales de EMG para el músculo semitendinoso, las cuales representan un ciclo completo de la marcha. Se aprecia que existen dos cúmulos de actividad muscular, la primera y la de mayor amplitud aproximadamente al 30 % del ciclo y un segundo cúmulo de baja amplitud aproximadamente al 70%. Para un mejor análisis de los datos se calculó la envolvente de las señales de EMG ( $EMG_{\sigma}$ ) de cada uno de los segmentos, para obtener un promedio tal y como se muestra en la Fig. 2B, el cual representa adecuadamente el patrón de comportamiento de contracción muscular. El procedimiento se llevó a cabo para los músculos de ambas extremidades, descritos en la metodología.

La Fig. 3 muestra una comparación entre la marcha de un sujeto de control (línea azul) y un sujeto que presenta una lesión en el tobillo izquierdo (línea punteada roja) en términos del promedio de las envolventes de las señales de EMG. Analizando los promedios de la extremidad derecha del sujeto de control, podemos observar que el inicio del ciclo comienza con una activación del músculo tibial anterior, posteriormente se tiene una activación del músculo semitendinoso y vasto lateral del cuádriceps, teniendo una mayor amplitud en el semitendinoso; por último, se observa la participación del músculo gastrocnemius el cual inicia su activación en el golpe de talón hasta el apoyo monopodal. Los patrones observados en el sujeto de control coinciden con lo reportado en trabajos previos [7, 8, 9].

Realizando un análisis similar para el sujeto con lesión es posible observar activación en el músculo tibial anterior en la extremidad derecha al inicio del ciclo; esta actividad es de mayor amplitud en comparación con el sujeto de control, lo cual puede ser debido a un adelanto voluntario en el tiempo de contracción tratando de disminuir la carga en la extremidad opuesta en donde se encuentra la lesión. Adicionalmente, en la fase de balanceo correspondiente a la extremidad izquierda, se observa que el sujeto con lesión muestra una disminución de la actividad del músculo tibial, tratando de minimizar el impacto en la fase de recepción de la carga. Este mismo comportamiento se observa en el músculo semitendinoso en donde se tiene una disminución de activación muscular en la fase de oscilación en ambas extremidades. Sin embargo, el músculo semitendinoso del sujeto con lesión en la extremidad derecha no muestra un cúmulo de actividad como el sujeto control, mostrando una distribución más uniforme.

En cuanto al músculo cuádriceps, las diferencias observadas entre ambos sujetos son un pequeño aumento en

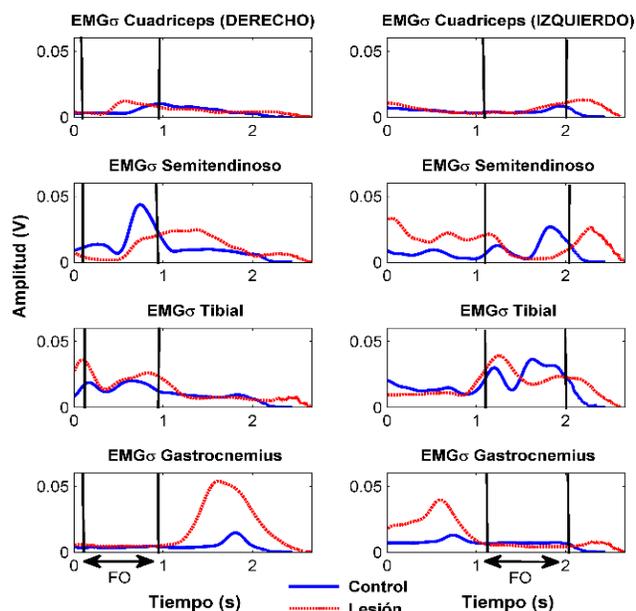


Fig. 3. Promedio de la envolvente de las señales de EMG ( $EMG_{\sigma}$ ) del sujeto de control (línea azul) y el sujeto que presenta un esguince de primer grado en el tobillo izquierdo (línea punteada roja) de las extremidades inferiores derecha e izquierda. Para todos los músculos se aprecia la fase de oscilación (FO) indicada entre líneas negras.

amplitud en ambas extremidades del sujeto con lesión, un desfase en el inicio de la activación del músculo derecho y un incremento en la duración de la contracción del músculo izquierdo, esto puede ser debido a que la lesión provoca que el sujeto trate de apresurar la fase de balanceo y minimizar la carga muscular en la extremidad lesionada.

