

Metodología para la evaluación de la marcha normal y patológica con correlación digital de imágenes

Methodology for Assessing of normal and pathological gait with digital image correlation

Nefi David Pava Chipol ^{a,c} *, Juan Alfonso Beltrán Fernández ^a,
Luis Héctor Hernández Gómez ^a, Alejandro González Rebattú ^b, Joel Francisco Pava Chipol ^{a,c},
Oscar Raya Romero ^b, Carlos Horacio Mcnaught Salguero ^b

^aSEPI-ESIME- Zacatenco, Instituto Politécnico Nacional, Ciudad de México, México

^bDepartamento de Ortopedia, Hospital Regional ISSSTE 1º de Octubre, Ciudad de México, México

^cDepartamento de Ingeniería Electromecánica, ITSSAT. San Andrés Tuxtla, Veracruz, México

Recibido: 03/04/2017; revisado: 19/08/2017; aceptado: 12/01/2018

N. D. Pava Chipol, L. H. Hernández Gómez, J. A. Beltrán Fernández, J. F. Pava Chipol, O. Raya Romero, C. H. Mcnaught Salguero, A. González Rebattú: Metodología para evaluar la marcha normal y patológica con correlación digital de imágenes *Jou.Cie.Ing.* **10** (1): 39-46, 2018. ISSN 2145-2628, e-ISSN 2539-066X.

Resumen

El análisis de la marcha es un tema que ha sido objeto de múltiples investigaciones científicas durante varios años, los análisis cinemáticos y dinámicos son importantes para el diagnóstico y evaluación de patologías, es por ello que en la práctica clínica es aconsejable comenzar analizando la marcha. Entre las técnicas más comunes se destacan las de electromiografía (EMG), las plataformas dinamométricas y la videogrametría. Sin embargo, la mayoría de las evaluaciones se centran en la cinemática y dinámica del proceso de la marcha para comprender los patrones normales y patológicos. Considerando lo anterior, el objetivo de este trabajo es presentar una metodología para evaluar la marcha normal y patológica, estudiando los desplazamientos que ocurren durante en los diferentes periodos de la marcha. Para ello, se analizó la marcha patológica de tres individuos y se comparó con los de un individuo clínicamente sano, siendo esta última la línea de base. Para hacer la comparación de los diversos parámetros, se utilizó el Programa ARAMIS, que se basa en la correlación digital de imágenes (CDI). Finalmente, se identificaron los aspectos anormales que tienen lugar en una marcha patológica, los resultados de esta investigación se utilizarán en el diseño de prótesis y órtesis de extremidades inferiores.

Palabras Claves: Análisis de marcha, órtesis, prótesis, correlación digital de imágenes, videogrametría, desplazamientos.

Abstract

In this paper, the assessment of a normal and pathological gait is reported. It is commonly evaluated the diverse angles which are developed in this process. Diverse techniques have been used. Optoelectronics or the development of testing rigs which evaluate diverse parameters of the gait have been used. However, most of the evaluations are focused on the kinematic and dynamic of the gait process. They also make this evaluation since an energetic point of view.

* sowbran@gmail.com

The kinematic was evaluated during the different phases of the gait. In view of the foregoing, for this purpose, the pathological gait of tree individuals was evaluated. It was compared with the normal gait of an individual. The last one is considered as a baseline. In order to make a comparison of the diverse parameters, the Aramis code was used. It is based on the correlation of images. In the final part of this work, the abnormal aspects which take place in a pathological gait were identified. This information will be used in the design of prosthesis of lower limbs.

Keywords: Gait cycle, digital image correlation, prosthesis, videogrammetry, displacement.

1. Introducción

La marcha normal se ha descrito como una serie de movimientos alternantes, rítmicos, de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad. Un ciclo de marcha completo está comprendido entre dos choques de talón consecutivos del mismo pie. Este se puede clasificar en dos fases, la de apoyo y balanceo, las cuales representan el 100% del ciclo de la marcha. La fase de apoyo está conformada por cinco periodos: Contacto inicial, respuesta a la carga, medio apoyo, apoyo final, pre-balanceo; mientras que la fase de balanceo por tres periodos: Balanceo inicial, balanceo medio, balanceo final, las cuales se pueden observar en la figura 1 [1]. La marcha patológica se define como la alteración por algún factor del patrón normal de la marcha. Los cambios patológicos en la marcha pueden ser consecuencia de un acortamiento del miembro inferior, debilidad, dolor, factores psicológicos (miedo), alteraciones neurológicas ó inestabilidad articular. En la marcha patológica, las alteraciones de la rodilla, son las más habituales debido a la flexión-extensión inadecuada del miembro inferior. En la rodilla la alteración aparece en varios periodos del ciclo de marcha como lo son: contacto inicial, pre-balanceo y balanceo inicial, en todas ellas provoca modificaciones funcionales de la marcha [2].

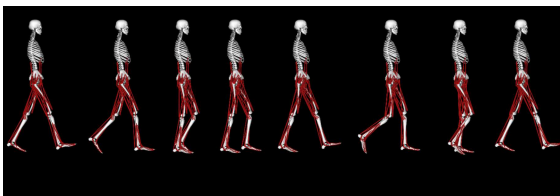


Fig. 1. Descripción del ciclo de marcha [3]

El análisis de la marcha humana resulta ser de gran utilidad para una amplia gama de aplicaciones, como el diagnóstico y elección de tratamientos en pacientes con lesiones o enfermedades en miembro inferior. Los

métodos y tecnologías existentes para este análisis son numerosos, y permiten obtener parámetros cuantitativos característicos de un patrón de marcha de manera objetiva. Como se expuso previamente, uno de ellos son los de videogrametría, electromiografía y dinamometría, que consisten en el uso cámaras de alta resolución, los cuales consideran puntos anatómicos referenciados para determinar los valores de: recorrido, velocidad, aceleración, fuerza, potencia y ángulos articulares de los miembros inferiores [4, 5].

Sin embargo, a pesar de que existen varios procedimientos para analizar la marcha, aún son pocos los métodos que nos permiten analizar las deformaciones o desplazamientos que se generan durante la marcha, ya que al analizar estos valores nos podría proporcionar información relevante para el diseño de dispositivos ortopédicos o diseño de prótesis. Por lo anterior, una alternativa es la Correlación Digital de Imágenes (CDI), método no invasivo que mediante análisis de imágenes digitales del objeto sometido a ensayo permite obtener el campo completo de desplazamientos, el cual, dependiendo si se produce en el plano o fuera de él, la técnica de correlación de imágenes debe utilizarse en dos o en tres dimensiones [6]. En términos simples, el método permite calcular deformaciones a partir de las imágenes del ensayo independientemente del tamaño de la muestra. El método permite tanto el cálculo de los desplazamientos verticales como horizontales. Hild y cols. [7] demostraron que los desplazamientos pueden ser determinados mediante Correlación Digital de Imágenes, y que este método permite caracterizar mejor el comportamiento de los materiales en diferentes instantes durante un experimento. Ackermann y cols. [8] expusieron que la correlación digital de imágenes basadas en mínimos cuadrados tiene una alta exactitud al medir los desplazamientos y deformaciones, llegando a conclusiones optimistas sobre su desarrollo y aplicación en la fotogrametría. Campos-López y cols. [9] Evaluaron los campos de deformación y calcularon el módulo de elasticidad y la relación de Poisson del hueso trabecular de las 6 vértebras lumbares de la columna porcina mediante una correlación de imagen digital bidimen-

siona. Los resultados obtenidos son útiles en la caracterización mecánica de estructuras óseas y en el diseño de prótesis. Por su parte, Barisch y cols [10], realizaron un estudio para evaluar las diferencias de las deformaciones entre la morfología estática y dinámica del pie durante la marcha mediante un nuevo sistema de escaneo DynaScan4D. Mientras que Van den Herrewegen [11] analizó la cinemática del pie mediante escaneo 3D dinámico sin marcadores (D3DScanning), para la construcción del modelo de pie. De los resultados obtenidos se menciona que son importantes para la manufactura y construcción de calzado. Blenkinsopp y cols. [12] utilizaron una metodología que emplea un sistema de correlación digital de imágenes en tres dimensiones (3D) para medir la forma dinámica del pie durante la marcha. Obteniendo resultados relacionados con la morfología del pie que mostraron la validez del método y su potencial en el futuro. Todos ellos llegaron a la conclusión, de que la CDI, tiene las bases suficientes para ser la mejor alternativa. Reynolds y cols. [13] utilizan el Sistema Aramis para medir el movimiento de segmentos óseos en dos sistemas diferentes de fijación de una fractura distal del radio. Con el modelo en ARAMIS, se obtuvieron los movimientos tridimensionales de los segmentos óseos, en particular el movimiento relativo entre los segmentos del radio. Posteriormente, con los resultados obtenidos, se indicó el tipo de curación que se esperaba clínicamente. Relacionado al presente estudio, se propone una metodología para analizar los desplazamientos en la rodilla durante la marcha patológica y se compararon con los parámetros obtenidos de una marcha normal (paciente clínicamente sano), los resultados obtenidos servirán para el estudio y desarrollo de nuevos dispositivos ortopédicos que ayudarán a pacientes con déficit en su ciclo de marcha. Finalmente, Para ejemplificar el uso de la metodología propuesta en este artículo, se realiza el análisis de desplazamientos en la rodilla durante el ciclo de marcha.

