

DESCRIPCIÓN DE UN DISPOSITIVO DESTINADO AL ANÁLISIS DE LA MARCHA EN DOS DIMENSIONES, CineMED

CHRISTIAN ANDRÉS DÍAZ¹; ANDRÉS TORRES²
JOSÉ IGNACIO RAMÍREZ³; LUISA FERNANDA GARCÍA⁴
NATALIA ÁLVAREZ⁵

RESUMEN

Este artículo presenta un dispositivo para el análisis cinemático de la marcha humana. El dispositivo propuesto se basa en el uso de técnicas de videogrametría y procesamiento de imágenes para registrar el movimiento humano. Con este fin, se utilizó una cámara de video digital, ubicada a 4 metros del paciente, capturando su marcha en el plano sagital. También se desarrolló un modelo cinemático de los miembros inferiores que, a partir del desplazamiento de cierto número de puntos anatómicos, determina los ángulos articulares de la cadera, rodilla y tobillo, además de la inclinación de la pelvis durante un ciclo completo de la marcha. La identificación de dichos puntos fue facilitada mediante el uso de marcadores reflectivos, ubicados en siete posiciones anatómicas diferentes. Después, se diseñó y desarrolló un programa para el registro y procesamiento de los datos obtenidos, por medio de la cámara en el lenguaje de programación C# .NET. La aplicación desarrollada captura y preprocesa el video, detecta cada uno de los marcadores en la imagen, aplica el modelo cinemático y visualiza a modo de gráfica el valor de los ángulos articulares de los miembros inferiores, a lo largo del ciclo de la marcha. Por fin, se diseñó un protocolo y se realizó una prueba experimental con un sujeto, para comparar las curvas entregadas por el software y las curvas teóricas encontradas en la literatura. A pesar de las limitaciones del sistema referentes al análisis bidimensional de la marcha, se lograron obtener curvas articulares muy similares a las teóricas, obtenidas con métodos comerciales para el análisis del movimiento tridimensional.

PALABRAS CLAVE: análisis cinemático del movimiento; ángulo articular; biomecánica; videogrametría.

¹ Ingeniero Biomédico EIA-CES. Grupo de Investigación Gibec, Línea de Biomecánica, EIA-CES. bmchdia@eia.edu.co

² Ingeniero Mecánico, Universidad Nacional de Colombia. Estudiante de Maestría en Ingeniería Biomédica, UPB. Docente de la EIA; Director Línea de Biomecánica, Grupo de Investigación Gibec EIA-CES. pfantor@eia.edu.co

³ Ingeniero Civil, Especialista en Programación y Bases de Datos y Estudiante de Maestría en Ingeniería de Sistemas, Universidad Nacional de Colombia. Analista de Sistemas del Centro de Control Acueducto EPM. jramirez@eia.edu.co

⁴ Ingeniera Biomédica EIA-CES. Investigadora Asistente Grupo de Investigación Gibec, EIA-CES. bmlugar@eia.edu.co

⁵ Ingeniera Biomédica EIA-CES. Investigadora Asistente Línea de Biomecánica, Grupo de Investigación Gibec, EIA-CES. bmnaalv@eia.edu.co

ABSTRACT

This paper introduces a device for the gait kinematic analysis. It is based on videogrametry methods and image processing in order to record the human movement. It was used a digital camcorder, located to a distance of four meters from the person, capturing its gait in the sagital plane. Also, a kinematic model was developed of lower limbs; this model takes the position data of the bony landmarks and calculates the joint angle of the hip, knee and ankle, besides the pelvic tilt during gait. The identification and tracking of the points was carried out by a special reflective coated in the superficial markers. Later, it was designed and developed an algorithm in order to record and process the data gathered, through of the camcorder in the develop language C# .NET. The application developed captures and processes the video, tracking every marker in the frame, applies the kinematic model and shows the graph of the joint angle during gait. Finally, a protocol was designed and a test was carried out with a person in order to compare the data gathered for the software and the theoretical data described in the literature. In spite of the limitations of the system related to gait bidimensional analysis, articular curves very similar to those theoretical were obtained with commercial methods for the tridimensional movement analysis.

KEY WORDS: gait kinematic analysis; joint angle; biomechanics; videogravimetry

1. INTRODUCCIÓN

El análisis del movimiento humano se define como todo procedimiento que involucre cualquier medio que permita la obtención de una medida cuantitativa o cualitativa de él ([4] y [5]). Rose (1983) sugiere que el término “análisis del movimiento humano” podría ser aplicado a un completo proceso de examen de la marcha en pacientes y a la planificación del tratamiento para seguir [7].

Para el estudio de la biomecánica del movimiento humano hay dos aproximaciones fundamentales: la dinámica directa y la dinámica inversa. Los modelos basados en dinámica directa utilizan como dato de entrada el comando neural y mediante éste determinan el nivel de activación muscular. El comando neural puede estimarse con modelos de optimización o de electromiogramas [6]. De esta manera, se puede predecir la dinámica del sistema músculo-esquelético y, finalmente, aplicar las ecuaciones de movimiento para determinar la cinemática y la cinética corporales. Por el contrario, la dinámica inversa aborda el problema desde un punto de vista opuesto [6]. Estos modelos utilizan como entrada los datos cinemáticas, por ejemplo, el desplazamiento,

velocidad y aceleración de los segmentos corporales, y cinéticos, tal como la fuerza de reacción con el suelo durante el apoyo, producidos durante el movimiento, además de algunos datos antropométricos para estimar el centro de masa de cada segmento corporal. De esta manera, aplican un modelo biomecánico del sistema músculo-esquelético y logran obtener datos como ángulos articulares, momentos y potencia articular, entre otros [12].

De las dos aproximaciones mencionadas, la más usada es la dinámica inversa, debido ante todo a las limitaciones que posee la dinámica directa [6]. Por ejemplo, una de ellas es que no se ha encontrado forma de cuantificar con exactitud la fuerza muscular mediante electromiografía, además la de conocer la línea de acción de cada grupo muscular en cualquier instante de tiempo [6]; por esta razón, todos los sistemas comerciales utilizan la dinámica inversa para obtener sus resultados [10].

Actualmente, las técnicas más utilizadas para la recolección de datos cinemáticos, mediante la aproximación de dinámica inversa, son: rastreo electromagnético, rastreo por medio de electrogoniómetros, rastreo por ultrasonido, videogrametría, entre otras [11]. Hasta ahora la más confiable es la



videogrametría, cuyos sistemas de análisis de movimiento basados en este método varían en precio según la necesidad, desde soluciones asequibles hasta sistemas realmente complejos y costosos, dependiendo de los métodos que utilizan y las variables que puedan calcular.

La videogrametría es una técnica derivada de la fotogrametría [11] que se vale de imágenes de algún objeto tomadas desde varios puntos de vista para realizar una reconstrucción tridimensional de él. Con el fin de lograr tal objetivo, dicha técnica usa el método DLT (transformación lineal directa) [13], que consiste en un par de ecuaciones lineales que relacionan la coordenada en la imagen de un punto con su ubicación espacial mediante la teoría de proyección perspectiva.

Aunque la videogrametría es una aproximación usada para la reconstrucción tridimensional, puede ser aplicada para el análisis bidimensional del movimiento, mediante el uso de una cámara situada paralela al plano que se analizará. Esta aproximación es la que se usa en el presente artículo para el desarrollo del sistema CineMED.

Hoy en día el uso de estos procedimientos ha alcanzado un gran auge debido a los avances que ha logrado la técnica, convirtiéndose en rutinarios para el análisis clínico de los pacientes con problemas músculo-esqueléticos en todo el mundo [7]. Los laboratorios de análisis del movimiento sirven como herramienta para el análisis prequirúrgico [6], para estudios del gesto deportivo [8], rehabilitación postoperatoria [7], valoración en el uso de prótesis y órtesis en patologías de la marcha humana [9], entre otras.

A pesar de la alta aplicabilidad de sistemas de análisis de marcha, en nuestro medio aún no se ha difundido por completo, lo que genera que los médicos continúen con sus métodos tradicionales de diagnóstico, basados apenas en observación clínica, que arroja un diagnóstico más subjetivo y que puede no ser tan confiable.

2. DESCRIPCION

El desarrollo completo del sistema se describe en el diagrama de flujo que se expone en la figura 1. Para las cinco últimas etapas del diagrama de flujo se desarrolló una aplicación de Windows en la plataforma de desarrollo C# .NET.

