

Extracción y Seguimiento de los Miembros Inferiores sin Marcadores

Lorenza Henao^{a,*}, Antoine Manzanera^b, Eduardo Romero^a

^a*Grupo de Investigación Bioingenium, Universidad Nacional de Colombia, Bogotá, Colombia*

^b*ENSTA - ParisTech / Electronics & Computer Science Lab, Paris, France*

Resumen

Este artículo presenta el desarrollo de un método que permite el análisis de la marcha sin marcadores. Los marcadores alteran el gesto natural del movimiento, son inestables y su ubicación varía entre experimentos sucesivos. Este método captura el movimiento mediante una cámara convencional, estima el fondo y segmenta la silueta de los miembros inferiores, y mediante una transformación de distancia que eskeletoniza la silueta, detecta y sigue los puntos articulares que corresponden a la cadera, rodillas y tobillos. El método se evaluó en diferentes videos, capturados en condiciones semicontroladas. Los resultados obtenidos se compararon con aquellos estimados por el método convencional, que utiliza marcadores, encontrándose que las diferencias no eran significativas. Este método podría ser utilizado en aplicaciones clínicas de análisis de marcha.

Palabras clave: Marcha sin marcadores, estimación de fondo, carta de distancias, seguimiento.

1. Introducción

El análisis de marcha es la medición, descripción y evaluación sistemática de los parámetros cinemáticos y cinéticos que caracterizan el movimiento humano. Estos aspectos se utilizan para obtener los patrones necesarios para realizar comparaciones y distinguir una marcha patológica de una normal [1]. Existen sistemas que utilizan marcadores o trajes para la captura

*Correspondencia: Autor 1. Dirección: Universidad Autónoma de Manizales, Antigua Estación del Ferrocarril, Edificio Sacatin, Depto. de Electrónica; tel: +6-8727211; correo electrónico: lhenamu@una1.edu.co, lohemu@autonoma.edu.co

de movimiento. Estas soluciones son normalmente más robustas que aquellas que no requieren de marcadores porque soportan la variación rápida y compleja de posturas. Sin embargo, utilizar marcadores o trajes puede ser difícil de manejar, molesto e incómodo, introducen artefactos experimentales, alteran el gesto natural, la ubicación de los marcadores varía entre experimentos sucesivos, la superficie de la piel cambia cuando la persona está en movimiento, con lo cual se modifica la posición de los marcadores, puede presentarse oclusión y requieren que las medidas sean tomadas en un ambiente especialmente adecuado para las evaluaciones [2, 3, 4, 5].

En aplicaciones clínicas y biomecánicas se han desarrollado sistemas sin marcadores para estimación de centros articulares, seguimiento de segmentos de los miembros inferiores y análisis de discapacidades del movimiento. La mayoría de estas investigaciones utilizan modelos del cuerpo humano en dos o tres dimensiones, en las cuales se hace seguimiento de la información anatómica y cinemática relevante o se realiza un ajuste de éste a planos 2D de la imagen o a representaciones 3D [5]. Los modelos 3D normalmente constan de dos características: la estructura del esqueleto (figura de segmentos) y el músculo que lo rodea (basada en superficie). La primera característica consiste en una colección de segmentos y ángulos articulares, con varios grados de libertad en el lugar de la articulación; la segunda utiliza polígonos, cilindros y volúmenes en general para representar las diferentes formas de las partes del cuerpo [2]. Se han propuesto diferentes tipos de modelos: segmentos [6, 7], *superquadrics*¹ [2, 3, 8], cilindros, poliedros [9, 10], deformables [11], estrategia de identificación de las partes del cuerpo humano (*HBPIS - Human Body Part Identification Strategy*) [12], algoritmo iterativo del punto más cercano (*ICP - Iterative Closest Point*) [5], cadenas cinemáticas [4, 13], superelipsoides [14] y voxeles.