Finalmente, en el músculo gastrocnemius se puede observar un aumento importante en la actividad del sujeto lesionado en comparación con el sujeto de control en la fase de recepción de la carga, la cual podría deberse a un aumento voluntario de la contracción en los músculos para disminuir la presión ejercida por el cuerpo en la articulación del tobillo en donde se encuentra el esguince.

Para el caso del análisis tiempo-frecuencia se debe mencionar que solo se presentan las gráficas correspondientes a la extremidad izquierda debido a que es en donde se encuentra el esguince en el sujeto lesionado, razón por la cual las diferencias en comparación con el sujeto de control son más evidentes. La representación tiempo-frecuencia obtenida a través del espectrograma ilustrada en la Fig. 4, muestra de mejor manera el aumento en la duración de la contracción del músculo cuádriceps en el sujeto lesionado en la extremidad izquierda. Por otro lado, la distribución de frecuencia en el músculo semitendinoso refleja el patrón de activación muscular completamente distorsionado en el sujeto lesionado, ya que en el sujeto de control se observan 2 intervalos de tiempo claros de activación del músculo semitendinoso y en el sujeto lesionado, esta actividad se

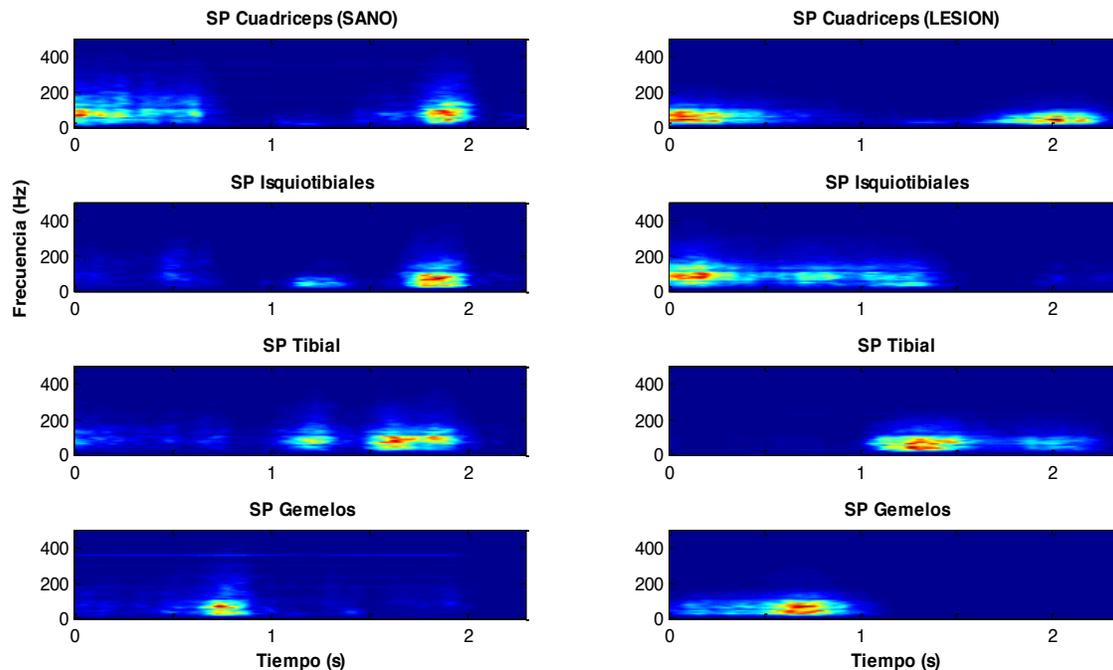


Fig. 4. Espectrograma (SP) del promedio de la envolvente de las señales de EMG de la extremidad inferior izquierda del sujeto control y el sujeto lesionado.