2. Correlación digital de imágenes

Es una técnica experimental de campo completo que permite a partir de imágenes tomadas durante el ensayo, evaluar los desplazamientos y deformaciones producidas [14, 15]. Se puede aplicar en dos dimensiones y los desplazamientos son detectados directamente a partir de imágenes digitales de la superficie de un objeto analizado (muestra). En la Figura 2 se observa un ejemplo típico de un montaje experimental en dos dimensiones.

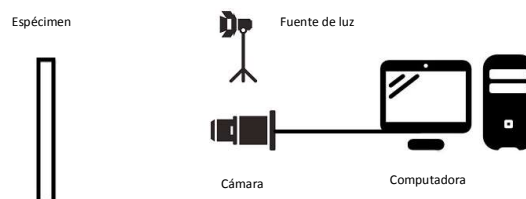


Fig. 2. Preparación para la medición de desplazamientos usando correlación digital de imágenes.

La superficie plana de un objeto se observa por lo general por una cámara con una lente [16, 17]. Posteriormente, las imágenes de la superficie del objeto, una antes y otra después de la deformación, se registran y almacenan en un ordenador como imágenes digitales. Estas imágenes se comparan para detectar desplazamientos por la búsqueda de un punto de emparejado de una imagen a otra, figura 3 (a). El desplazamiento del subconjunto en la imagen antes de la deformación se encuentra en la imagen después de la deformación mediante la búsqueda en el área de la misma distribución de intensidad de la luz con el subconjunto. Una vez que se encuentra la ubicación de este subconjunto en la imagen deformada, el desplazamiento de este subconjunto puede ser determinado [6]. Para llevar a cabo este proceso, la superficie del objeto debe tener una característica que permite igualar el subconjunto. Si ninguna característica se observa en la superficie del objeto, un patrón aleatorio artificial debe ser aplicado. La Figura 3 (b) muestra un ejemplo típico del patrón al azar sobre la superficie de un objeto producido por la pulverización de pintura. El concepto anterior es común entre otras técnicas de CDI.

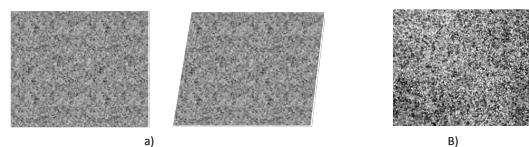


Fig. 3. a) Superposición del subconjunto antes y después de la deformación b) Patrón aleatorio sobre la superficie de un espécimen.

3. Métodos y materiales

El software utilizado en este trabajo experimental fue el sistema ARAMIS® DIC, desarrollado por GOM. Es especialmente apropiado para la medición de deformación tridimensional bajo cargas estáticas y dinámicas

con el fin de analizar esfuerzos y deformaciones en componentes reales. Dicho software reconoce la estructura superficial del objeto medido en imágenes obtenidas con cámara digital y asigna coordenadas a los píxeles de la imagen. La primera imagen en el proyecto de medición representa el estado no deformado del objeto y durante el proceso, se van obteniendo y almacenando las imágenes del objeto deformado en cada instante. Por otro lado, es importante mencionar que aunque el sistema ARAMIS® tiene sus propias cámaras que registran las deformaciones de los materiales en 3D, pero también es posible usar imágenes procedentes de otra fuente, que luego se importan en el software para procesar [18, 19]. La metodología empleada en el estudio de las diferentes marchas apoyando en la técnica descrita fue la siguiente:

- (i) Selección de pacientes
- (ii) Preparación de los pacientes
- (iii) Preparación experimental
- (iv) Procesamiento del vídeo
- (v) Obtención del modelo computacional mediante correlación digital de imágenes
 - (a) Selección de la etapa
 - (b) Selección de máscara o área a analizar
 - (c) Definir punto de inicio

Para el experimento se utilizó una cámara Reflex profesional marca CANON modelo T3i de 18 megapíxeles, full HD y sensor óptico de 14.9 x 22.3 mm. Con capacidad de grabar videos a 60 cuadros por segundo con una resolución de 720p (1280x720 píxeles). El lente Canon EF-S 18-55mm f/3.5-5.6 IS con estabilización de imagen, facilitó la toma de vídeos claros y nítidos. La cámara se montó en un tripie en una posición fija, para aumentar el campo de vista cada toma.

3.1. Selección de pacientes

Tres pacientes del área de ortopedia del Hospital Regional ISSSTE 1° de Octubre fueron seleccionados de acuerdo a los siguientes padecimientos:

- Adicionalmente se incluyó a un paciente clínicamente sano que sirvió para establecer punto de comparación, y siguiendo los criterios de inclusión para el estudio se definió lo siguiente:
- Mayores de 20 años y menores de 65 años.
 - Sean filiados al hospital.
 - Que cuenten con un historial y diagnóstico clínico
 - Con antecedentes de anormalidad en la marcha.
 - Capacidad de caminar autónomamente 5m sin detenerse.

Es importante mencionar, que todos los participantes

dieron su consentimiento informado antes de realizar el procedimiento, el cual fue aprobado por los médicos en turno.

Pacientes seleccionados	
Paciente	Discapacidad y diagnóstico
1	Dismetría y osteoartritis de rodilla
2	displacia bilateral de cadera
3	prótesis de rodilla
4	Paciente clínicamente sano

Table 1: Pacientes seleccionados.

3.2. Preparación de los pacientes

Una vez que los cuatro pacientes fueron seleccionados, la preparación superficial es importante para llevar a cabo una medición correcta. El patrón superficial debe de ser capaz de seguir la trayectoria de la muestra, lo que significa que el patrón no debe perderse durante la grabación. Para esto, se preparó a cada paciente con una malla deportiva de color negro, donde se aplicaron los puntos de reconocimiento, que sirvieron para identificar en la computadora el área a estudiar. Enseguida, se le indicó a cada paciente la trayectoria y posición donde realizarían la marcha, siendo esta una distancia aproximada de 3 metros de largo y 40 cm de ancho. Es importante mencionar que la superficie de la malla a motear, fue sobre una tela lisa y fina (poliamida y elastano), y el tamaño del área a marcar con un tamaño de área aproximado de 600 cm².



Fig. 4. a) Paciente vistiendo la malla de color negro. b) Puntos de referencia (moteo).

3.3. Preparación experimental

Las mediciones de marcha fueron analizadas sobre una trayectoria marcada. Basado en el esquema de la figura 5 donde se muestra la trayectoria la cual consistió en caminar sobre un piso firme y suave, de una longitud de 4 m de largo y 0.4 m de ancho, con una buena iluminación durante la grabación. Tras analizar a todos los pacientes, con el fin de evitar algún malestar o incomodidad que afecte su ciclo de marcha, se les dijo que podían caminar durante un periodo de 2 minutos para relajarse, en este periodo no se realizó ninguna grabación. Pasado el periodo de relajación muscular, se comenzó la prueba, indicando al paciente a caminar a una velocidad promedio, mientras que se registraban las grabaciones. Finalmente, cinco grabaciones se hicieron de cada uno de los pacientes para reducir la variabilidad de los resultados. Con un período de descanso de 5 minutos entre grabaciones [5].

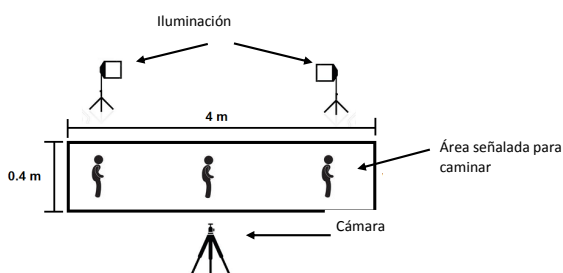


Fig. 5. Diagrama de la configuración experimental para la prueba de la marcha.

3.4. Obtención del modelo computacional mediante CDI

Referente al caso de estudio, aplicaremos el software ARAMIS® para determinar los desplazamientos en X,Y que se generan en la rodilla durante los distintos periodos de la marcha, para ello se analizó la marcha de cuatro pacientes, tres de ellos tienen alguna anomalía, mientras que uno tiene una marcha normal. Por otro lado, es importante mencionar que, aunque el sistema tiene sus propias cámaras que registran las deformaciones de los materiales en 3D, sin embargo, aplicaremos un método para medir desplazamientos 2D.

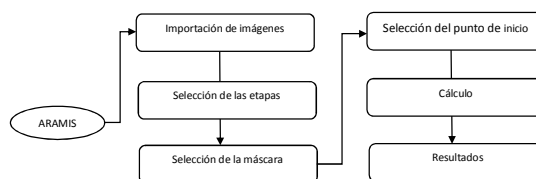


Fig. 6. Diagrama de procesamiento de Aramis.

3.4.1. Selección de la etapa

En la selección de la etapa, se determinó una plantilla que contiene el parámetro para el procesamiento del proyecto o archivo. Los parámetros de la etapa definen el cálculo que se realizará en una o todas las etapas. Normalmente, estos valores predeterminados son suficientes, pero pueden modificarse dependiendo del caso de estudio. El programa proporciona de manera automática o predefinida y obtiene las etapas que corresponden a cada imagen, de las cámaras del equipo, pero también permite obtener imágenes provenientes de otras fuentes como es este caso. Para ello se utilizó la opción "New Stage from Image Series", la cual permitió agregar las imágenes (.png o .tif) extraídas de los videos grabados previamente.



Fig. 7. Selección del número de etapas.

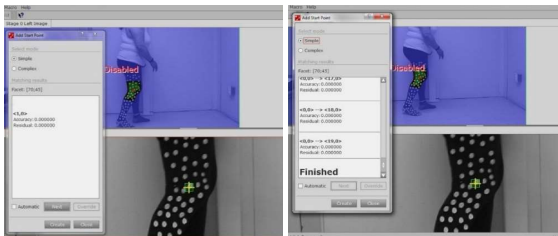
3.4.2. Selección de máscara o área a analizar

La selección de la máscara permitió que el software pudiera llevar a cabo los cálculos de cada fase en áreas definidas de las imágenes obtenidas por la cámara. Para definir el área de máscaras, el software proporciona herramientas extensas (selección circular, cuadrada o libre). Es importante mencionar que sólo las áreas seleccionadas en una muestra son las que se calculan. Así, por ejemplo, los fondos, los bordes de la muestra y los contornos no se incluyen en el cálculo. Las siguientes imágenes muestran la selección del área marcada a analizar:



3.4.3. Definición del punto de inicio (set point)

Para realizar el cálculo, todas las etapas requieren la definición de un punto de inicio. Generalmente, el punto de partida se refiere a la selección de un mismo punto en todas las etapas; sin embargo, si durante la prueba se pierde el punto inicial de referencia y se desea seguir visualizando el área estudiar, es necesario definir otro punto de partida en el área donde se perdió el punto. El programa ARAMIS® permite usar tres métodos diferentes crear puntos de arranque: Manual, semiautomática o automática. Para nuestro caso de estudio se ocupó el semiautomático, definiendo el punto de partida y decidiendo el punto en las etapas restantes, este es el método especialmente recomendado, ya que se puede controlar la selección del punto en todas las etapas del ciclo de marcha.



4. Resultados

En esta etapa se desarrolló un modelo en dos dimensiones (plano x, y), el cual fue utilizado para hacer un análisis computacional. En este caso tal y como se observa en la figura 10, se analizaron los desplazamientos verticales y horizontales en las diferentes fases de la marcha de cada paciente.

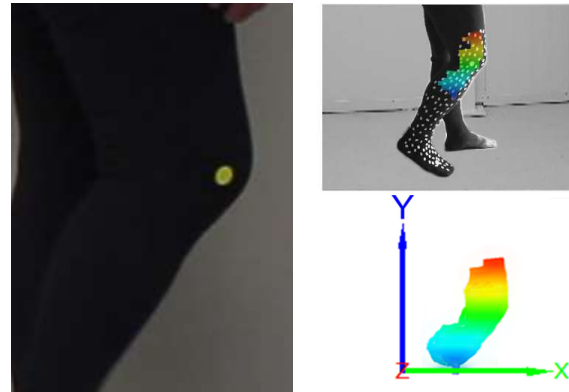


Fig. 10. a) Selección del punto de referencia en la rodilla; b) Modelo de la rodilla.