El principal problema tratado en esta investigación consistió en obtener información del movimiento sin utilizar marcadores. En el desarrollo de la metodología se hicieron diferentes capturas de la marcha en el plano sagital, posteriormente se obtuvo la silueta de los miembros inferiores mediante el método de estimación de fondo *Sigma-Delta* y finalmente se hizo detección y seguimiento de los segmentos articulares mediante transformaciones de distancia e implementación del filtro *Kalman*. Este artículo se encuentra organizado como sigue: en la sección 2 se describe la metodología utilizada, los

¹*Superquadrics*: familia de objetos tridimensionales paramétricos, útiles para el modelamiento geométrico y de sencilla representación matemática.

resultados obtenidos y su análisis se encuentran en la sección 3 y finalmente las conclusiones se presentan en la sección 4.

2. Método

La figura 1 resume el método utilizado. La primera parte (Subsec. 2.2) es la segmentación del objeto en movimiento. En segundo lugar (Subsecs. 2.3, 2.4) está el parámetro de detección, el cual consiste en hacer corresponder la silueta con un conjunto de puntos representativos de las articulaciones de cadera, rodillas y tobillos, para obtener la información del movimiento de los miembros inferiores a lo largo de la secuencia de video.

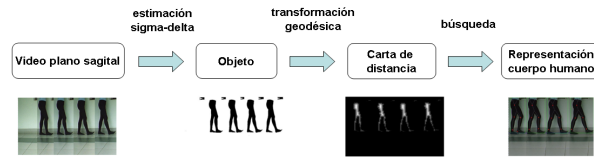


Figura 1: Visión general de la metodología aplicada.

2.1. Captura de Video

El proceso inicial consistió en realizar la captura del movimiento. Para tal fin se grabaron seis videos de 49 ciclos de marcha en el plano sagital, con una resolución de 640×480 píxeles, a 30 cuadros por segundo, bajo condiciones de iluminación semicontrolada con una cámara fija *firewire Unibrain Fire-i* previamente calibrada.

2.2. Segmentación

El siguiente paso fue obtener la silueta de los miembros inferiores. La segmentación fue manejada con el método de estimación de fondo estático *Sigma-Delta*, donde dada una secuencia de imágenes I_t , se extrae una imagen binaria S_t , en la cual los píxeles x tales que $S(x) = 0$ forman la escena estática o fondo, mientras que los píxeles x tales que $S(x) = 1$ constituyen los objetos en movimiento o primer plano.

La estimación *Sigma-Delta* sólo proporciona una clasificación de primer plano a nivel de pixel y no es suficiente para obtener las siluetas deseadas, razón por la cual esta puede combinarse con regularización espacio-temporal. En nuestro sistema, esto se hizo aplicando un filtro morfológico, seguido por una reconstrucción geodésica [15]. Como resultado se obtuvieron secuencias suficientemente largas de los objetos binarios de interés.

2.3. Transformación Geodésica y Esqueletización

Una vez obtenida la silueta de los miembros inferiores, una transformación geodésica Euclidiana se aplicó a la silueta segmentada $D(p) = \min\{dist_M(p, q), q \in O\}$ [16], generando un mapa de distancias cuyo objeto de interés es la silueta en sí.

Sean S_t la imagen binaria y d la distancia sobre el plano discreto \mathbb{Z}^2 . La transformada de distancia de S_t se define como:

$$F_{S_t}^d : \mathbb{Z}^2 \longrightarrow \mathbb{N}$$

$$x \longmapsto \min_y \{d(x, y); y \in \mathbb{Z}^2, S_t(y) = 0\}$$

El mapa de distancias se redujo a un grafo con el fin de obtener el esqueleto de los miembros inferiores. Este proceso se realizó aplicando un algoritmo de adelgazamiento, donde dada la imagen obtenida de la transformación geodésica D_t y un elemento estructural compuesto $B = (B_1, B_2)$, el esqueleto se calcula a partir de [17]: $D_t \triangleright B = D_t - (D_t * B)$.