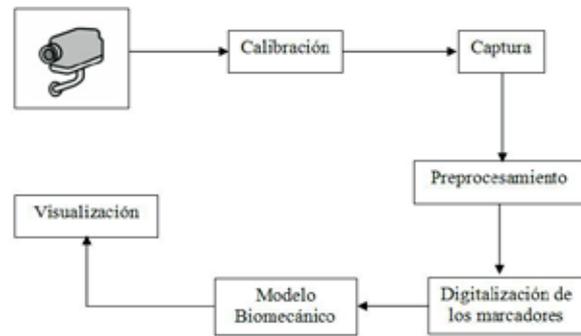


Figura 1. Esquema de desarrollo para el análisis del movimiento en dos dimensiones.

2.1 Filmación del video

La primera etapa consiste en la filmación del video, que se realiza con una cámara de video digital Sony HDR FX-1, que posee una frecuencia de grabación de 30 cuadros por segundo y soporta un formato de filmación DV. La disposición de la cámara para la grabación puede verse en la figura 2; en este diagrama la cámara está estática a 4 m del plano de traslación de la persona que será analizada; dicha distancia asegura que los errores de paralaje no excedan el 5% [2].

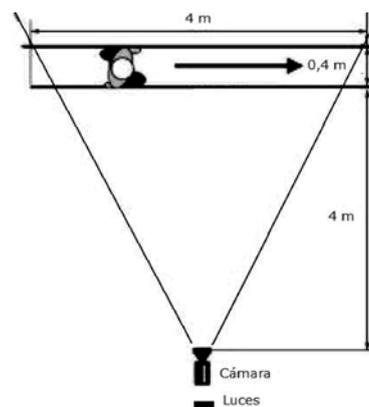


Figura 2. Plano para la ubicación de la cámara [2].

2.2 Calibración

Durante esta etapa se realiza el proceso de calibración, usando el cubo que se muestra en la figura 3. El proceso de calibración posee dos objetivos básicos, el primero es la corrección de errores producidos por la ubicación de la cámara, por ejemplo, errores de rotación y perspectiva, y el segundo es la equivalencia del píxel con una medida métrica, por ejemplo, los centímetros. De esta manera, se aplican las ecuaciones de correcciones geométricas en todos los puntos de la imagen.

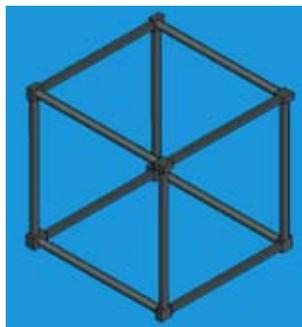


Figura 3. Cubo utilizado durante el proceso de calibración.

2.3 Captura del video

En esta etapa se descarga el video de la cámara al computador mediante el uso de una tarjeta capturadora de video. La captura se desarrolla utilizando el formato estándar NTSC, que garantiza una buena calidad del video, además de realizar la captura a la misma frecuencia de muestreo de la cámara; así se evita la pérdida de datos [13]. Se usa una resolución de imagen de 856x480, lo que facilita la digitalización del video. Dicha captura se realiza por medio del puerto iLINK de la cámara y la tarjeta capturadora. De esta manera al final de esta etapa se obtiene un video en formato AVI, el cual será procesado en el software.

2.4 Preprocesamiento

Cada cuadro que es capturado en el video consiste en dos campos entrelazados, algo carac-

terístico del estándar NTSC y PAL. Cada campo está desplazado la mitad del tiempo de duración entre los cuadros. En la figura 4 se pueden observar varias imágenes de los marcadores que describen el proceso de entrelazado. De esta manera, hay que aplicar un método que invierta el entrelazado generado durante la captura. Dicho proceso está caracterizado por dos etapas, una extracción de los campos par e impar y una interpolación de las dos imágenes resultantes ([2], [11] y [13]).

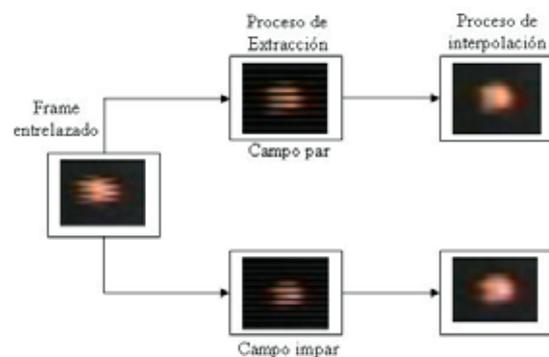


Figura 4. Proceso de desentrelazado para la división de los campos par e impar de la imagen.

A partir del proceso de extracción se generan dos imágenes, una que contiene las líneas pares, y otra, las líneas impares. Ya teniendo ambas imágenes se aplica el proceso de interpolación, que realiza un promedio entre la línea superior e inferior y sitúa dicho valor en la línea vacía. De esta manera, el proceso de desentrelazado duplica la frecuencia de muestreo de la cámara a 60 cuadros por segundo, suficiente para la máxima componente frecuencial de la marcha, que es 6 Hz [1].

2.5 Digitalización de los marcadores

En el área del análisis del movimiento humano, el proceso de digitalización es aquel en el cual se detectan las coordenadas en la imagen de cada uno de los marcadores [14], ya sea de forma manual, semiautomática o automática. La aproximación desarrollada en el sistema CineMED puede ser clasificada como una técnica semiautomática, la cual requiere que el usuario dé clic en los marcadores de los tres primeros cuadros. A partir de allí, con el fin



de predecir la ubicación del marcador en la próxima imagen, el algoritmo aplica las siguientes ecuaciones (1) y (2) (tomadas de [15]),

$$x_n = \frac{5}{2}x(n-1) - 2x(n-2) + \frac{1}{2}x(n-3) \quad (1)$$

$$y_n = \frac{5}{2}y(n-1) - 2y(n-2) + \frac{1}{2}y(n-3) \quad (2)$$

Igualmente, durante este proceso el algoritmo almacena una pequeña máscara (*bitmap*) característica de cada uno de los marcadores, y de esta forma realiza una búsqueda en los alrededores del punto resultante de las anteriores ecuaciones, comparando las características de la imagen a partir de la pequeña máscara seleccionada. Al final, el sistema selecciona aquel segmento de imagen que sea más coincidente con la máscara seleccionada y define el centro del marcador como el centro de dicho segmento. En la figura 5 puede verse la zona de búsqueda del marcador definida por el rectángulo.



Figura 5. Reconocimiento de los marcadores por medio del sistema CineMED.

2.6 Modelo cinemático

En el modelo desarrollado, los miembros inferiores fueron representados como un conjunto de cuatro cuerpos rígidos: la pelvis, el muslo, la pierna y el pie. A su vez, estos cuatro cuerpos rígidos estaban conectados entre sí por medio de articulaciones mecánicas, que simulaban el movimiento de la cadera

(entre la pelvis y el muslo), la rodilla (entre el muslo y la pierna) y el tobillo (entre la pierna y el pie). En el modelo la orientación de cada cuerpo rígido fue determinada por la ubicación de dos marcadores; además, muchos de los marcadores que definían la orientación de un segmento corporal a su vez definían la posición de una articulación, por ejemplo, el marcador del epicóndilo femoral lateral (EFL) que se ve en la figura 6.

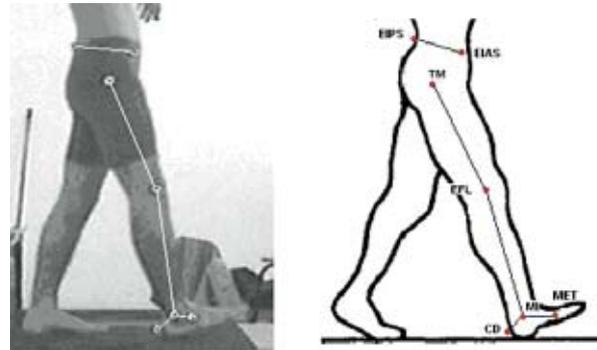


Figura 6. Juego de marcadores utilizado en el modelo.

Para determinar los ángulos por medio del modelo, se introdujo en éste un esquema de todos los posibles movimientos que podría tener cada segmento corporal en el plano de la cámara y se definieron varias formulaciones matemáticas dependiendo del intervalo de movimiento en el cual se encontraba el segmento corporal. Por ejemplo, la formulación matemática para determinar la inclinación de la pelvis se muestra a continuación.

Supóngase que θ es el ángulo de inclinación de la pelvis, así se tienen las siguientes formulaciones:

$$\theta = \frac{180 \tan^{-1}(m)}{\pi} \quad \text{Si } m > 0$$

$$\theta = -\frac{180 \tan^{-1}(-m)}{\pi} \quad \text{Si } m < 0$$

$$\theta = 0 \quad \text{Si } m = 0$$

Donde m es la pendiente de la recta que define la orientación de la pelvis y, por consiguiente, determina el movimiento que está realizando. En el

caso de las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo, las formulaciones matemáticas son mucho más amplias, debido a que en ellas el ángulo se define por la interacción entre dos segmentos corporales.

De esta manera, el modelo aplica el método mencionado para determinar la orientación de la pelvis y los ángulos articulares durante el movimiento de los miembros inferiores.

2.7 Visualización

En esta etapa se realiza la presentación de los datos ante el usuario, usando un control de graficación. Los datos se presentan como ángulos articulares contra porcentaje del ciclo de la marcha. El dispositivo permite el procesamiento y la visualización de los resultados arrojados por el sistema, tanto para el miembro inferior derecho como para el miembro inferior izquierdo. De igual forma, la aplicación desarrollada permite exportar los datos como un archivo plano para ser usado en otras aplicaciones.

3. RESULTADOS

Por medio del dispositivo desarrollado, se realizó una prueba piloto con un sujeto y se obtuvieron las gráficas de los ángulos articulares de cadera, rodilla y tobillo, y la orientación de la pelvis. En total se realizaron 14 pruebas sobre la misma persona para el plano sagital derecho e izquierdo. Para estas pruebas se diseñó un protocolo que definía la forma en que se preparaba al paciente (ubicación de los marcadores), se determinaba la disposición de la cámara, los formatos de grabación y captura y la forma en que debía realizarse el procesamiento de los datos mediante el software.

Pueden ser observadas las gráficas obtenidas para las siete pruebas desarrolladas al plano sagital derecho (figuras 7-10).

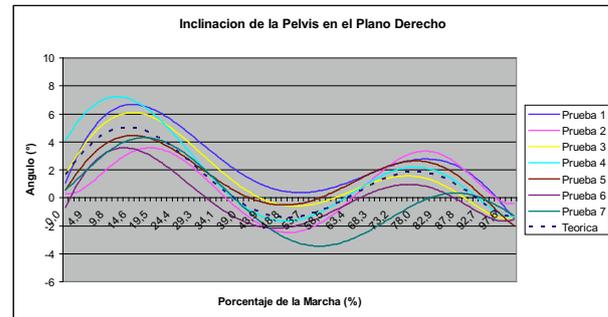


Figura 7. Inclinación anterior (-) y posterior de la pelvis (+).

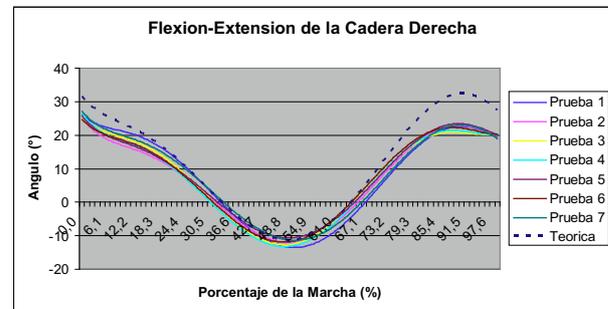


Figura 8. Flexión (+) y extensión (-) de la cadera.

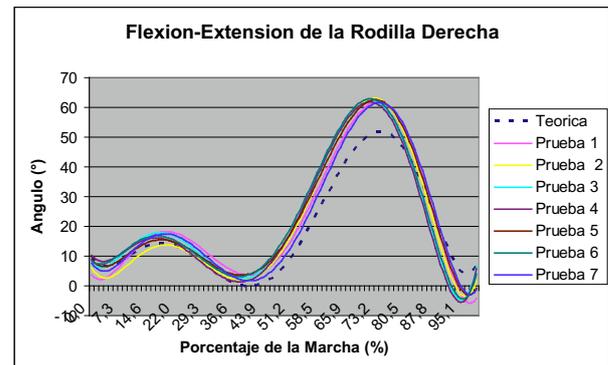


Figura 9. Flexión (+) y extensión (-) de la rodilla.

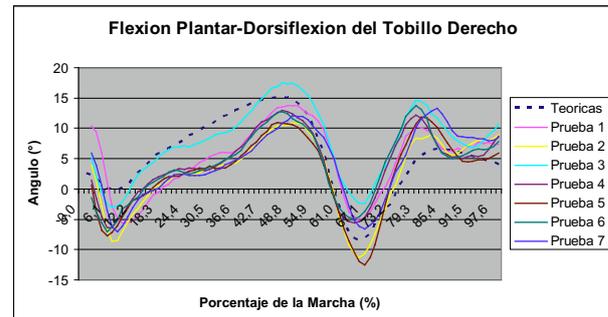


Figura 10. Dorsiflexión (+) y flexión plantar (-) del tobillo.



Con el fin de comparar los resultados obtenidos con el sistema CineMED durante cada prueba y los resultados obtenidos en la base de datos de la Universidad Politécnica de Hong Kong (ver tabla 1), se exportaron los valores de los ángulos articulares del software como un archivo con extensión xls, y se graficaron utilizando una regresión polinómica de orden 6.

Tabla. 1. Especificaciones de la base de datos utilizada para comparar los resultados entregados por el sistema CineMED. AJ: Adultos jóvenes, AM: Adultos mayores.

Fuente	Sujetos analizados	Edad (Años)	Velocidad (m/s)	Sistema de Medida
Universidad Politécnica de Hong Kong	10 AJ 10 AM	AJ (15-25) AM (45-55)	AJ (1.07) AM(0.9)	Vicon 370 de 6 cámaras, Versión 2.5

Con relación a las curvas de la pelvis (figura 7) y el tobillo (figura 10), aunque se mantienen dentro del rango de las curvas estándar, el poco movimiento que sufren estos marcadores el uno con respecto al otro y la cercanía entre ellos amplía el error, lo que provoca que la curva no sea tan suave y varíe considerablemente. Además, en el caso del tobillo, donde el pie realiza movimientos notables en los planos transversal y frontal, es difícil obtener movimientos correctos simplemente analizando el plano sagital.

Por el contrario, las articulaciones de la cadera (figura 8) y la rodilla (figura 9) poseen una baja variabilidad entre las pruebas, debido más que todo a la distancia de un marcador con respecto al otro y al amplio rango de movimiento que posee cada articulación. De esta manera, el error producto de la ausencia de filtrado o el módulo de digitalización es muy pequeño como para afectar la medida total del sistema. Al parecer en la medida del ángulo de la cadera, la variabilidad presente en la inclinación de la pelvis no afecta la medida de la flexión-extensión de la cadera (figura 8).

Aunque en la figura 10 ya está corregido, se tuvo un problema con el modelo biomecánico del tobillo. La curva arrojada por el modelo del tobillo contenía un pequeño error debido a la inclinación

anterior (ángulo en la figura 11) de la línea definida por los marcadores del calcáneo distal (CD) y la quinta cabeza metatarsal (MET) cuando el tobillo se encontraba en posición neutra. Con el fin de solucionar el problema, se generó un marcador virtual, que sería colineal (en posición neutra del tobillo) al marcador MET.



Figura 11. Marcador virtual usado en el modelo cinemático del tobillo.

Dicho marcador virtual se generó por medio de condiciones geométricas dependientes de los marcadores del MET y el CD. La más importante de ellas es la perpendicularidad entre las líneas comprendidas por el CD y el marcador virtual, y por el marcador MET y el marcador virtual.

4. DISCUSION Y CONCLUSIONES

La implementación en el software de un sistema de reconocimiento de características (marcadores) en imágenes se realizó con el fin de mejorar la exactitud y velocidad al momento de recolectar los datos en los videos. Es importante resaltar que los métodos para el procesamiento de imágenes son una importante herramienta en todo proceso que involucre la manipulación de imágenes. En particular para este estudio, sin la utilización de estos métodos sería muy difícil realizar algún tipo de análisis con las imágenes obtenidas, debido al entrelazado producido por el formato de captura NTSC.

Por otra parte, las pruebas preliminares realizadas durante el estudio sugieren la necesidad de incluir un paquete de filtrado de los datos de desplazamiento recolectados en el software, con el fin de aminorar

el ruido de alta frecuencia producido por los tejidos blandos, debido a las aceleraciones y desaceleraciones de los segmentos corporales durante la marcha. Para este problema muchos autores ([16], [17], [18] y [19]) recomiendan el uso de técnicas de filtrado y suavizado de los datos de desplazamiento, con el fin de impedir la ampliación del ruido en otras medidas como ángulos articulares, aceleraciones y desaceleraciones de segmentos corporales.

Vale la pena mencionar que, al igual que muchos otros sistemas de análisis de la marcha, tanto tridimensionales como bidimensionales, el presente dispositivo posee problemas al medir con precisión ángulos articulares con un rango pequeño de movimiento, con respecto a aquellas articulaciones que poseen un amplio rango de movimiento [1]. Sin embargo, esto sería solucionado con técnicas de filtrado y suavizado, como fue mencionado.

Aún se encuentra muy poca información acerca de las características técnicas de los sistemas comerciales para el análisis de la marcha, especialmente por la poca difusión de estos sistemas en el medio. Con este estudio se demuestra que es posible el desarrollo local de un sistema de este tipo, con la posibilidad de ampliarlo en un futuro a un análisis tridimensional del movimiento.

5. REFERENCIAS

- [1] HARRIS, G. and SMITH, P. (1996). Human motion analysis. Editorial Technical Activities IEEE Press.
- [2] BRAIDOT, A.; CIAN, L.; CHERNIZ, A.; GALLARDO, D. y SPINETTO, J. (2001). Desarrollo de sistema de videografía digital para análisis de la marcha, II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, La Habana, Cuba.
- [3] DÍAZ, C. y BELTRÁN, H. (2004). Diseño y construcción de un dispositivo para el análisis de la marcha humana, Trabajo de grado Ingeniería Biomédica EIA-CES, Medellín, 2004.
- [4] INMAN, V.T.; RALSTON, H.J. and FRANK, T. (1981). Human walking; Williams and Wilkins, Baltimore.
- [5] SCHWARTZ, R. and HEALTH, A. L. (1947). The definition of human locomotion on the basis of measurement; J. Bone & Joint Surg.
- [6] KUTZ, M. (2003). Standard handbook of Biomedical Engineering and design. Chapter 5: Biomechanics of human movement. McGraw-Hill.
- [7] WHITTLE, M. W. (1996). Clinical gait analysis: A review. En: Human Movement Science, 15, 369-387.
- [8] GUTIÉRREZ, M. (1998). Biomecánica deportiva : bases para el análisis. En: Editorial Síntesis Proyecto Editorial/ Actividad Física y Deporte.
- [9] PRAT, J. M. y SÁNCHEZ-LACUESTA, J. (2002). Biomecánica de la marcha humana normal y patológica, Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV), IMPIVA Generalitat Valenciana, Valencia.
- [10] RICHARDS, J.C. (1999). The measurement of human motion : a comparison of commercially available systems. En: Elsevier Science, Human Movement Science 18, pp. 589-602.
- [11] GRUEN, A. (1997). Fundamentals of videogrammetry : a review. En: Elsevier Science, Human Movement Science 16, pp. 155-187.
- [12] AMBROSIO, J.; ABRANTES, J. and LOPES, G. (2001). Spatial reconstruction of human motion by means of a single camera and a biomechanical model. En: Elsevier Science, Human Movement Science 20, pp. 829 -851.
- [13] GARRIDO, J. L.; MEDINA-CARNICER, R. y MARTÍNEZ, A. (2005). Design and evaluation of a new three-dimensional motion capture system based on video. En: Elsevier, Gait & Posture.
- [14] MAAS, H. G. (1997). Concepts of real-time photogrammetry. En: Elsevier Science, Human Movement Science 16, pp. 189-199.
- [15] BRAIDOT, A. A.; GALLARDO, D.G. y SPINETTO, J. (2000). Laboratorio de Biomecánica de bajo costo. Desarrollo de un sistema de videografía digital. En CEIC, Biblioteca Digital Universidad Nacional de Entre Ríos, Argentina.
- [16] GIAKAS, G. y BALTZOPOULOS, V. (1997). A comparison of automatic filtering techniques applied to biomechanical walking data. En: Elsevier Science, Journal of Biomechanics, Vol. 30, No. 8, pp. 840-850.
- [17] GIAKAS, G. y BALTZOPOULOS, V. (1997). Optimal digital filtering requires a different cut-off frequency strategy for the determination of the higher derivatives. En: Elsevier Science, Journal of Biomechanics, Vol. 30, No. 8, pp. 841-855.
- [18] JACKSON, K. (1979). Fitting mathematical function to biomechanical data. IEEE Transactions of Biomedical Engineering 26, pp. 122-124.
- [19] WINTER, D. A., SIDWALL, H.G. y HOBSON, D. A. (1974). Measurement and reduction of noise in kinematics of locomotion. Journal of Biomechanics 7, pp. 157-159.