encuentra distribuida a lo largo del tiempo y se observa una mayor activación muscular al inicio del ciclo de la marcha. En el caso del músculo tibial, se conserva ligeramente el patrón de activación. Sin embargo, al finalizar la fase de oscilación en el sujeto lesionado se observa una disminución del contenido en frecuencia de la señal. Mientras que en el músculo gastrocnemius en el sujeto lesionado, se observa claramente la alteración en el patrón de activación muscular, desde el inicio del ciclo de la marcha a través del aumento del contenido en frecuencia, lo cual distorsiona el patrón característico de activación previo a la fase de oscilación.

Es importante mencionar que los procedimientos implementados en el desarrollo del presente trabajo, así como los resultados obtenidos, representan un estudio preliminar cuyo objetivo es identificar y analizar el patrón de los músculos involucrados dentro de la marcha, para con ello en un futuro realizar un prototipo de exoesqueleto enfocado en la rehabilitación de las articulaciones de rodilla y tobillo, el cual podría ser controlado con base en los índices de amplitud y frecuencia estimados.

#### IV. CONCLUSIÓN

Los resultados obtenidos con las dos técnicas de análisis estudiadas en este trabajo muestran similitudes en los patrones de contracción muscular, por lo que se considera que ambas técnicas son apropiadas para establecer un patrón característico de la marcha. En particular, la representación del EMGσ permite observar cambios en amplitud debido a la activación muscular de forma adecuada a través del ciclo de la marcha. Sin embargo, a través del espectrograma se obtiene información del contenido en frecuencia, lo cual permite identificar con mayor claridad los cambios en los patrones de

activación esperados, como en el caso de los músculos semitendinoso y tibial.

Es importante destacar que es necesario llevar a cabo más adquisiciones en sujetos con características similares para la verificación de los resultados obtenidos. Además de explorar otras representaciones en tiempo-frecuencia para evaluar cuál sería la más adecuada para ser utilizada como señal de control del prototipo de exoesqueleto para la rehabilitación de rodilla y tobillo.

#### BIBLIOGRAFÍA

- [1] F. Plas, E. Viel and Y. Blanc. (1996). La marcha humana. Cinesiología dinámica, biomecánica y patomecánica. España: Massons, S.A.
- [2] M. A. Saucedo Romero. Valoración de la Marcha Humana. Universidad Nacional Autónoma de México, 2009.
- [3] L. Cohen, Time-frequency analysis. Vol. 778. Prentice Hall PTR New Jersey, 1995.
- [4] A. Phinyomark, C. Limsakul and P. Phokpattaranont. A novel feature extraction for robust EMG pattern recognition. Journal of Computing, vol. 1, no. 1, pp. 71-80, 2009.
- [5] E. A. Clancy, E. L. Morin, and R. Merletti, Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. J. Electromyogr. Kinesiol., vol. 12, no. 1, pp. 1-16, Feb. 2002.
- [6] B. Walker. (2010). Explicación de la lesión deportiva. En La Anatomía de las Lesiones Deportivas (6). España: Paidotribo.
- [7] Y. P. Ivanenko, R. E. Poppele and F. Lacquaniti, Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. The Journal of Physiology, vol. 556, no. 1, pp. 267-282, 2004.
- [8] A. Schmitz, A. Silder, B. Heiderscheit, J. Mahoney and D. Thelen Differences in lower-extremity muscular activation during walking between healthy older and young adults. Journal of Electromyography and Kinesiology, vol. 19, no. 6, pp. 1085-1091, 2009.
- [9] H. Hoyos. (2014). *Patrones de actividad muscular en miembros inferiores durante la marcha humana bajo condiciones de alivio de carga corporal*. (Tesis de Grado). Pontificia Universidad Javeriana. Bogotá, Colombia.