

Análisis de marcha de una persona con muleta de manos libres usando el programa Kinovea

Gait analysis of a person with a hands-free crutch using the Kinovea software

José Luis Mejía-Villamizar ¹, Diego Fernando Villegas-Bermúdez ^{2a}, Heller G. Sánchez ^{2b}

¹ Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas, Universidad Industrial de Santander, Colombia. Correo electrónico: jolmev@hotmail.com.

² Grupo de Investigación en Energía y Medio Ambiente (GIEMA), Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas, Universidad Industrial de Santander, Colombia.

Correos electrónicos: ^a dfvilleg@uis.edu.co, ^b hgsanche@uis.edu.co. Orcid: ^a 0000-0002-9331-6797, ^b 0000-0003-0081-2212

Recibido: 6 julio, 2021. Aceptado: 20 noviembre, 2021. Versión final: 19 mayo, 2022.

Resumen

La marcha humana es una serie de movimientos de las extremidades inferiores y del tronco para desplazar el cuerpo hacia adelante, y puede verse afectada por el uso de prótesis y órtesis. Se construyó una muleta manos libres como alternativa a las muletas convencionales, la cual presenta problemas en algunas partes de su diseño y requiere un análisis de marcha, el cual se realiza utilizando el *software* Kinovea comparando tres situaciones: marcha normal, utilizando la órtesis y acompañando el dispositivo de un bastón canadiense. Se aprecia que hay anomalías al utilizar la órtesis comparado con la marcha normal, las cuales se corrigen levemente con el apoyo auxiliar del bastón. Se concluye que la órtesis es deficiente en su ciclo de marcha, por lo que se propone hacerle cambios estructurales. Desarrollar esta muleta de manos libres mejorará la calidad de vida de pacientes con lesiones en el miembro inferior.

Palabras clave: análisis de marcha; biomecánica; ingeniería de rehabilitación; muleta manos libres; órtesis; fisioterapia; lesiones debajo de rodilla; Kinovea.

Abstract

The human gait is a series of movements of the lower extremities and trunk to move the body forward and can be affected using prostheses and orthoses. A hands-free crutch was built as an alternative to conventional crutches, which presents problems in some parts of its design and requires a gait analysis, which is carried out using the Kinovea software. The current study compared three situations: normal gait, using the orthosis, and accompanying the device with a Canadian cane. It is noted that there are abnormalities when using the orthosis compared to normal walking which is slightly corrected with the auxiliary support of the cane. It is concluded that the orthosis is deficient in its walking cycle, so it is proposed to make structural changes. Developing this hands-free crutch will improve the quality of life for patients with lower limb injuries.

Keywords: gait analysis; biomechanics; rehabilitation engineering; hand-free crutch; orthosis; physiotherapy; lesions below the knee; Kinovea,

1. Introducción

Las lesiones en el tercio distal del miembro inferior (es decir, pierna, tobillo, pie) requieren tratamiento para su rehabilitación. En los deportistas, quienes sufren estas lesiones más por acción que por accidente, estas tienen una incidencia del 27,3 %: 13,8 % en la pierna, 8,1 % en el tobillo y 5,4 % en el pie; es decir, más de una cuarta parte de las lesiones que puede sufrir una persona están concentradas en esta zona [1].

Estas lesiones son tratadas por médicos ortopedistas y, por lo general, para que la persona pueda seguir con sus actividades, mientras se recupera, usa muletas para apoyarse y poder desplazarse. Sin embargo, las muletas tienen varios problemas en su uso, por ejemplo: la formación de ampollas en las manos, la afectación de la zona axilar del usuario, el impedimento del uso de los brazos durante la realización de diversas actividades, el estorbo al sentarse y dejarlas en un lugar, la dificultad al desplazarse por sitios estrechos y lo ineficiente que llega a ser la marcha humana al utilizar estos dispositivos [2].

Como alternativa, se tiene un prototipo de una órtesis de rehabilitación del miembro inferior tipo KAFO (rodilla, tobillo, pie), es decir, una muleta de manos libres; sin embargo, esta presenta varios problemas, pues es pesada, difícil de poner, no mantiene la pierna del paciente en una posición óptima para su rehabilitación y tiene un apoyo auxiliar que no está al nivel de la cadera, por lo que se dificulta que la órtesis cumpla su función como dispositivo de rehabilitación [3].

Se evidencia que usar muletas de manos libres en vez de muletas convencionales es mejor para pacientes con afecciones en las piernas y en los brazos, debido a que factores como la elevación de la presión sanguínea y la fatiga ocasionadas por utilizar estos dispositivos no son tan frecuentes con una muleta de manos libres [4]; además, esta puede facilitar tareas del hogar y mejorar el diario vivir, aunque remover el dispositivo para sentarse, por ejemplo, sea más difícil [5].

El enfoque en este trabajo es analizar la marcha en la órtesis presentada. Se empieza realizando tres análisis del ciclo de marcha con diferentes configuraciones: uno sin el dispositivo, uno con el dispositivo y uno con el dispositivo y con un bastón canadiense como ayuda. Esto se hace para mejorar el dispositivo a partir de la marcha, para que quien lo use sienta como si estuviera usando sus dos piernas al caminar.

2. Marco teórico

El ciclo de marcha se refiere a una sucesión de movimientos de las piernas, el cual va desde el apoyo del talón de una pierna hasta el siguiente apoyo del talón de la misma pierna; esta sucesión de movimientos tiene dos fases: la fase de apoyo (cinco subfases) y la fase de balanceo (tres subfases), que se dividen en ocho subfases en total para caracterizar correctamente la marcha.

La fase de apoyo se caracteriza porque es el momento en el cual la pierna que se está estudiando se encuentra dando un paso; comienza con el apoyo del talón y termina con el despegue de los dedos. Las siguientes cinco subfases pertenecen a la fase de apoyo: 1) el apoyo del talón; 2) apoyo plantar o de la planta del pie con el suelo; 3) el apoyo medio, donde el trocánter mayor (hueso protuberante de la cadera) se alinea verticalmente con el centro del pie; 4) el apoyo terminal o comienzo del despegue del talón del suelo; y 5) el despegue, donde la punta de los dedos del pie se despegan del suelo [6], [7].

La fase de balanceo continúa inmediatamente después de la de apoyo, y ocurre cuando la pierna se encuentra en el aire balanceándose hacia el próximo paso que dará la pierna estudiada. En esta fase ocurren las tres subfases restantes del ciclo de marcha, estas son: 6) el balanceo inicial donde ocurre una rápida aceleración de la pierna después de que los dedos del pie dejan el suelo; 7) el balanceo medio, donde la pierna que se está moviendo pasa a la pierna que está en fase de apoyo; y 8) el balanceo final, que es donde el talón del pie está a punto de tocar el suelo y la pierna está desacelerándose mientras termina el ciclo [6], [7].

Otros parámetros estudiados en este artículo son la zancada, que es la secuencia de acontecimientos que tiene lugar entre dos choques de talón consecutivos del mismo pie; la velocidad de marcha, que corresponde a la distancia que recorre el cuerpo hacia delante en la unidad de tiempo (por ejemplo, 1,5 m/s); la cadencia de marcha, que son los ciclos o pasos por unidad de tiempo (120 pasos/min o 1 ciclo/s); la longitud de ciclo, que es la distancia entre dos choques consecutivos de talón de un mismo pie; y la longitud de paso, que es la distancia entre ambos pies cuando contactan con el suelo [6], [7].

Esto se hace en búsqueda del mejoramiento de la muleta de manos libres, para que sea funcional y cómoda para el uso de las personas que estén en el proceso de rehabilitación de lesiones en el tercio distal del miembro inferior o que tengan una lesión permanente en esta área.

3. Metodología

El prototipo de muleta de manos libres con el cual se realizaron las pruebas de marcha es una órtesis tipo KAFO, cuya finalidad es reemplazar el papel de las muletas en la rehabilitación de las personas con lesiones por debajo de la rodilla (en el tercio distal del miembro inferior); este se muestra en la [figura 1](#).

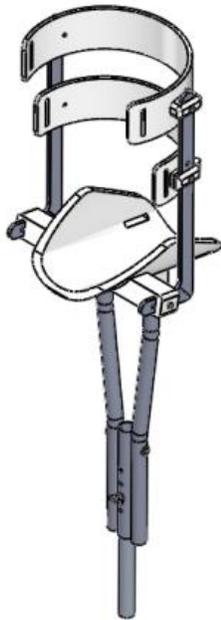


Figura 1. Prototipo de órtesis evaluado. Fuente: F. A. Quijano López [3].

El método utilizado para realizar los análisis de marcha es el análisis de sistemas en 2D y 3D, que consiste en capturar en video con una cámara normal el movimiento de la persona en el plano sagital para después medir los diferentes parámetros de la marcha, por lo que, de acuerdo con el protocolo de Davis [8], se colocan marcadores en las prominencias óseas a la persona que utilizara la órtesis; estas son el trocánter mayor (cadera), epicóndilo lateral (fémur), maléolo externo (tobillo) y la punta del metatarso del meñique (metatarso distal) (pie). Estos marcadores sirven de guía para medir los ángulos que formaran las piernas durante la marcha. Los ángulos se ubican como lo indica la [figura 2](#) con el de la cadera (azul) utilizando de referencia la componente vertical; si el ángulo obtenido es mayor a 180, se utiliza su inverso. Dependiendo de si es un movimiento de flexión o tensión, se decide si el ángulo es positivo o negativo.

En el *software* libre Kinovea, se identifican, fotograma por fotograma, cada una de las fases y subfases de la marcha; el *software* permite dibujar en un fotograma los ángulos y cualquier otra línea para las medidas

necesarias. Se toman tres ángulos de referencia: uno para la cadera, uno para la rodilla y uno para el talón. Previamente, en el *software* debe definirse una distancia de referencia y un origen de coordenadas para que los valores mostrados sean lo más precisos posibles.

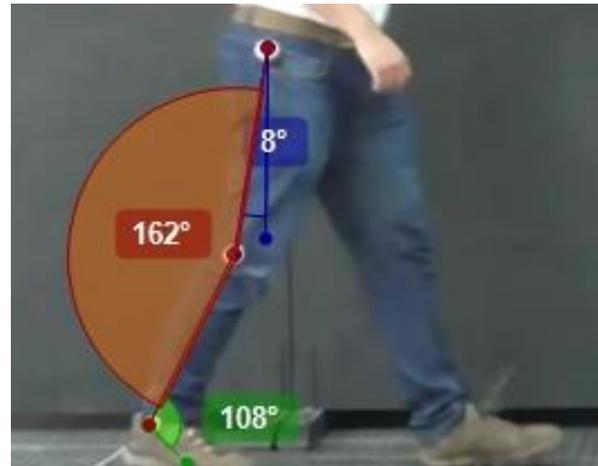


Figura 2. Medida de ángulos en Kinovea. Fuente: elaboración propia.

Luego de analizar los fotogramas relevantes, el programa permite exportar una hoja de cálculo que presenta en forma de tabla todas las mediciones realizadas en el fotograma correspondiente; estos resultados se organizan para obtener una tabla de los parámetros adicionales de cada marcha y tres tablas correspondientes a cada parte analizada (cadera, rodilla, tobillo). Posteriormente, se realiza una gráfica donde se puede comparar el desplazamiento angular de estos a través del tiempo; este procedimiento se repite para cada prueba de marcha realizada.

El análisis de marcha se realizó con un sujeto de estatura 1,75 cm, peso de 85 kg, género masculino, edad 22 años, que no presentaba ninguna patología del sistema musculoesquelético al momento de realizar las pruebas. El sujeto realizó varias pruebas de tal manera que se acostumbró a la prótesis. De las curvas obtenidas, se seleccionó aquella que describe mejor los valores de estudios previos.

4. Resultados

Siguiendo la metodología planteada, se obtuvieron los datos de longitud de ciclo, longitud de paso, duración de la marcha, velocidad de marcha y cadencia de marcha para cada prueba; estos datos se consignan en la [tabla 1](#).

En la **tabla 1** se puede observar que la longitud de marcha en la marcha normal es mayor que la marcha con la muleta de manos libres, y que la marcha con ajuste corrige esto solo un poco; lo mismo ocurre con la longitud de paso. La duración de la marcha normal es la menor, por lo que la velocidad de marcha promedio será la mayor, al ser este parámetro la relación entre la longitud de ciclo y el tiempo de marcha. La cadencia de marcha también es mayor en la longitud de ciclo, pero el ajuste que se hace en la marcha con la muleta de manos libres al adicionar el apoyo del bastón canadiense hace que el tiempo que se demora en realizar la marcha sea menor, por lo que la cadencia de marcha será más aproximada al valor de la marcha normal que al valor de la marcha con la muleta de manos libres.

Tabla 1. Comparación de los parámetros adicionales de las pruebas de marcha con la muleta de manos libres y sin esta

Parámetro	Marcha normal	Marcha con órtesis	Órtesis y ajustes
Longitud de ciclo (cm)	130	81	87
Longitud de paso (cm)	65	49	51
Duración de la marcha (s)	1,36	1,8	1,66
Velocidad de la marcha (cm/s)	95,8	44,9	52,5
Cadena de la marcha (p/min)	88,2	66,6	72,3

Fuente: elaboración propia; (p/min) significa pasos por minuto.

En cuanto al movimiento, de los tres puntos estudiados se obtienen los siguientes resultados.

4.1. Trocánter mayor

Se tomó como referencia la vertical para el análisis del trocánter mayor, la prominencia ósea ubicada en la cadera; para la **figura 3** se puede apreciar que las tres marchas estudiadas tienen una tendencia a parecerse, sin embargo, en la fase de apoyo, la marcha con la muleta de manos libres se desvía demasiado de las otras dos. En la fase de balanceo (inicial y medio), ambas marchas que utilizan la muleta de manos libres tienen una tendencia similar.

Como se observa en la **figura 3**, el movimiento de la cadera para los tres casos tiene la misma tendencia cuando ocurre el apoyo medio durante la fase de apoyo; sin embargo, para la muleta de manos libres, la primera parte de la fase de apoyo difiere mucho de las otras dos pruebas y la fase de balanceo tiene diferentes valores angulares. Aunque el movimiento descrito por la marcha con la muleta de manos libres y la marcha con el ajuste se parece, difieren del movimiento durante la marcha normal; durante la marcha con la muleta de manos libres, la pierna no se abre lo suficiente y se obtienen los valores angulares más bajos para todas las subfases, menos para el apoyo medio, donde las 3 pruebas tienden a ser iguales.

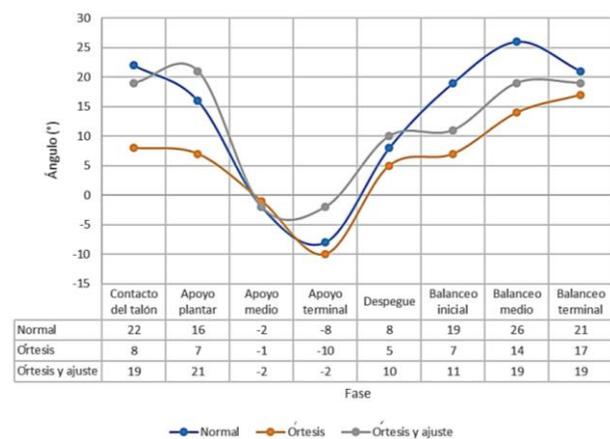


Figura 3. Gráfica considerando solo el ángulo y la fase de la marcha. Fuente: elaboración propia.

En la **figura 4** se puede apreciar que la fase de apoyo es la de más duración para la marcha con la muleta de manos libres, a la vez que la de balanceo es la de menor duración; la marcha con el apoyo auxiliar está mejor repartida en el tiempo, pero sigue durando más que la marcha normal.

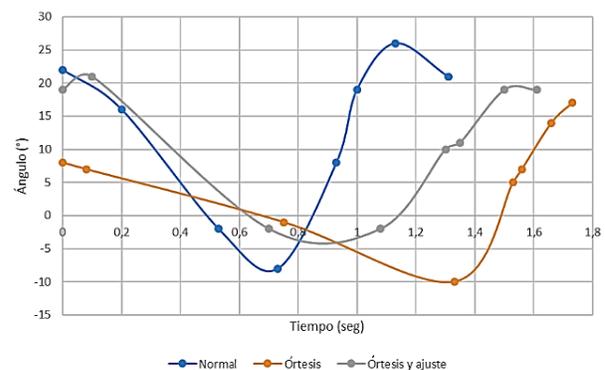


Figura 4. Gráfica considerando el ángulo y el tiempo; se puede apreciar el desfase. Fuente: elaboración.

4.2. Epicóndilo lateral

Se tomaron como positivos los ángulos que representan la flexión y como negativos los que representan la extensión.

Para el movimiento de la rodilla, como se observa en la figura 5, durante todo el ciclo de marcha con el ajuste del bastón, la pierna no alcanzó a extenderse 180° en ningún momento, es decir, no alcanzó la extensión máxima, además de que el sujeto al que se le hizo la prueba sobrepasó una extensión máxima de 180° por lo menos 3° durante la marcha normal y 4° durante la marcha con la muleta de manos libres, pero en términos generales el movimiento de la rodilla es el que más se asemeja.

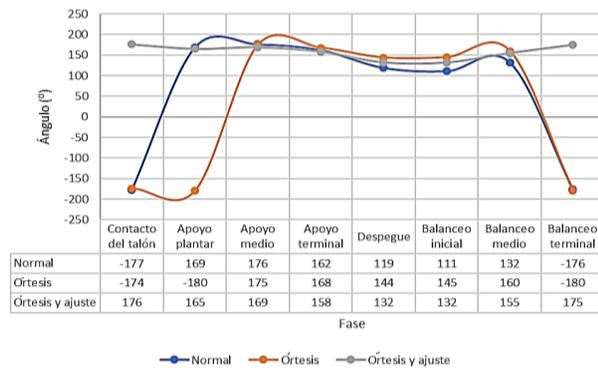


Figura 5. Gráfica considerando solo el ángulo y la fase de la marcha; se aprecia que no hay extensión de la pierna en la órtesis con ajuste. Fuente: elaboración propia.

En la figura 6 el desfase en el tiempo se mantiene; al igual que en la figura 4, la fase de apoyo medio es la más larga y toda la fase de balanceo es la más corta para la muleta de manos libres.

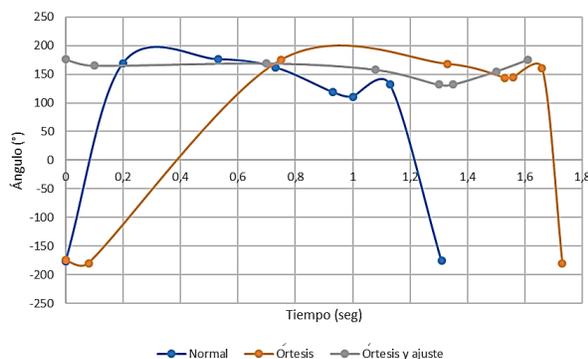


Figura 6. Gráfica considerando el ángulo y el tiempo; se puede apreciar el desfase. Fuente: elaboración propia.

4.3. Maléolo externo

En la dorsiflexión a través de las fases (véase figura 7) se observa un movimiento similar para las tres pruebas, sin embargo, el movimiento de la muleta de manos libres está desfasado durante la primera parte del ciclo. En la marcha con el ajuste, la fase de apoyo se asemeja a la de la marcha normal; los valores obtenidos para la fase de balanceo no son iguales, pero el movimiento que describen es proporcional.

El comportamiento temporal de la marcha continúa replicándose en la gráfica del maléolo externo (tobillo) (ver figura 8).

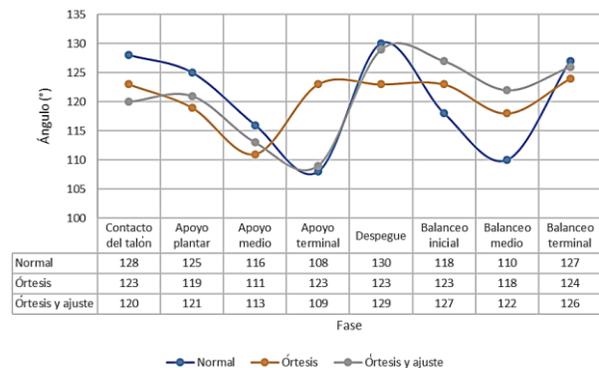


Figura 7. Gráfica considerando solo el ángulo y la fase de la marcha. Fuente: elaboración propia.

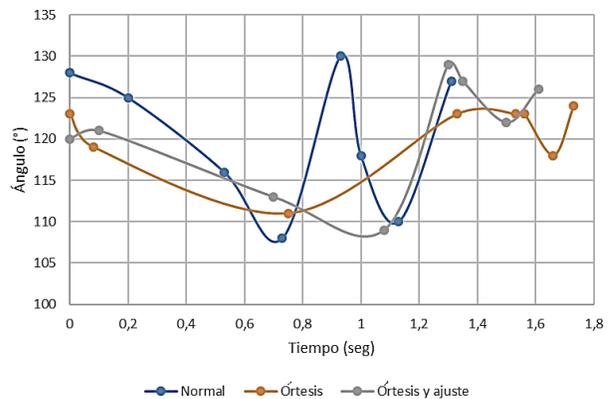


Figura 8. Gráfica considerando el ángulo y el tiempo; se puede apreciar el desfase. Fuente: elaboración propia.

5. Análisis de resultados

La longitud del ciclo en la marcha normal es la mayor, esto se debe a que cuando se usa la muleta de manos libres se requieren de movimientos más cautelosos y

precisos, por lo que se genera desconfianza al caminar; la longitud de ciclo de la marcha normal fue de 130 cm, lo cual está dentro de los rangos establecidos en la teoría (129 cm mínimo, 142 cm medio y 162 cm máximo), y muestra que la marcha con la muleta de manos libres y con el ajuste adicional es anormal (81 cm y 87 cm) [8].

Así mismo, la longitud de paso reportada en la teoría es de 65 cm mínimo, 71 cm medio y 81 cm máximo [8]; el valor de marcha normal, que fue el mayor en distancia, es de 65 cm, lo cual está en la mínima establecida, mientras que con la muleta de manos libres y el ajuste adicional se reportaron 49 cm y 51 cm, respectivamente, valores que están aún más alejados del promedio.

La marcha con más duración es la marcha con la muleta de manos libres, por el mismo problema mencionado, aunque el ajuste con el bastón canadiense corrige esto ligeramente. Esta también es la de menor velocidad de marcha con 44,9 cm/s, y tiene una cadencia de marcha de 66,6 p/min; según la teoría, una marcha de velocidad lenta es de 1,138 m/s o 113,8 cm/s, y una cadencia de marcha lenta equivale a 177 p/min para jóvenes adultos y 114 p/min para ancianos [8]. El ajuste con el bastón canadiense sube esta velocidad a 52,5 cm/s, lo cual aún difiere de los resultados reportados por la literatura, sin embargo, se puede apreciar que incluso la velocidad de marcha del sujeto de pruebas es más lenta que la velocidad reportada, la cual es de 95,8 cm/s. Esto se compara con otros trabajos en los cuales al utilizar muletas u órtesis tipo KAFO se obtenían velocidades de marcha 58,3 cm/s al utilizar muletas axilares, la cual es ligeramente mayor que la velocidad de marcha que se obtuvo para la órtesis con el ajuste de utilizar un bastón canadiense, lo cual indica que en cualquiera de los casos se tiene que la velocidad de marcha y la cadencia de marcha al utilizar solo la muleta de manos libres es deficiente incluso al compararla con el uso de muletas axilares [2].

El movimiento de la cadera al utilizar la muleta de manos libres es diferente porque, al caminar con esta, la sensación de caerse y de inseguridad provoca que los pasos se den con más cautela, lo cual hace que los ángulos de apertura de la cadera durante la fase inicial sean muy pequeños, además, hace que la fase de balanceo ocurra muy rápido por el pivote que hace el tipo de contera. A pesar de que la adicción del ajuste permite que la persona tenga movimientos de cadera más similares a los de la marcha normal, por el hecho de tener que alzar la muleta de manos libres y balancearla, el tiempo de marcha sigue siendo mayor.

En las fases del apoyo del talón y el apoyo plantar, se observa en el movimiento de la rodilla al utilizar solo la

muleta de manos libres que la pierna permanece extendida por la altura de esta, ya que la muleta de manos libres no permite hacer el apoyo sin extender la pierna anormalmente; este problema se soluciona de forma parcial con el ajuste que se hizo al adicionar el bastón canadiense, ya que, como se observó anteriormente, la pierna se mantiene constantemente flexionada porque la altura adicional que da el bastón es excesiva.

Durante el apoyo terminal, el ángulo del tobillo es el que más difiere de los otros porque la pierna tiene que extenderse anormalmente para que el talón se despege del suelo; en el resto de los puntos, el movimiento del talón es muy similar para las tres pruebas realizadas porque no hay más factores que interfieran entre el apoyo del pie y el suelo. En trabajos previos, los valores reportados para el movimiento del tobillo en todas las fases se desfasan por 10° o 20°, esto puede deberse a patologías en la marcha o a un sistema de referencia diferente para la toma de los ángulos [8] o a que no se utilizó el protocolo de Davis para poner los marcadores en los lugares correspondientes [9].

6. Recomendaciones

Es recomendable revisar la altura del dispositivo para que no haya alteraciones en la marcha dependiendo del sujeto que lo use. Es pertinente cambiar la contera por una que simule el movimiento del pie (un pie en TPU u otro material para impresión 3D que sea flexible y resistente, por ejemplo), ya que las reacciones que haría una contera diseñada para la marcha se pueden reducir permitiendo que esta sea más fluida [10].

Como se indica en trabajos previos, el uso de modelos similares a la muleta de manos libres que se quiere mejorar puede crear afecciones en las rodillas y en la espalda, por lo que también se debe mejorar esta parte del diseño del dispositivo [11], [12].

La fase de apoyo (fase de balanceo en la pierna que tiene la muleta de manos libres) podría verse beneficiada si se añade un mecanismo que permita simular el movimiento de la rodilla en la muleta de manos libres, como si se doblara una bisagra, de manera que no se alteren distancias ni ángulos durante este momento, o incluso un mecanismo que simule toda la marcha y que sea ligero, como se observa en otros trabajos [13], [14]. Para la comodidad del paciente y para evitar problemas por el ángulo en el que queda la pierna, se podría graduar este con un sistema que permita acomodar la posición de la pierna [15].

Sería mejor realizar las pruebas con el apoyo auxiliar del bastón canadiense con un prototipo nuevo que tenga el

apoyo implementado y que se pueda graduar fácilmente, o podría no implementarse el apoyo auxiliar.

7. Conclusiones

Los valores obtenidos para la marcha normal se aproximan a los de la teoría, mas no son iguales y están por debajo de estos, sin embargo, se debe tener en cuenta que son valores promedio de grupos grandes de personas y para estas pruebas el espacio muestral era de solamente una persona, la cual tiene unas características antropométricas específicas. Lo que sí cabe destacar es que los valores obtenidos para la marcha con la muleta de manos libres y la marcha con el ajuste están muy por debajo de la media de valores reportados en la teoría, lo cual indica que la muleta de manos libres necesita ser mejorada.

El estudio de movimiento realizado permitirá mejorar la muleta de manos libres para que el ciclo de marcha al utilizarla se asemeje más al ciclo de marcha normal de una persona; se tendrán que hacer pruebas con más individuos para obtener un mejor espacio muestral en los resultados.

Agradecimientos

Los autores agradecen a la María Juliana González por su colaboración durante la toma de datos en el laboratorio de marcha de la Escuela de Fisioterapia de la Universidad Industrial de Santander.

Referencias

- [1] V. