

DETECCIÓN DE LAS FASES PRINCIPALES DE LA MARCHA UTILIZANDO SENSORES INERCIALES DE MOVIMIENTO

Alondra Janeth Cárdenas-Torres^a, Andrea Maria Molina-Molano^a, Eduardo Iáñez^b,

José M. Azorín^b, Irma Nayeli Angulo-Sherman^a

^a Universidad de Monterrey, Monterrey, México

alondra.cardenas@udem.edu, andrea.molina@udem.edu, irma.angulo@udem.edu

^b Brain-machine interface systems lab, Elche, España,

jm.azorin@umh.es, eianez@umh.es

Resumen

En este trabajo se desarrolla un algoritmo que detecta las fases principales de la marcha (apoyo y balanceo) usando sensores de medición inercial (IMUs). Tres participantes realizaron ciclos de marcha con diferentes velocidades y ángulos de inclinación. El algoritmo se realizó en MATLAB y se dividió en dos etapas. La primera consistió en detectar los contactos iniciales (CI) y finales (CF) tras procesar la señal de una IMU colocada en el área lumbar. En la segunda etapa se relacionaron los contactos de los pies con las fases de apoyo y balanceo. Así se obtuvieron datos cuantitativos de la marcha, como la duración promedio del paso y el porcentaje de apoyo y balanceo (pierna derecha 59.89% y 40.11%, respectivamente; e izquierda 60.49% y 39.51% respectivamente).

Abstract

The present project develops an algorithm that detects the main phases of gait (stance and swing) using inertial measurement sensors (IMUs). Three participants performed the gait cycle under different velocities and pitch angles. The algorithm was performed in MATLAB and was divided in two stages. The first one consisted of detecting the initial (IC) and final contacts (FC) after processing the signal of an IMU located in the lower back area. In the second one, the foot contacts were related to the stance and swing phases. Then, quantitative data of gait, such as average step duration and percentage of stance and swing phase, were obtained (59.89% and 40.11% for the right leg, respectively, and 60.49% and 39.51% for the left leg, respectively).

Palabras clave: Fases de la marcha, unidades de medición inercial (IMUs), rehabilitación

Key words: Gait phases, inertial movement unit sensor, rehabilitation

1. Introducción

Alrededor del 15% de la población mundial vive con una discapacidad, y gran parte de estas personas tienen locomoción o movilidad reducida por lesión o enfermedad. La marcha humana es el proceso de locomoción donde el cuerpo humano se mueve hacia delante mientras soporta su peso de forma

alternada por ambos miembros inferiores. Varios estudios evalúan la marcha humana usando sensores inerciales de movimiento (IMUs), aunque es suficiente una única IMU en el área lumbar, ya que en esa posición la contrafuerza generada por el contacto con el suelo durante cada golpe de talón es amortiguada por el tobillo, la rodilla, la cadera y otras articulaciones (Li et al., 2016).

2. Desarrollo

2.1 Marco teórico

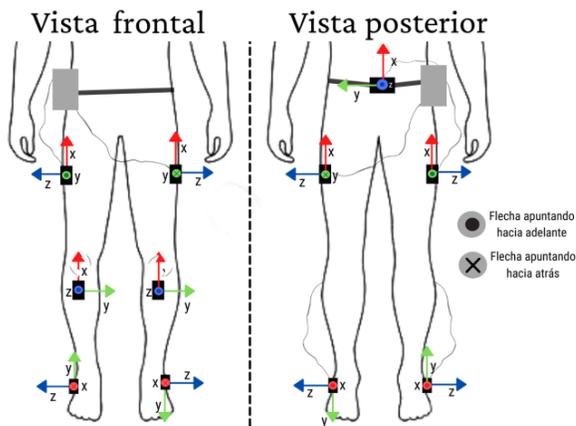
Un ciclo de la marcha consiste en dos etapas principales, apoyo y balanceo, las cuales contienen sus respectivas subetapas (Nogueras et al., 1999). La fase de apoyo se constituye de diferentes subetapas: contacto del talón (inicial), donde el talón de la pierna de referencia toca el suelo; apoyo plantar, el contacto de la parte anterior del pie con el suelo; apoyo medio, que ocurre cuando el trocánter mayor se encuentra alineado de forma vertical con el centro del pie (visto desde un plano sagital); y el apoyo terminal, cuando el talón se eleva para finalizar con el despegue del pie. Por otro lado, la parte del balanceo consiste en las etapas de balanceo inicial, balanceo medio y balanceo terminal. La primera se caracteriza por la rápida aceleración del extremo de la pierna después de que los dedos dejan de tocar el suelo y termina cuando la pierna balanceada frena el impulso y el talón del pie con el que se inició vuelve a tocar el suelo. Además, existe una etapa de doble apoyo en la que ambos pies se encuentran sobre el suelo al mismo tiempo (Nogueras et al., 1999).

2.2 Planteamiento del problema

Actualmente existen diversos métodos para medir los parámetros de la marcha, entre los que destacan las IMUs. El objetivo de este trabajo es desarrollar un algoritmo que detecte las etapas principales de la marcha a partir de registros obtenidos con IMUs. Esto permitirá comparar los patrones de movimiento en las etapas de la rehabilitación, para así tener una valoración más eficaz y poder generar nuevas estrategias de rehabilitación de la marcha con ayudas técnicas, tal como exoesqueletos.

Figura 1

Posición particular de cada una de las IMUs



Nota. La posición donde se colocó cada una de las IMU fue en la (1) región lumbar, (2) el muslo derecho, (3) la espinilla derecha, (4) el pie derecho, (5) el muslo izquierdo, (6) la espinilla izquierda y (7) el pie izquierdo.

2.3 Método

En este trabajo se utilizaron registros de tres usuarios sanos, los cuales firmaron voluntariamente su participación en el estudio mediante su consentimiento informado, según la declaración de Helsinki aprobada por el Comité de Ética de la Oficina de Investigación Responsable de la UMH.

Se utilizaron 7 IMUs (Technaid) para los registros de marcha continua con diferentes velocidades y pendientes (Láñez et al., 2016) (Figura 1). De los diferentes parámetros proporcionados se utilizaron únicamente las aceleraciones (m/s^2).

2.3.1. Algoritmo para la detección de los contactos iniciales y finales de la marcha

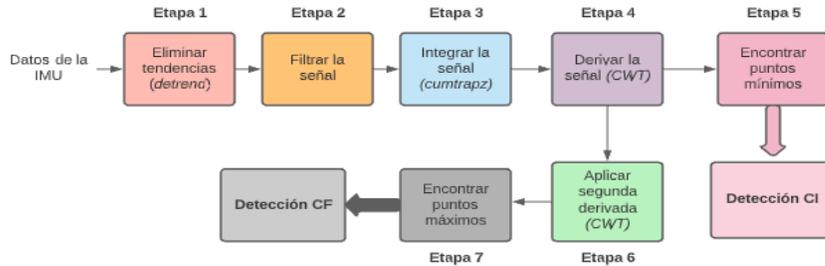
El procedimiento para detectar las fases de la marcha se dividió en dos partes. La primera consistió en encontrar los contactos iniciales (CI) y finales (CF) en los registros de marcha continua a velocidades constantes. En la segunda, se detectaron las principales fases de la marcha. Para ello, se seleccionó la aceleración horizontal (eje z) de la IMU lumbar, ubicación donde se encuentra el centro de masa de la persona y hay menos movimiento que afecte las mediciones (McCamley et al., 2012). Las etapas del algoritmo diseñado en MATLAB (Figura 2) son las siguientes:

- Etapa 1. Eliminación de tendencias de la señal de la IMU, ya que las tendencias de incremento o decremento constante dificultan la detección de patrones repetitivos (Pham et al., 2017).
- Etapa 2. Filtro pasa bajos Butterworth de orden 4 con frecuencia de corte de 7 Hz para conservar los componentes predominantes de la marcha. La frecuencia de corte se calculó como el doble de la frecuencia donde se ubicaba el máximo del espectro de la señal.
- Etapa 3. Aproximación de la integral acumulativa de la señal filtrada respecto al número de muestras mediante la función de *cumtrapz*, que sirve para calcular la integral acumulativa de la señal mediante el método trapezoidal con espaciado unitario.
- Etapa 4. Transformada continua de wavelet (CWT, del paquete Wavelet Toolbox de MATLAB) con base en la metodología de Trojaniello (2014). Se utilizó un filtro Gaussiano con ondícula madre de orden uno, correspondiente a la primera derivada gaussiana. Las etapas 3 y 4 se usaron para estimar la derivada y suavizar la señal, así como obtener una forma de onda que permita identificar los instantes de contacto y la frecuencia de la marcha.
- Etapa 5. Identificación de los puntos mínimos de la señal que corresponden con los CI.
- Etapa 6. Derivación de la señal de la cuarta etapa con la CWT con un filtro gaussiano de segundo orden, correspondiente a la segunda derivada, para obtener la sobreaceleración o *jerk* que muestra los cambios de aceleración producidos durante la marcha (McCamley et al., 2012).
- Etapa 7. Localización de los puntos máximos de la señal, que corresponden a los CF de la marcha, ya que coinciden con el momento de máxima aceleración del pie antes de que este deje el suelo (Caramia et al., 2019).

Una vez detectados los CI y CF del usuario, se identificaron las fases de apoyo y balanceo. Para ello se consideró que el CI de la marcha corresponde al inicio de la fase de apoyo, mientras que el CF corresponde a la fase inicial del balanceo (Liu et al., 2009). Para analizar los tiempos asociados a cada paso de la marcha, fue necesario identificar el pie con el que se daba el primer paso. Para ello, se

Figura 2

Diagrama de bloques del algoritmo de detección de CIs y CFs.



utilizaron los datos provenientes de las IMUs de ambos pies utilizando la aceleración vertical (eje y) para detectar el instante en el que se inicia la marcha. A partir de la identificación de los patrones de la marcha en la señal procesada del pie de inicio, las fases se representan de manera alternada para el pie derecho e izquierdo. Es importante mencionar que esta etapa facilita la obtención de datos cuantitativos de la marcha, como el tiempo promedio de cada paso (T_p) en segundos, calculado como:

$$T_p(i) = CI(i+2) - CI(i), \quad (1)$$

donde i denota el número de paso analizado y CI el contacto inicial. Además, se obtuvo el porcentaje de la fase de apoyo (F_a) y de balanceo (F_b) para cada pie:

$$F_a(j) = \frac{CI(j+2) - CI(j)}{CI(j+2) - CI(j)}(100) \quad (2)$$

$$F_b(j+1) = \frac{CI(j+2) - CI(j+1)}{CI(j+3) - CI(j+1)}(100), \quad (3)$$

donde j indica el paso para un pie específico (izquierdo o derecho). La fase de balanceo se basa en la misma fórmula de la fase de apoyo, considerando que los pasos de ambos pies son alternados.

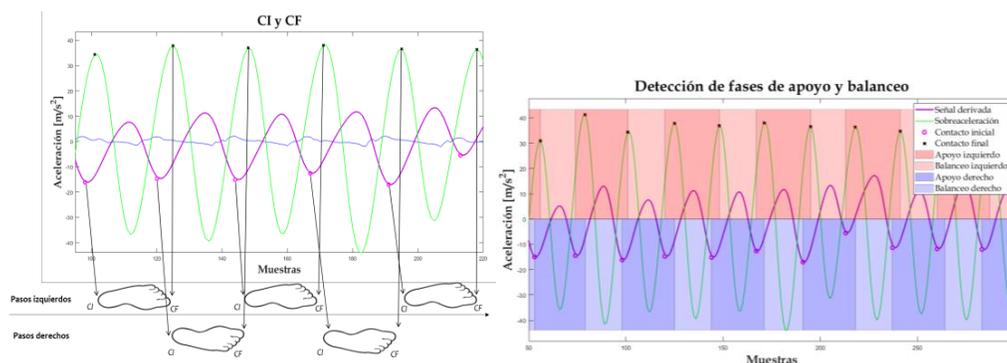
2.4 Resultados

En la Figura 3 (izquierda) se muestra la detección de CIs y CFs para un segmento representativo de un registro de marcha continua utilizando la metodología descrita en la sección 2.3.1. En la figura se observa en azul la señal de aceleración horizontal del eje z de la IMU lumbar. Por otro lado, en morado se observa la señal resultante de la cuarta etapa descrita anteriormente, la cual indica los CIs en círculos rosas que coinciden con los mínimos de dicha señal. Además, se muestra en verde la señal de sobreaceleración calculada en la etapa seis, cuyos máximos corresponden con los CFs y están marcados con cruces negras. Como puede observarse, el primer mínimo de la señal morada corresponde al CI del pie derecho, es decir, el primer toque del talón con el suelo. Posteriormente, se observa el segundo CI, que corresponde al pie izquierdo. En este momento el usuario entró en fase de doble apoyo. El siguiente punto de interés es el máximo de la señal verde después del último CI mencionado, que representa al CF del pie derecho. Para finalizar, se encuentra el CF del pie izquierdo en el siguiente punto máximo de la señal verde. La secuencia se repite hasta el fin del registro.

En la Figura 3 (derecha) se muestra el resultado de la identificación de los segmentos temporales del apoyo y el balanceo. Las zonas en colores rojos corresponden a la pierna izquierda y los azules a la pierna derecha. Las tonalidades oscuras corresponden a las fases de apoyo y las claras a las fases de

Figura 3

Ubicación CI y CF (izquierda). Y detección de las fases de apoyo y balanceo en cada pierna (derecha).



balanceo. Puede observarse que los patrones del apoyo de un pie concurren con el balanceo del otro, alternando el ciclo de apoyo-balanceo entre ambos pies.

En la Tabla 1 se muestran los parámetros cuantitativos de los registros evaluados que corresponden al promedio de los tres usuarios que realizaron marcha continua en distintas combinaciones de velocidades (2, 3 y 4 km/h) e inclinaciones (5 y 10 grados).

2.5 Discusión

Los resultados muestran que hay una disminución en el tiempo promedio de paso conforme aumenta la velocidad. Esta disminución es consistente con lo reportado por Barreto et al., 2017. Los porcentajes de las fases de apoyo y balanceo en la Tabla 1 muestran valores aproximados al caso ideal de 60% para el apoyo y 40% para el balanceo (Gómez, 2016).

3. Conclusiones

El algoritmo es capaz de reconocer las dos fases primarias de la marcha (apoyo y balanceo) empleando la señal de una IMU colocada en la región lumbar. Aunque dicha localización es empleada en estudios similares por su poca movilidad durante la marcha, pueden ocurrir inconsistencias en la detección de la marcha si hay perturbaciones en el sensor. Entonces, se recomienda incluir información complementaria de IMUs colocadas en los pies para mejorar la detección y corrección de

Tabla 1

Resultados promedio de los 3 usuarios para las diferentes condiciones

Condición	Pierna izquierda			Pierna derecha		
	Tiempo de paso (s)	Fase de apoyo (%)	Fase de balanceo (%)	Tiempo de paso (s)	Fase de apoyo (%)	Fase de balanceo (%)
2 km/h, 0°	1,6 ± 0,1	59,6 ± 3,2	40,4 ± 3,2	1,6 ± 0,1	59,4 ± 3,3	40,6 ± 3,3
3 km/h, 0°	1,3 ± 0,1	61,8 ± 2,3	38,3 ± 2,3	1,3 ± 0,1	61,9 ± 2,6	38,1 ± 2,6
4 km/h, 0°	1,2 ± 0,0	59,9 ± 0,4	40,1 ± 0,4	1,2 ± 0,0	60,1 ± 0,5	39,9 ± 0,5
2 km/h, 5°	1,6 ± 0,2	59,5 ± 2,7	40,5 ± 2,7	1,6 ± 0,1	60,6 ± 0,8	39,4 ± 0,8
2 km/h, 10°	1,5 ± 0,2	58,6 ± 1,9	41,4 ± 1,9	1,5 ± 0,2	60,5 ± 0,7	39,5 ± 0,7
Promedio		59,9 ± 1,2	40,1 ± 1,1		60,5 ± 0,9	39,5 ± 0,9

inconsistencias, así como implementar la detección de las subfases de la marcha y procesamiento en tiempo real. Esto permitiría realizar análisis de los patrones de la marcha más detallados y robustos, extendiendo el uso de estos sensores portátiles de bajo costo en el área de la salud.

Agradecimientos

Esta investigación ha sido realizada en el marco del proyecto "Detección de eventos motores mediante IMUs para etiquetado de señales EEG (DETECTA)" financiado en la Convocatoria de Ayudas a la Investigación 2020 en el marco del "Pla de millora científica i transferència del coneixement" por la Universidad Miguel Hernández de Elche.

Referencias

- Barreto J., Villarroja A., Calero S. (2017). Biomecánica de la marcha atlética. Análisis cinemático de su desarrollo y comparación con la marcha normal. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*.36(2), 53-69. Ciudad de la Habana.
- Caramia, C., De Marchis, C., & Schmid, M. (2019). Optimizing the scale of a wavelet-based method for the detection of gait events from a waist-mounted accelerometer under different walking speeds. *Sensors*, 19(8), 1869.
- Gómez, M. (2016). Análisis de la marcha: Evaluación de un exoesqueleto aplicado a la marcha asistida. (Tesis doctoral). Universidad Politécnica de Madrid.
- Iáñez, E., Hortal, E., Úbeda, E., Azorín, J. M., & Fernández, E. (2016). EEG-based detection of starting and stopping during gait cycle. *International journal of neural systems*, 26(07), 1650029. DOI: 10.1142/S0129065716500295
- Li, X., Xu, H. & Cheung, J. (2016). Gait-force model and inertial measurement unit-based measurements: A new approach for gait analysis and balance monitoring. *Journal of Exercise Science & Fitness*, 14(2). 60-66. DOI: 10.1016/j.jesf.2016.07.002
- Liu, T., Inoue, Y., & Shibata, K. (2009). Development of a wearable sensor system for quantitative gait analysis. *Measurement*, 42(7), 978-988. DOI: :10.1016/j.measurement.2009.02.002
- McCamley, J., Donati, M., Grimpampi, E., & Mazza, C. (2012). An enhanced estimate of initial contact and final contact instants of time using lower trunk inertial sensor data. *Gait & posture*, 36(2), 316-318. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2012.02.019
- Nogueras, A. M. M., Arenillas, J. I. C., Rodríguez, J. O., Iglesias, F. B., & Sánchez, C. S. (1999). Fases de la marcha humana. *Revista iberoamericana de fisioterapia y kinesiología*, 2(1), 44-49.
- Pham, M. H., Elshehabi, M., Haertner, L., Del Din, S., Srulijes, K., Heger, T., ... & Maetzler, W. (2017). Validation of a step detection algorithm during straight walking and turning in patients with Parkinson's disease and older adults using an inertial measurement unit at the lower back. *Frontiers in neurology*, 8, 457.
- Trojaniello, D., Cereatti, A., & Della Croce, U. (2014). Accuracy, sensitivity and robustness of five different methods for the estimation of gait temporal parameters using a single inertial sensor mounted on the lower trunk. *Gait & posture*, 40(4), 487-492. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2014.07.007