

Aplicación de sensores inerciales para análisis de marcha humana

Application of inertial sensors at human gait analysis

MARTÍNEZ-SOLÍS, Fermín^{1*†}, VERGARA-LIMON, Sergio², RAMÍREZ-BETANCOUR, Reymundo¹ y OLMOS-LÓPEZ, Armando¹

¹División Académica de Ingeniería y Arquitectura, Universidad Juárez Autónoma de Tabasco.

²Facultad de Ciencias de la Electrónica, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla.

ID 1^{er} Autor: *Fermin, Martínez-Solís* / **Researcher ID Thomson:** P-6735-2018, **CVU CONACYT ID:** 64026

ID 1^{er} Coautor: *Sergio, Vergara-Limon* / **CVU CONACYT ID:** 22133

ID 2^{do} Coautor: *Reymundo, Ramírez-Betancour* / **Researcher ID Thomson:** P-5945-2018, **CVU CONACYT ID:** 161945

ID 3^{er} Coautor: *Armando Olmos-López* / **Researcher ID Thomson:** H-1677-2018, **CVU CONACYT ID:** 41944

Recibido: Septiembre 05, 2018; Aceptado Noviembre 30, 2018

Resumen

El análisis de movimiento del cuerpo humano permite detectar alteraciones en el aparato locomotor y sistema nervioso central. En particular, el análisis de marcha establece patrones de movimiento que identifican patologías y eventos que pueden predecir caídas. En este trabajo, se propone un sistema electrónico con sensores inerciales para analizar marcha normal y patológica, además de detectar eventos que ayuden a identificar caídas. Se utilizó un FPGA y cuatro sensores inerciales para lograr un sistema de medición en tiempo real. Para ambos miembros inferiores, se colocó un acelerómetro en el muslo para estimar el ángulo de cadera y otro acelerómetro en la pierna para estimar el ángulo de rodilla. El diseño de firmware y software permitió un tiempo máximo de retardo, entre lecturas, de 724 μ s, y con ello, se logró una frecuencia de muestreo de 250 Hz. El funcionamiento del sistema se validó con un robot instrumentado con encoder de 655,360 p/rev con el cual se identificó un error promedio de 0.75°. Se analizó la marcha de 10 sujetos sanos de fenotipo mexicano de quienes se obtienen patrones de marcha que muestran movimientos periódicos y alternantes, además se identificó una correlación de movimiento entre las articulaciones de cadera y rodilla. También, se identificaron movimientos particulares propios de cada sujeto. Se pretende que, con la identificación de movimientos particulares, gracias a la frecuencia de 250 HZ, se puedan identificar eventos que permitan diseñar algoritmos para prevenir caídas en adultos mayores.

Sensores inerciales, Análisis de marcha, Sistema en tiempo real

Abstract

In this work, an electronic system with inertial sensors to analyze normal gait, pathology, and detecting events that help identify falls is designed. An FPGA and four inertial sensors were used to achieve a real-time measurement system. For both lower limbs, an accelerometer was placed on the thigh to estimate the hip angle and another accelerometer on the leg to estimate the angle of the knee. The design of firmware and software allowed a delay time between readings of 724 μ s. The sampling rate was 250 Hz. The electronic system was validated with an encoder of 655,360 p / rev, which was used to identify an error of 0.75 ° on average. We analyzed the gait of 10 healthy subjects of Mexican phenotype from whom gait patterns were obtained showing periodic and alternating movements; also, a correlation of movement between the hip and knee joint was identified. We also identify particular movements related to the screw-home of the knee. It is intended that with the identification of particular movements, this can be used to detecting human falls and so, design algorithms to prevent falls in older adults.

Gait, Inertial sensors, Real-Time, Systems

Citación: MARTÍNEZ-SOLÍS, Fermín, VERGARA-LIMON, Sergio, RAMÍREZ-BETANCOUR, Reymundo y OLMOS-LÓPEZ, Armando. Aplicación de sensores inerciales para análisis de marcha humana. Revista de Ingeniería Tecnológica. 2018, 2-8: 23-31

*Correspondencia al Autor (fermin.martinez@ujat.mx; fer_martinez33@hotmail.com)

† Investigador contribuyendo como primer autor.

Introducción

La locomoción humana es un proceso que requiere interacción síncrona de diferentes segmentos corporales tanto superiores como inferiores. Las extremidades inferiores son las encargadas de lograr el proceso de locomoción que comúnmente se conoce como marcha humana. Durante mucho tiempo, la marcha ha sido sujeto de varios estudios, los cuales, tienen como objetivo comprender los movimientos articulares que se involucran en dicho proceso. Establecer un patrón de marcha normal ha sido uno de los objetivos principales en varias investigaciones. En el área médica, los parámetros de marcha son esenciales para valorar la marcha normal y patológica, también son considerados como herramienta útil para el diagnóstico de enfermedades del sistema nervioso y cerebro, tales como Alzheimer y parálisis cerebral (Iosa et al. 2014; Dadashi et al. 2013; Esser et al. 2011; Rezgui et al. 2013; Esser et al. 2012; Papers 2012; Colgan et al. 2016). Asimismo, en biomédica los parámetros de marcha son la base para diseñar prótesis, exosqueletos y robots de rehabilitación.

Los laboratorios de biomecánica instrumentados con cámaras, plataformas de fuerza y equipos de electromiografía han sido la principal herramienta para el estudio de marcha. Estos laboratorios han permitido identificar fases y eventos, necesarios para establecer un patrón de marcha normal. Sin embargo, uno de sus principales problemas es el área de captura delimitada por las cámaras y plataformas de fuerza, éstas restringen el número de zancadas (de 3 a 5) en cada análisis de marcha. Además, la complejidad de instalación, el ajuste del ambiente y el alto costo económico han limitado el uso de laboratorios en estudios de marcha (Whittle 2007).

Los nuevos métodos basados en sensores inerciales han mostrado excelentes resultados para el análisis de marcha. Los diferentes sistemas desarrollados con acelerómetros y giroscopios permiten grabar la cinemática de los miembros inferiores durante la marcha. Los sensores inerciales son colocados en los segmentos corporales para medir la aceleración y velocidad relativa a un marco de referencia. Las mediciones reflejan la intensidad y frecuencia de los movimientos en la marcha.

Los sistemas instrumentados con sensores inerciales son portables, lo cual permite grabar varias zancadas. Sin embargo, una de las principales desventajas es la obtención de ángulos articulares a través de la integración de aceleraciones y velocidades (Dejnabadi et al. 2005; Tao et al. 2012; Mayagoitia et al. 2002; Schwesig et al. 2011; Pasciuto et al. 2016).

De acuerdo a lo reportado en el estado del arte, diferentes estudios de análisis de marcha realizados con sistemas tradicionales (cámaras, plataformas de fuerza y equipos de electromiografía) han reportado ocho eventos y dos fases que caracterizan un ciclo de marcha (Whittle 2007; Donal 2002; Dugan & Bhat 2005; Winter 2009; Senanayake & Senanayake 2010; Manca et al. 2010). Por otro lado, el principal objetivo de los sistemas portátiles desarrollados con sensores inerciales ha sido la caracterización de la cinemática de la marcha. Sin embargo, debido a las ventajas que presentan dichos sistemas, éstos han sido usados para valorar desordenes en la marcha a consecuencia de patologías (Dejnabadi et al. 2005; Dejnabadi et al. 2006; Mayagoitia et al. 2002; Che-Chang & Yeh-Liang 2010; Schwesig et al. 2011; Colgan et al. 2016). Por tal motivo, recientes estudios desarrollados con sistemas portátiles, instrumentados con sensores inerciales, buscan resolver el problema del drift y garantizar la detección de eventos y fases del ciclo de marcha, además de encontrar nuevos parámetros y particularidades que ayuden a identificar desordenes en la marcha.

En este trabajo se presenta un sistema electrónico instrumentado con sensores inerciales para detectar eventos desarrollados en la marcha humana, este sistema permitirá evaluar marcha normal y patológica en tiempo real. Se utilizaron cuatro sensores inerciales, un FPGA y una PC para instrumentar un sistema en tiempo real. Este sistema permitirá estimar el ángulo articular de cadera y rodilla a través del polígono de aceleraciones, y con ello, detectar eventos de marcha normal y patológica. El objetivo es contar con un sistema portable que permita valorar marcha normal y patológica, también se pretende que la información, registrada por el sistema, se pueda utilizar para desarrollar algoritmos para prevenir caídas en adultos mayores y personas con discapacidad motriz.

La sección II presenta el método para estimación de ángulos articulares, metodología de diseño y validación del sistema electrónico y, metodología para análisis de marcha con acelerómetros. En la sección III se presentan resultados del análisis de marcha de 10 sujetos de fenotipo mexicano. En la sección IV se presentan conclusiones y recomendaciones del trabajo.

Metodología

1. Estimación de ángulos articulares

Los sistemas de medición desarrollados con acelerómetros analizan el movimiento a través de la aceleración experimentada en los segmentos corporales. El acelerómetro mide la aceleración (sobre un sistema ortogonal) relativa ocasionada por fuerzas externas, reflejando así, la intensidad y frecuencia de los movimientos (Che-Chang & Yeh-Liang 2010).

Para obtener la cinemática de los miembros inferiores mediante acelerómetros: primero, se obtuvo el ángulo de inclinación de muslos y piernas de forma independiente, y posteriormente, se obtuvo la cinemática del miembro inferior. Para ello, se estableció un marco de referencia X-Y donde, el eje Y es paralelo al vector de gravedad y al plano sagital de sustentación. El marco del acelerómetro es $x'-y'$ (ver Figura 1). El marco de referencia X-Y se mueve con el cuerpo, y el marco $x'-y'$ se mueve con relación al marco X-Y. La Figura 1 muestra una barra que representa un segmento corporal, dicha barra tiene un acelerómetro para estimar el ángulo de inclinación θ . Para evitar que el acelerómetro cambiará de posición durante el análisis de movimiento, éste se ató a una barra de plástico flexible, y posteriormente, con cinta elástica la barra se sujetó al segmento corporal.

El movimiento experimentado por los segmentos corporales es ocasionado por dos fuerzas: la fuerza de los músculos y la fuerza de la gravedad. Estas fuerzas están relacionadas con las aceleraciones que experimenta cada segmento, así que, la aceleración de cada segmento puede determinarse por la siguiente expresión:

$$\mathbf{a} = a_n + a_t, \quad (1)$$

Donde a_n es la aceleración normal y a_t la aceleración tangencial.

Ahora, si consideramos que cada segmento está afectado por dos fuerzas, entonces, la aceleración normal estaría determinada por:

$$a_n = \frac{v^2}{r} (-\sin(\theta) + \cos(\theta)) + g(-\sin(\theta) + \cos(\theta)), \quad (2)$$

Dónde: $\frac{v^2}{r} (-\sin(\theta) + \cos(\theta))$ representa la aceleración del segmento corporal generada por los músculos: siendo v la velocidad lineal y r la longitud del segmento; $g(-\sin(\theta) + \cos(\theta))$ es la aceleración generada por la fuerza gravitacional, donde g es el valor de la gravedad.

Asimismo, la aceleración tangencial se puede determinar por:

$$a_t = \alpha * r(\cos(\theta) + \sin(\theta)), \quad (3)$$

De la cual, α es la aceleración angular y r es la longitud del segmento.

Sin embargo, las ecuaciones 2 y 3 sólo son válidas cuando la aceleración del segmento no es mayor al valor de gravedad. Así que, cuando la aceleración registrada por el acelerómetro es igual a la gravedad, la aceleración se considera constante. En este caso, la aceleración de la ecuación 1 no tiene componente tangencial y la ecuación se puede reescribir como:

$$\mathbf{a} = g(-\sin(\theta) + \cos(\theta)).$$

Las aceleraciones que registra el acelerómetro colocado en el segmento corporal son a_x y a_y . Estas aceleraciones son las componentes de la aceleración descrita por la ecuación 1 respecto al marco de referencia X-Y, es decir $\mathbf{a} = \sqrt{a_x^2 + a_y^2}$.

Entonces, el ángulo de inclinación θ de la Figura 1, se puede obtener mediante el polígono de aceleraciones con la siguiente expresión.

$$\theta = \tan^{-1} \frac{a_x}{a_y}, \quad (4)$$

Donde θ es el ángulo de inclinación del segmento, a_x la aceleración en x' y a_y la aceleración en y' .

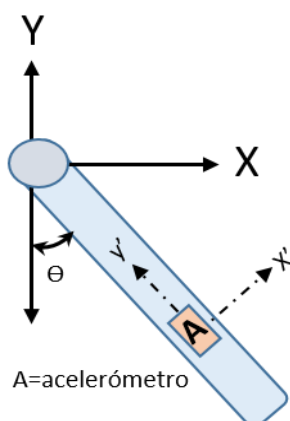


Figura 1 Estimación del ángulo de inclinación

Para obtener la cinemática del miembro inferior, se estableció un nuevo marco de referencia $X''-Y''$ con origen en la articulación de la cadera (ver Figura 2). Los segmentos corporales de muslo y pierna fueron representados por $L1$ y $L2$ respectivamente. Así, como se puede ver en la Figura 2, el ángulo α y las longitudes $L1$ y $L2$ determinan la longitud total del miembro inferior. El ángulo α y la longitud total del miembro pueden obtenerse por:

$$\alpha = \cos^{-1} \left(\frac{\|L1\|^2 + \|L2\|^2 - \|R\|^2}{2\|L1\|\|L2\|} \right) \quad (5)$$

$$R^2 = L1^2 + L2^2 \quad (6)$$

En cada segmento corporal (muslo y pierna) de los miembros inferiores se colocó un acelerómetro como se muestra en la Figura 2. El ángulo articular de cadera y rodilla se estima considerando el marco de referencia $X''-Y''$.

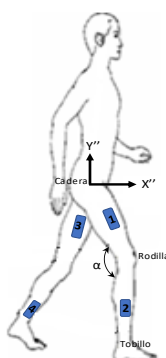


Figura 2 Estimación de ángulo de cadera y rodilla

2. Diseño de sistema electrónico

La Figura 3 muestra el diagrama a bloques con los elementos que integran el sistema de medición: 1) cuatro acelerómetros micro electromecánicos (MEMS, por sus siglas en inglés) como sensores de ángulo, 2) una tarjeta de adquisición de datos PCI (del inglés *Peripheral Component Interconnect*) para adquisición de datos instrumentada con un FPGA (del inglés *Field Programmable Gate Array*) como dispositivo de mando y control (León-Bonilla 2006), y 3) una computadora con ranura PCI para visualizar y grabar los datos. A continuación, se presenta una descripción de las características y tareas que desarrollan los elementos que integran el sistema de medición.

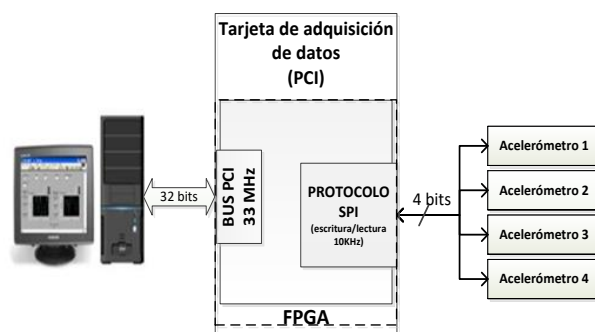


Figura 3 Diagrama a bloques del sistema de medición

Sensores: se utilizaron cuatro acelerómetros (*ADIS16209*) de dos ejes con rango de medición de ± 1.7 y 12 bits de resolución (por lo tanto, el bit *LSB* es igual a 0.97mg). Cada acelerómetro entrega la información en señales digitales mediante los protocolos de comunicación serial *I2C* (del inglés *Inter-Integrated Circuit*) y *SPI* (del inglés, *Serial Peripheral Interface*).

La lectura de los acelerómetros se logró mediante el protocolo serial *SPI* a través de la conexión maestro-esclavo. El FPGA (instrumentado en la tarjeta PCI) desarrolló las tareas de dispositivo maestro para generar: la señal de reloj *SCK* para la sincronización del sistema (acelerómetros-FPGA), la señal *SDO* para configurar los dispositivos esclavos y la señal *CS* para seleccionar el dispositivo esclavo. Entonces, los dispositivos esclavos envían la información al dispositivo maestro a través de la señal *SDI*, los datos de esta señal se guardan temporalmente en los registros del FPGA.

Tarjeta PCI: La tarjeta de adquisición de datos es la encargada del procesamiento, adquisición y control del flujo de datos entre la PC (del inglés *personal computer*) y los acelerómetros, esto a través de los protocolos de transferencia de datos PCI y SPI respectivamente. Es una tarjeta modular de arquitectura abierta que esta instrumentada con un FPGA (*Cyclone II, Altera Corporation*) con 8256 compuertas lógicas, el cual, logra una frecuencia de trabajo de 100 Mhz (León-Bonilla 2006). Las tareas que realizó el FPGA fueron: configurar y leer los acelerómetros, así como, almacenar y enviar los datos (lectura de los acelerómetros) a la PC para su visualización y almacenamiento en un archivo de texto. Para lograr lo anterior se diseñó un firmware con los siguientes bloques: 1) Bloque PCI: realiza el protocolo de lectura-escritura PCI para transferencia de datos de 32 bits entre la tarjeta de adquisición y la PC. 2) Bloque SPI: genera el protocolo de comunicación serial maestro-esclavo para la comunicación entre los acelerómetros y la tarjeta de adquisición. Y, 3) bloque de Control: sincroniza las diferentes frecuencias de trabajo de los bloques involucrados con el propósito de no perder datos durante la transferencia de información, entre la PC y los acelerómetros. Para realizar los bloques anteriores fue necesario reproducir los diagramas de tiempos de los protocolos PCI y SPI. Por último, debido al tiempo de transferencia de datos del protocolo PCI, y la capacidad de procesamiento y almacenamiento del FPGA, se puede incrementar el número de acelerómetros e instrumentar otro tipo de sensores sin afectar el periodo de muestreo.

PC para procesamiento de datos: se utilizó un software de instrumentación virtual para procesar y visualizar la información en la PC. Este *software* permitió realizar transferencia de datos mediante el bus PCI en tiempo real. El programa desarrollado controló el período de muestreo del sistema, el cual, fue de 4 milisegundos, es decir, el sistema logró 250 muestras por segundo.

La transferencia de datos entre la PC y la tarjeta PCI, para la lectura del sensor de ángulo, se realizó de la siguiente forma. Mediante *software*, la PC envía paquetes de 32 bits por el bus PCI para seleccionar, configurar y obtener los datos (lectura de registro) registrados por el sensor.

El FPGA recibe los paquetes de 32 bits por el bloque PCI para luego generar el protocolo *SPI*; los datos se envían por *hardware* al sensor seleccionado. Entonces el sensor envía en forma serial el dato capturado, éste se guarda temporalmente en los registros del FPGA. El mismo procedimiento se realiza para los cuatro acelerómetros, por consiguiente, el FPGA guarda la lectura de los cuatro acelerómetros, y está a la espera del comando de lectura de datos que se genera por *software* en la PC. Una vez que la PC genera el comando de lectura, los datos se transfieren por PCI para desplegar las gráficas y analizar los datos y, una vez validado los datos, éstos se guardan en un archivo de texto para su posterior procesamiento.

3. Validación del sistema de medición

El método (para obtener el ángulo de inclinación) y el sistema de medición fueron evaluados a través de un *encoder* incremental instrumentado en un robot manipulador. La resolución del *encoder* es de 655,360 p/rev. Se utilizó el eslabón de codo del robot manipulador de tres grados de libertad reportado en (Reyes 2011), el objetivo es utilizar el eslabón como péndulo simple y lograr que oscile a velocidad constante. El acelerómetro fue sujetado al eslabón como se muestra en la Figura 1 donde el eslabón está alineado a la vertical. El péndulo describió una trayectoria trazada por:

$$x = 90 * \text{sen}(\omega t). \quad (7)$$

Así, el péndulo describió un movimiento oscilatorio de 90° a -90°. El procedimiento anterior se generó para velocidades de 1 a 3 rad/seg. No obstante, a velocidades mayores a 2 rad/seg al acelerómetro no registraba la trayectoria completa del péndulo. Por lo tanto, se mantuvo la velocidad angular de 1 rad/seg. Las mediciones de ángulo registradas por los dos sistemas de medición: uno con *encoder* (*robot*) y otro con acelerómetro (sistema de medición de con acelerómetros) mostraron un error promedio de 0.75°, es importante mencionar que los dos sistemas son asíncronos, el robot tiene un periodo de muestreo de 2.5 mseg mientras que el sistema presentado en este trabajo, su periodo de muestreo es de 4 mseg.

4. Metodología para análisis de marcha con acelerómetros

Se analizó la marcha de 10 sujetos de fenotipo mexicano con edades que varían de 24 a 35 años de edad. En la Tabla 1 se presentan las características particulares tales como: edad, lateralidad, estatura y peso. Las longitudes de muslo y pierna se obtuvieron a través de tablas antropométricas tomando como referencia la estatura de las personas (Winter 2009). Cada sujeto caminó en promedio 10 m de forma natural (velocidad de marcha normal). La metodología para el análisis de marcha es la siguiente:

- 1) Se colocaron acelerómetros en muslos y piernas como se muestra en la Figura 2.
- 2) Se realizó una prueba de adaptación y validación del sistema.
- 3) Cada sujeto caminó en promedio 10 m sobre una superficie uniforme libre de obstáculos.
- 4) Se realizaron dos pruebas de marcha a cada sujeto.
- 5) Cada sujeto permaneció un promedio de 5 seg de pie sin moverse, al principio y al final del análisis de marcha, esto para establecer el punto de referencia.
- 6) Se generaron los archivos con los ángulos articulares para su posterior análisis.

Sujetos	Datos anatómicos				Longitud de segmentos	
	Edad (años)	Lateralidad (Diestro/Si niestro)	Altura (m)	Peso (kg)	Muslo (m)	Pierna (m)
1	24	D	1.90	80	0.465	0.467
2	25	D	1.69	90	0.414	0.415
3	24	D	1.70	69	0.416	0.418
4	24	D	1.70	78	0.416	0.418
5	28	D	1.70	79	0.416	0.418
6	26	D	1.75	74	0.428	0.430
7	24	S	1.65	63	0.404	0.405
8	24	D	1.70	71	0.416	0.418
9	28	D	1.78	80	0.436	0.437
10	25	D	1.60	65	0.392	0.393

Tabla 1 Datos anatómicos y antropométricos de 10 sujetos sanos de fenotipo mexicano

Resultados

Una de las ventajas de realizar el análisis de marcha con un sistema portable es el número de pasos que se pueden grabar (Donath et al. 2016). Esto permitió identificar particularidades que no habían sido reportadas en la literatura.

Los múltiples ciclos mostraron que, durante la marcha, la cadera de un miembro inferior (izquierdo o derecho) realiza movimientos con mayor amplitud, es decir, la amplitud máxima de los ángulos de cadera no son iguales en ambos miembros. Los resultados mostraron que la cadera del miembro inferior dominante muestra ligeramente mayor amplitud. La Figura 4 muestra la variación de amplitud entre la cadera derecha y la cadera izquierda, se puede observar que los movimientos de la cadera derecha (línea azul) son ligeramente mayores a los de la izquierda (línea roja). La variación fue diferente para cada sujeto.

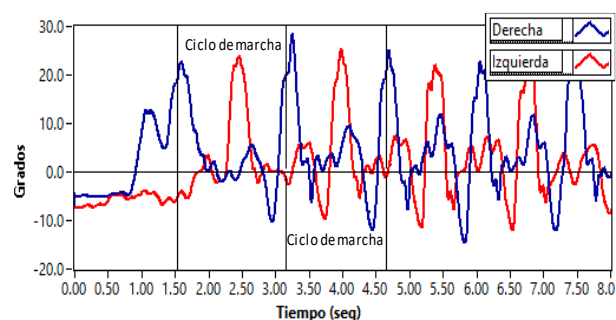


Figura 4 Ángulos articulares de cadera en el plano sagital: línea roja cadera derecha y línea azul cadera izquierda

Los resultados (de análisis de marcha) también permitieron identificar una correlación de movimiento entre las articulaciones de cadera y rodilla durante la marcha. En la Figura 5 se puede ver que, en los movimientos de flexión-extensión, la rodilla tiende a adoptar la forma de movimiento de cadera; en los movimientos de equilibrio y transición (fase de apoyo) la correlación disminuye a causa de los movimientos del pie. En la fase de apoyo, el pie realiza movimientos de equilibrio y acomodo para empujar el cuerpo hacia adelante, y de esta forma dar el siguiente paso (zona de transición y pre-oscilación).

También, en la Figura 5, se puede observar que los ángulos de cadera y rodilla, en el primer paso, no tienen la forma ni la amplitud que tienen los pasos posteriores. Se puede observar claramente que el ángulo máximo de rodilla, en el primer paso, es 10° menor al ángulo promedio de los pasos posteriores.

Asimismo, en la Figura 6 se presenta el ángulo de la cadera derecha donde se pueden observar las fases del ciclo de marcha y movimientos particulares. El tiempo del ciclo es de 1.38 seg: 1.05 seg de la fase de apoyo, correspondiente al 80% del ciclo de marcha y 0.33 seg de la fase de oscilación, correspondiente al 20% del ciclo de marcha, aproximadamente.

En la fase de apoyo, al inicio se muestran movimientos de flexion-extensión y, posteriormente, se presentan movimientos de contacto del pie con el piso. En la fase de oscilación, se puede ver que los movimientos sólo son de extensión-flexión y el tiempo de dichos movimientos es corto, aproximadamente 0.33 seg, correspondiente al 20 % del ciclo de marcha.

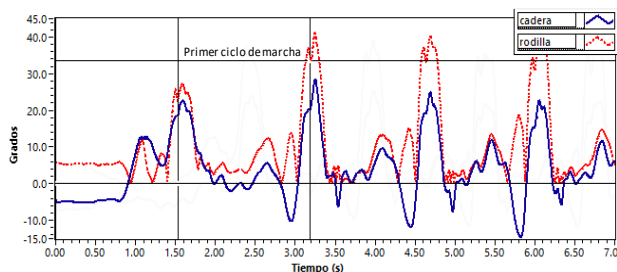


Figura 5 Correlación de movimiento entre cadera y rodilla durante el proceso de marcha

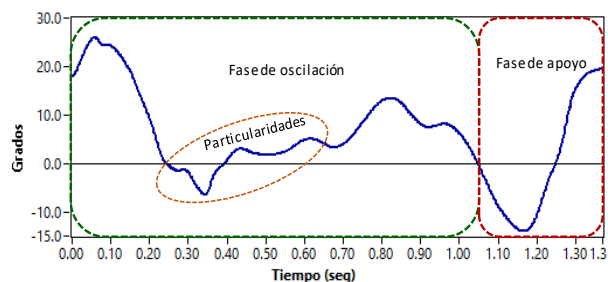


Figura 6 Fases del ciclo de marcha y particularidades para ángulo de cadera

Por otro lado, en la Figura 7 se muestran las fases del ciclo de marcha para el ángulo de rodilla. Al igual que en la cadera, la rodilla presenta la fase de apoyo y oscilación; cuyo tiempo del ciclo es de 1.38 seg: 1.05 seg para la fase de apoyo, correspondiente al 80% del ciclo de marcha y 0.33 seg para la fase de oscilación, correspondiente al 20% del ciclo de marcha, aproximadamente.

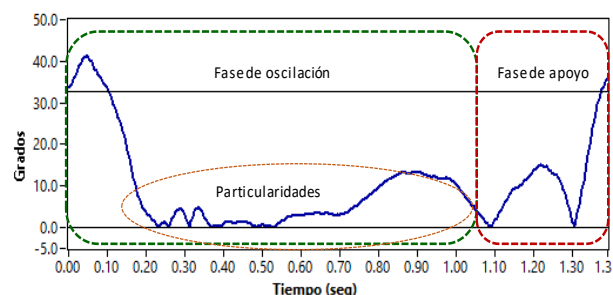


Figura 7 Fases del ciclo de marcha y particularidades para ángulo de rodilla

En la fase de apoyo, tanto en la cadera como en la rodilla, se observan movimientos particulares que generalmente no se describen en patrones de marcha estándar, estas particularidades se presentan en movimientos donde el pie está en contacto directo con el piso, y de acuerdo a la hipótesis preliminar, estas particularidades se pueden relacionar con el estilo de caminar de cada persona.

Sin embargo, dichas particularidades se pueden parametrizar y utilizar de referencia para establecer rangos de normalidad y utilizar éstos para diseñar algoritmos que nos permita predecir la trayectoria del miembro inferior y, con ello, detectar eventos de riesgo de caída de un sujeto.

En este trabajo, se analizó la marcha de 10 sujetos de fenotipo mexicano donde las principales variables se presentan en la Tabla 2. Se puede observar que el tiempo de duración del ciclo y el ángulo de flexión de la cadera, están dentro de los rangos que han sido reportados por otros autores para marcha estándar (Oberg et al., 1994; Iosa et al., 2014; Whittle 2007; Winter 2009; Donal 2002).

No obstante, las amplitudes de los ángulos de rodilla no figuran dentro de los rangos de valores de marcha estándar reportados en diferentes trabajos previamente citados. Finalmente, la correlación de movimiento entre cadera y rodilla es un parámetro nuevo que podría indicar el nivel de coordinación de las articulaciones durante la marcha y, éste podría utilizarse para detectar desordenes del sistema nervioso central.

Parámetros	Desviación estándar	Media	Mediana	Mínimo	Máximo
Correlación cadera-rodilla de miembro dominante	0.078	0.736	0.733	0.543	0.867
Tiempo de duración de ciclo	0.103	1.396	1.412	1.226	1.576
CADERA					
Ángulo de flexión	2.767	23.43 2	23.600	18.000	28.700
Ángulo de extensión	3.004	-7.573	-7.750	-17.000	-3.000
RODILLA					
Ángulo de respuesta a carga	2.381	5.636	6.000	1.000	12.000
Ángulo extensión (FA)	6.380	35.78 0	36.600	22.870	46.500
Ángulo flexión (FO)	5.190	36.80 0	37.000	26.800	46.70
Ángulo extensión (FO)	1.890	6.918	7.000	3.700	12.000

Tabla 2 Parámetros de marcha de 10 sujetos de fenotipo mexicano

Conclusiones

Los múltiples ciclos de marcha capturados por el sistema de medición revelaron que, en la marcha normal, el ángulo de rodilla en el paso inicial no es el mismo en relación a los pasos posteriores. También, los resultados mostraron que no hay ciclos de marcha con ángulos de cadera o rodilla que sean iguales, aun tratándose de la misma articulación.

Con la tendencia central y la desviación estándar se podrá establecer un intervalo, de marcha normal, es decir, los parámetros de marcha serán definidos por un grupo de personas con características particulares.

Los intervalos de cada parámetro pueden utilizarse para establecer un patrón de marcha para evaluar la marcha normal o patológica.

Este patrón de marcha, a diferencia del patrón de marcha estándar, sólo será representativo para un selecto grupo de personas, y no para todas las personas como sucede en la marcha estándar.

De esta forma, con el patrón de marcha de un grupo de personas, a través de inferencia estadística, es posible estimar parámetros de marcha de personas que han sufrido amputación, y utilizar dicha información, para diseñar dispositivos biomédicos como prótesis y ortesis. Además, se pueden desarrollar algoritmos para prevenir caídas en adultos mayores o personas con disfuncionalidad muscular.

Una de las desventajas del trabajo es que el sistema de medición es alámbrico y esto limita el estudio de la marcha, por tanto, se recomienda desarrollar un sistema inalámbrico que permita analizar los movimientos articulares en diferentes actividades diarias de cada sujeto. Esto permitirá parametrizar movimientos, de las articulaciones, de diferentes actividades de la vida diaria

Es importante considerar la correlación de movimiento entre cadera y rodilla ya que ésta podría utilizarse para detectar desordenes del sistema nervioso central.

Agradecimientos

Este trabajo fue desarrollado con apoyo del Programa para el Desarrollo Profesional Docente PRODEP a través del financiamiento del proyecto (UJAT-PTC-270).

Referencias

Béseler, M., 2006. Estudio de los parámetros cinemáticos de la marcha del paciente hemiplejico mediante plataformas dinamométricas. Universidad de Valencia.

Che-Chang, Y. & Yeh-Liang, H., 2010. A Review of Accelerometry-Based Wearable Motion Detectors for Physical Activity Monitoring. *Sensor*, 10, pp.7772–7788.

Colgan, G. et al., 2016. Gait analysis and hip extensor function early post total hip replacement. *Journal of Orthopaedics* 13, pp.171–176.

Dadashi, F. et al., 2013. Gait and foot clearance parameters obtained using shoe-worn inertial sensors in a large-population sample of older adults. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 14, pp.443–457.

Dejnabadi, H. et al., 2006. Estimation and Visualization of Sagittal Kinematics of Lower Limbs Orientation Using Body-Fixed Sensors. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 53(7), pp.1385–1393.

- Dejnabadi, H., Jolles, B.M. & Aminian, K., 2005. A new approach to accurate measurement of uniaxial joint angles based on a combination of accelerometers and gyroscopes. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 52(8), pp.1478–1484.
- Donal, A., 2002. *Kinesiology of the Musculoskeletal System* 1st ed., USA: Mosby, Inc.
- Donath, L. et al., 2016. Validity and reliability of a portable gait analysis system for measuring spatiotemporal gait characteristics: comparison to an instrumented treadmill. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 13, 6 pp.2–9.
- Esser, P. et al., 2011. Assessment of spatio-temporal gait parameters using inertial measurement units in neurological populations. *Gait & Posture*, 34(4), pp.558–560. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.06.018>
- Esser, P. et al., 2012. Validity and inter-rater reliability of inertial gait measurements in Parkinson's disease: A pilot study. *Journal of Neuroscience Methods*, 205(1), pp.177–181. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jneumeth.2012.01.005>.
- Iosa, M. et al., 2014. Assessment of Waveform Similarity in Clinical Gait Data: The Linear Fit Method. *BioMed Research International*, 2014, pp.1–7. Available at: <http://www.hindawi.com/journals/bmri/2014/214156/>.
- Leavitt, L., et al., 1971. Gait analysis of normal subjects. *South. Med. J.*, vol. 64, no. 9, pp. 1131–1138.
- León-Bonilla, A., 2006. Tarjeta PCI para control de un robot con tres grados de libertad. Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Cuervavaca, Morelos, 2006.
- Manca, M. et al., 2010. Repeatability of a new protocol for gait analysis in adult subjects. *Gait & posture*, 32, pp.282–284.
- Mayagoitia, R.E., Nene, A. V & Veltink, P.H., 2002. Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems. *Journal of Biomechanics*, 35, pp.537–542.
- Oberg, T., et al., 1994. Joint angle parameters in gait: Reference data for normal subjects, 10–79 years of age. *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 31, no. 3, pp. 199–213.
- Papers, R., 2012. *Gait and Balance Analysis for Patients with Alzheimer's Disease Using an Inertial-Sensor-Based Wearable Instrument.* , 18(6), pp.1822–1830.
- Pasciuto, I. et al., 2015. How Angular Velocity Features and Different Gyroscope Noise Types Interact and Determine Orientation Estimation Accuracy. *Sensors* 15, pp. 23983–24001; doi:10.3390/s150923983.
- Reyes, F., 2011. *Robótica: Control de robots manipuladores*, 1st ed. México: Alfaomega.
- Rezgui, T. et al., 2013. On the imitation of CP gait patterns by healthy subjects. *Gait and Posture*, 38, pp.576–581.
- Schwesig, R. et al., 2011. Inertial sensor based reference gait data for healthy subjects. *Gait and Posture*, 33, pp.673–678.
- Senanayake, C.M. & Senanayake, S.M.N.A., 2010. Computational intelligent gait-phase detection system to identify pathological gait. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 14(5), pp.1173–1179.
- Tao, W. et al., 2012. Gait Analysis Using Wearable Sensors. *Sensors*, 12, pp.2255–2283.
- Whittle, M.W., 2007. *Gait Analysis an Introduction* 4th ed., London/GB: Elsevier Health Sciences.
- Winter, D., 2009. *Biomechanics and motor control of human movement* 2nd ed., Waterloo Ontario, Canada: John Wiley & Sons, Inc.
- Senanayake, C.M. & Senanayake, S.M.N.A., 2010. Computational intelligent gait-phase detection system to identify pathological gait. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 14(5), pp.1173–1179.