2.4. Representación y Seguimiento del Cuerpo Humano

Después de obtenerse el esqueleto E_t de la silueta, se hizo la detección de cinco puntos articulares correspondientes a cadera, rodillas y tobillos. Este proceso consistió primero en encontrar las posiciones de los valores máximos del esqueleto, en segundo lugar se hizo una inicialización de las posiciones articulares de interés, de acuerdo al protocolo VCM (Vicon Clinical Manager) [18]. Posteriormente se continuó la detección de los puntos articulares en cada cuadro del video, conservando en cierto margen las distancias antropométricas entre los segmentos cadera-rodillas y rodillas-tobillos y seleccionando la medición de cada punto de acuerdo a la mínima distancia Euclidiana entre un conjunto de mediciones anteriores y cada uno de los puntos máximos calculados sobre el esqueleto.

Sea $X = \{x_h, x_k^1, x_k^2, x_a^1, x_a^2\}$ el conjunto de posiciones en \mathbb{Z}^2 de las cinco articulaciones del esqueleto. Sea μ_t^X el conjunto de las cuatro distancias calculadas para ubicar los puntos a la imagen de acuerdo a X . La función de ajuste de los puntos con respecto a I_t se define como: $\Phi(\mu_t^X, S_t) = \sum_{z \in \mu_t^X} F_{I_t}^d(z)$. La extracción de los puntos articulares se denota como el siguiente problema de optimización: $X_{puntos}^t = \arg \max_{X \in \mathbb{Z}^2} \Phi(\mu_t^X, I_t)$.

Las posiciones (x, y) de cada punto articular y sus respectivas velocidades $\frac{dx}{dt}$ y $\frac{dy}{dt}$ se utilizaron para seguir y modelar la dinámica de estos puntos articulares, cuyas características muestran que la velocidad entre cuadros del video es constante y que el movimiento es lineal.

3. Resultados Generales y Discusión

La estimación *Sigma-Delta* se realizó tomando una escena de fondo inicial M_{t-1} , con base en la cual se segmentó la silueta de los miembros inferiores I_t , mediante la estimación de un fondo estático M_t . Después se calculó el valor absoluto de la diferencia entre el cuadro de entrada I_t y el fondo estimado M_t .

En general se obtuvieron siluetas bien definidas de los miembros inferiores, aunque se presentaron inconvenientes relacionados con sombras proyectadas debido a que las condiciones de iluminación fueron semicontroladas. Las figuras 2(izq.) y 3(a) muestran diferentes secuencias de video capturadas en un ambiente con condición de iluminación no uniforme. Los resultados de la estimación *Sigma-Delta* se muestran en las figuras 2(der.) y 3(b).

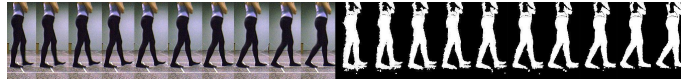


Figura 2: (izq.) Secuencia de caminata en el laboratorio de marcha, (der.) resultados de la estimación de fondo *Sigma-Delta*.



Figura 3: (a) Secuencia de caminata usando morral, capturada en un ambiente con iluminación artificial, (b) resultado de la estimación de fondo *Sigma-Delta*, 197 cuadros.

Las secuencias binarias obtenidas después de la estimación *Sigma-Delta* se utilizaron para calcular la carta de distancias (ver figura 4(a)). Posteriormente se llevó a cabo un proceso de esqueletización con el cual se obtuvo la estructura del objeto (figura 4(b)).

En algunos cuadros del video, el esqueleto no muestra su correspondencia con los ejes medios de la silueta, sin embargo este tipo de modelo permite tener una estimación de los centros articulares. El cálculo del esqueleto de la silueta de los miembros inferiores fue la base para el proceso de detección de los cinco puntos articulares de cadera, rodillas y tobillos. Estos puntos se obtuvieron calculando los valores máximos del esqueleto y ajustando sobre éste unas posiciones iniciales (mediciones). Las mediciones fueron ajustadas

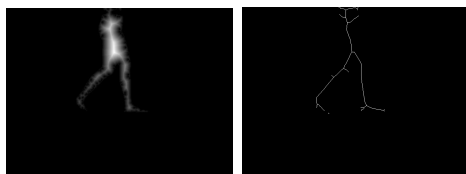


Figura 4: Carta de distancias y esqueleto de los miembros inferiores. (sup.) Carta de distancias, (inf.) esqueleto.

durante la secuencia de marcha con ayuda de la predicción de cada cuadro anterior del video realizada por el filtro *Kalman* (estimaciones) (figura 5).



Figura 5: Detección y seguimiento de las articulaciones de cadera, rodillas y tobillos en medio ciclo de marcha (18 cuadros de video).

En la figura 6 se observan los resultados de aplicar algunos métodos de detección de objetos. Cada resultado se contrastó con una imagen de referencia segmentada manualmente *foreground truth* con el fin de demostrar que el método de estimación de fondo *Sigma-Delta* tiene un mejor desempeño. El análisis se hizo utilizando el coeficiente de similitud de *Jaccard*, el cual es un estadístico utilizado para comparar la similitud y diversidad de los grupos de una muestra [19]. Los rangos de este coeficiente se encuentran entre 0 y 1, donde el 1 significa en este caso que las imágenes son completamente semejantes entre sí (ver tabla 1).

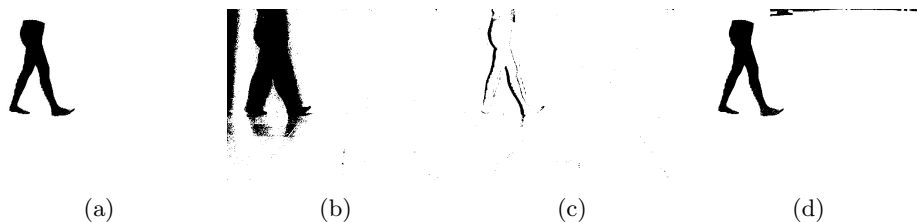


Figura 6: Comparación entre algunos métodos de detección de objeto. (a)Imagen de referencia, (b)resultado de la detección utilizando media adaptativa. (c)Método de diferencia de cuadros, (d)resultado de la estimación de fondo *Sigma-Delta*.

Cuadro 1: Coeficiente de similitud de *Jaccard* de cada método.

Método	Coeficiente
Media adaptativa	0
Diferencia de cuadros	0
Sigma-Delta	0,02

La postura de los miembros inferiores se estimó manualmente en cada cuadro del video y se obtuvieron automáticamente los desplazamientos angulares alrededor de la cadera y las rodillas. Las figuras 7(a) y 7(b) muestran las curvas de estos desplazamientos en un ciclo de marcha. Los resultados evidencian que en el caso de la cadera, los desplazamientos obtenidos con el método propuesto se asemejan al método que utiliza marcadores, a las marcaciones realizadas por un especialista y a los datos biomecánicos teóricos encontrados en [20]. Solamente entre el 20 %-30 % y el 60 %-70 % del ciclo de marcha se presenta un comportamiento diferente debido a que en esos momentos se está realizando la fase de balanceo donde se evidencian los inconvenientes de la oclusión de las rodillas. En cuanto a los desplazamientos angulares de la rodilla, se evidencian algunos comportamientos diferentes a la tendencia encontrada en la curva teórica debido a que además de influir la oclusión de las articulaciones de rodillas, también afecta la oclusión presentada en los puntos articulares del tobillo. Sin embargo, los resultados obtenidos son alentadores y demuestran que el método sin marcadores podría ser utilizado en aplicaciones clínicas de análisis de marcha.

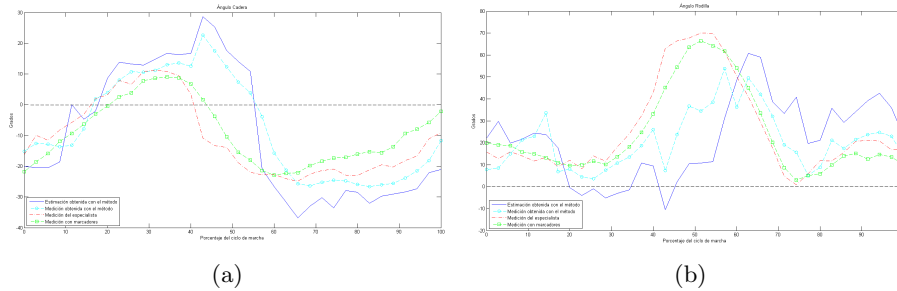


Figura 7: Desplazamientos angulares. (a)Desplazamiento angular de la cadera durante un ciclo de marcha, (b)desplazamiento angular de la rodilla durante un ciclo de marcha.

Las curvas de los desplazamientos angulares de cadera y rodilla se analizaron mediante estimadores de la varianza entre las curvas teóricas (observación) y aquellas obtenidas con marcadores, sin marcadores y con la medición realizada por un especialista (estimación). Se calculó la varianza muestreada, s^2 y el error cuadrático medio, MSE (tablas 2 y 3):

Cuadro 2: Varianza muestreada desplazamientos angulares de cadera y rodilla.

	Mediciones	Estimaciones	Especialista
s^2_{cadera}	109.27	106.42	108.93
$s^2_{rodilla}$	379.77	376.02	375.30

Cuadro 3: Error cuadrático medio desplazamientos angulares de cadera y rodilla.

	Mediciones	Estimaciones	Especialista
MSE cadera	122.45	223.64	28.02
MSE rodilla	199.65	698.93	31.99

En la tabla 2 los resultados muestran que en general el método desarrollado en esta investigación presenta un comportamiento similar al encontrado en la teoría y al que utiliza marcadores. En el caso de la tabla 3 se realiza una comparación punto a punto entre los datos teóricos (observación) y aquellos obtenidos con marcadores, sin marcadores y con el criterio de un especialista (estimación). El desplazamiento angular de cadera calculado con el método sin marcadores es bastante similar al obtenido con el método con marcadores. En cuanto al desplazamiento angular de rodilla se evidencia una diferencia notable entre los métodos con y sin marcadores. Este comportamiento se presenta debido a las oclusiones entre rodillas y tobillos que son evidentes en las fases de balanceo del ciclo de marcha.

4. Conclusiones y Trabajo Futuro

Se presentó un método para el análisis de marcha sin marcadores. La silueta de los miembros inferiores se obtuvo con el método de estimación de fondo *Sigma-Delta* ($\Sigma - \Delta$), el cual permite realizar una detección precisa de los objetos en movimiento. El seguimiento de los miembros inferiores a lo largo de la secuencia, permitió obtener los desplazamientos angulares de la cadera y la rodilla. Las curvas que describen estos desplazamientos se compararon con aquellas obtenidas utilizando el método de marcadores y con las marcaciones realizadas por un especialista, encontrando que en el caso de la cadera, el método desarrollado se asemeja a las referencias establecidas, mientras que en el caso de la rodilla, se presentan algunos comportamientos diferentes en las fases de balanceo (20 %-30 % y 60 %-70 %) del ciclo de marcha, debido a la oclusión de las rodillas y los tobillos. La variabilidad en los resultados también se ve influenciada en el caso de los marcadores por el tipo de protocolo utilizado y en cuanto a las marcaciones manuales, por el grado de conocimiento del experto. En general, este método arroja resultados muy alentadores y podría ser utilizado en aplicaciones médicas del análisis de marcha.

El método desarrollado conduce a futuras investigaciones en las cuales se integre este análisis monocular a un sistema multi-vista para obtener una completa representación 3D del cuerpo humano, de esta manera evitar las dificultades que se presentan durante la oclusión y obtener información mucho más certera de las posiciones articulares de caderas, rodillas y tobillos.

Referencias

- [1] R. Davis, Clinical gait analysis (1988) 35–40.
- [2] D. M. Gavrilu, L. S. Davis (Eds.), 3D Model Based Tracking of Humans in Action: a Multi View Approach, IEEE, 1996.
- [3] E. C. F. Marzani, L. Legrand, A 3d marker free system for the analysis of movement disabilities an application to the legs, IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine 5 (1) (2001) 18–26.
- [4] J. Saboune, F. Charpillat (Eds.), Using Interval Particle Filtering for Marker less 3D Human Motion Capture. Proceedings of the 17th IEEE International Conference on Tools with Artificial Intelligence (IC-TAI05), IEEE Computer Society, 2005.
- [5] S. C. L. Mundermann, T. P. Andriacchi (Eds.), Accurately Measuring Human Movement Using Articulated ICP with Soft-joint Constraints and a Repository of Articulated Models, Computer Vision and Pattern Recognition, 2007. CVPR07. IEEE Conference on, 2007.
- [6] T. Persson, A marker-free method for tracking human lower limb segments based on model matching, International Journal of Bio-Medical Computing 41 (1996) 87–97.
- [7] J. C. M. Goffredo, R.D. Seely, M.Ñixon, Markerless view independent gait analysis with self-camera calibration, IEEE (978-1-4244-2154-1/08/).
- [8] A. Sundaresan, R. Chellappa (Eds.), Markerless Motion Capture using Multiple Cameras. Proceedings of the Computer Vision for Interactive and Intelligent Environment (CVIIE05), IEEE Computer Society, 2005.
- [9] J. D. D. Meyer, H.Ñiemann (Eds.), Model Based Extraction of Articulated Objects in Image Sequences for Gait Analysis, IEEE, 1997.

- [10] L. W. C. Wan, B. Yuan, Z. Miao (Eds.), Model-Based Markerless Human Body Motion Capture Using Active Contour. Signal Processing, 2008. ICSP 2008. 9th International Conference on, IEEE, 2008.
- [11] R. H. H. L. Y. Lu, L. Wang, C. Shen, Multi-view human motion capture with an improved deformation skin model, IEEE Computer Society (doi:10.1109/DICTA.2008.14).
- [12] I. Kakadiaris, D. Metaxas, Model based estimation of 3d human motion, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence 22 (12) (2000) 1453–1459.
- [13] L. M. S. Corazza, E. Gambaretto, T. Andriacchi, A marker-free method for tracking human lower limb segments based on model matching, Biomedical Engineering, IEEE Transactions on: Accepted for future publication.
- [14] R. Kehl, L. V. Gool, Markerless tracking of complex human motions from multiple views, Computer Vision and Image Understanding 104 (2006) 190–209.
- [15] A. Manzanera, Sigma-delta background subtraction and the zipf law, Pattern Recognition Letters 28 (3) (2007) 320–328.
- [16] O. Cuisenaire, Distance transformations: Fast algorithms and applications to medical image processing, Ph.D. thesis, Universite catholique de Louvain (UCL) (1999).
- [17] G. P. y J.M. de la Cruz, Visión por Computador, Alfaomega, 2002.
- [18] R. Dorociak, T. Cuddeford, Determining 3-d system accuracy for the vicon 370 system 3 (2).
- [19] R.Ñazirah, M. Daud (Eds.), A Function Principle Approach to Jaccard Ranking Fuzzy Numbers, 2009 International Conference of Soft Computing and Pattern Recognition. IEEE Computer Society, 2009.
- [20] M.Ñ. y V.H. Frankel, Biomecánica Básica del Sistema Musculoesquelético, McGraw Hill, 2004.