En las figuras 11-14, se muestran los patrones obtenidos de los pacientes y se observan los desplazamientos verticales y horizontales de los puntos seleccionados en las rodillas de los cuatro individuos durante los distintos periodos de la marcha como son: contacto inicial, respuesta a la carga, apoyo medio, prebalanceo, balanceo inicial y balanceo final, la franja roja representa las zonas con el mayor desplazamiento, mientras que la azul el menor desplazamiento.

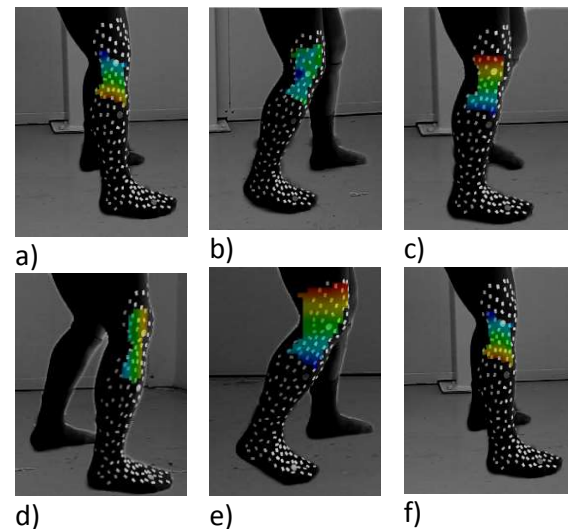


Fig. 11. Evaluación del paciente con displasia de cadera. Periodos de la marcha: a) Contacto inicial, b) Respuesta a la carga, c) Apoyo medio, d) Pre-Balanceo, e) Balanceo inicial, f) Balanceo final.

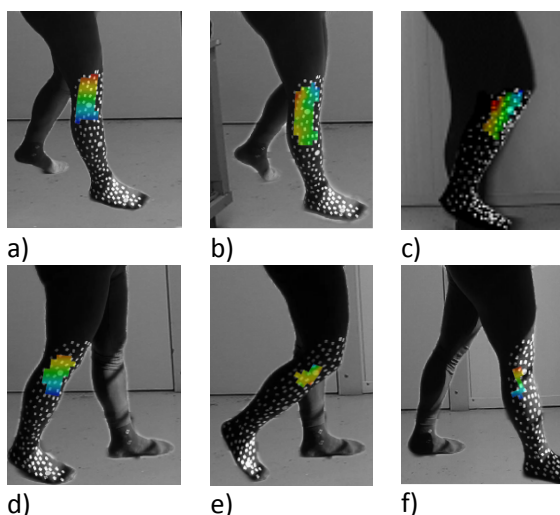


Fig. 12. Evaluación del paciente con marcha normal. Periodos de la marcha: a) Contacto inicial, b) Respuesta a la carga, c) Apoyo medio, d) Pre-Balanceo, e) Balanceo inicial, f) Balanceo final.

Al procesar todos los datos del experimento, se visualizaron las diferencias existentes para cada uno de los pacientes. En donde se observó la variación de los desplazamientos con respecto a la marcha normal, concluyendo que el desplazamiento tiene relación con la marcha patológica revelando un deterioro significativo en los tres pacientes durante los periodos de la marcha mencionados.

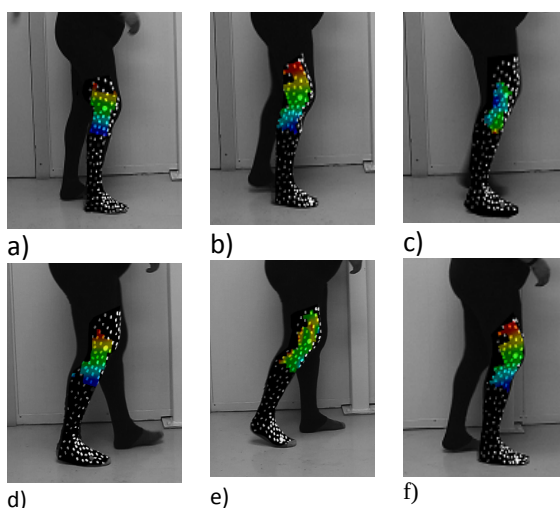


Fig. 13. Evaluación del paciente con osteoartritis de rodilla. Periodos de la marcha: a) Contacto inicial, b) Respuesta a la carga, c) Apoyo medio, d) Pre-Balanceo, e) Balanceo inicial, f) Balanceo final.

También, nos proporciona información relevante sobre los diseños de prótesis y órtesis, ya que mediante

este método podemos identificar los puntos donde ocurren mayores desplazamientos, lo que permitiría mejorar y optimizar diseños protésicos de miembro inferior. Asimismo, la información obtenida, en un futuro podría ser de utilidad para analizar e identificar patologías de la marcha mediante los desplazamientos que se obtengan de la misma.

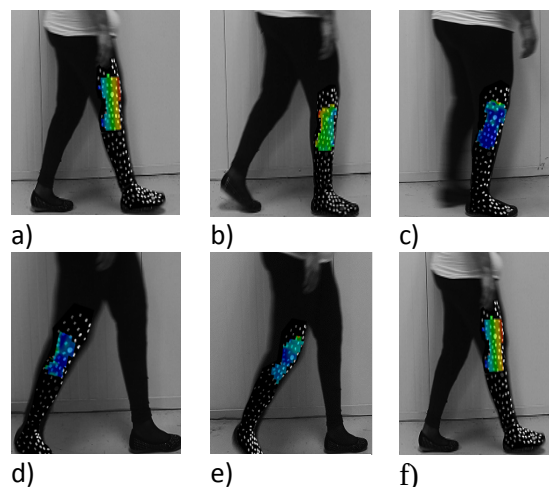


Fig. 14. Evaluación del paciente con prótesis de rodilla. Periodos de la marcha: a) Contacto inicial, b) Respuesta a la carga, c) Apoyo medio, d) Pre-Balanceo, e) Balanceo inicial, f) Balanceo final.

5. Conclusiones

La metodología que se presenta es con el fin de evaluar los desplazamientos de la marcha humana utilizando correlación digital de imágenes, para aplicar la metodología se estudiaron 4 casos reales. Como se sabe, la marcha humana ha sido estudiada extensamente por expertos de distintas áreas, con el objetivo de diseñar terapias, ejercicios y herramientas para corregir este proceso en diferentes patologías neurológicas y musculares, así como en postoperatorios de pacientes con patologías de cadera, rodilla y tobillo. Sin embargo, la metodología que se presentó es diferente a las demás propuestas, razón por la cual se motivó a desarrollar este trabajo. La metodología desarrollada en este trabajo permite obtener un modelo 2D de la pierna, similares a los que se obtienen con sistemas comerciales. El procedimiento es sencillo, económico y permite el uso de una videocámara estándar. Sin embargo, es recomendable que futuro se incluya una cámara lateral con la finalidad de analizar en 3D los distintos casos de estudio. Esto sería de gran utilidad para obtener los valores

de deformación existentes en la marcha humana. Finalmente, es importante señalar que, debido al tamaño de muestra del presente estudio, se hace referencia a que los resultados son de utilidad, pero no pueden ser generalizados como una tendencia. Es necesario incrementar significativamente el número de pacientes analizados para establecer diferencias.

Agradecimientos

Los autores agradecen el apoyo del Instituto Politécnico Nacional, al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología, así como al Hospital Regional 1 de Octubre, en especial al departamento de Ortopedia y a su personal, ya que sin su apoyo la realización de este trabajo no hubiera sido posible.

References

- [1] R. H. Fitzgerald, H. Kaufer, and A. L. Malkani, *Ortopedia*, vol. 1. Ed. Médica Panamericana, 2004.
- [2] A. Luna-Avilés, L. H. Hernández-Gómez, J. A. Beltrán-Fernández, G. Urriolagoitia-Calderón, D. Gómez-Michel, D. M. Martínez-Espinoza, E. Villegas-Acosta, and G. Urriolagoitia-Sosa, "Using quality function deployment methodology to translate qualitative to quantitative requirements in the design of a knee re-trainer," in *Characterization and Development of Biosystems and Biomaterials*, pp. 99–107, Springer, 2013.
- [3] N. D. Pava Chipol, L. H. Hernandez Gomez, J. A. Beltran Fernandez, J. F. Pava Chipol, and M. G. Pablo, "Implementation of artificial neural networks for selection the components of a modular transfemoral prostheses," *DYNA New Technologies*, vol. 4, no. 1, 2017.
- [4] A. Villa Moreno, E. Gutiérrez Gutiérrez, and J. C. Pérez Moreno, "Consideraciones para el análisis de la marcha humana. técnicas de videogrametría, electromiografía y dinamometría," *Revista ingeniería biomédica*, vol. 2, no. 3, pp. 16–26, 2008.
- [5] V. G. Duffy, *Digital Human Modeling. Applications in Health, Safety, Ergonomics, and Risk Management: Health and Safety: 8th International Conference, DHM 2017, Held as Part of HCI International 2017, Vancouver, BC, Canada, July 9-14, 2017, Proceedings*, vol. 10287. Springer, 2017.
- [6] E. López-Alba, R. López-García, R. Dorado, and F. Díaz, "Análisis de deformaciones en probetas planas mediante correlación digital de imágenes," in *XVIII Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica. Asociación Española de Ingeniería Mecánica*, 2010.
- [7] F. Hild and S. Roux, "Digital image correlation: from displacement measurement to identification of elastic properties—a review," *Strain*, vol. 42, no. 2, pp. 69–80, 2006.
- [8] F. Ackermann, "Digital image correlation: performance and potential application in photogrammetry," *The Photogrammetric Record*, vol. 11, no. 64, pp. 429–439, 1984.
- [9] J. P. Campos-López, A. Fuerte-Hernández, L. H. Hernández-Gómez, A. Martínez-García, J. A. Beltrán-Fernández, and G. Urriolagoitia-Calderón, "Determination of the mechanical properties of lumbar porcine vertebrae with 2d digital image correlation," *Journal of applied biomaterials & functional materials*, vol. 13, no. 3, 2015.
- [10] B. Barisch-Fritz, T. Schmeltzpfenning, C. Plank, and S. Grau, "Foot deformation during walking: differences between static and dynamic 3d foot morphology in developing feet," *Ergonomics*, vol. 57, no. 6, pp. 921–933, 2014.
- [11] I. Van den Herrewegen, K. Cuppens, M. Broeckx, B. Barisch-Fritz, J. Vander Sloten, A. Leardini, and L. Peeraer, "Dynamic 3d scanning as a markerless method to calculate multi-segment foot kinematics during stance phase: methodology and first application," *Journal of biomechanics*, vol. 47, no. 11, pp. 2531–2539, 2014.
- [12] R. Blenkinsopp, A. Harland, D. Price, T. Lucas, and J. Roberts, "A method to measure dynamic dorsal foot surface shape and deformation during linear running using digital image correlation," *Procedia Engineering*, vol. 34, pp. 266–271, 2012.
- [13] C. Reynolds, K. Tanner, M. Quayle, and S. Owen-Johnstone, "Use of an aramis system to measure the motion of bone segments in two different distal radial fracture fixation systems," *Journal of Biomechanics*, vol. 39, p. S525, 2006.
- [14] H. Schreier, J.-J. Orteu, and M. A. Sutton, *Image correlation for shape, motion and deformation measurements*. Springer US, 2009.
- [15] E. W. Obropta and D. J. Newman, "A comparison of human skin strain fields of the elbow joint for mechanical counter pressure space suit development," in *Aerospace Conference, 2015 IEEE*, pp. 1–9, IEEE, 2015.
- [16] W. N. Sharpe, *Springer handbook of experimental solid mechanics*. Springer Science & Business Media, 2008.
- [17] E. López-Alba, L. F. Sesé, J. VASCO-OLMO, and F. A. Díaz-Garrido, "Aplicaciones industriales de técnicas ópticas de campo completo para la medida de tensiones y deformaciones en elementos de máquinas," *Dyna*, vol. 80, no. 181, pp. 98–108, 2013.
- [18] P. Vanessa, "Optimisation and validation of the aramis digital image correlation system for use in large-scale high strain-rate events, maritime division dsto defence," *Science and Technology Organisation*, 2013.
- [19] B. Bacic and P. Hume, "Augmented video coaching, qualitative analysis and postproduction using open source software," in *ISBS-Conference Proceedings Archive*, vol. 1, 2012.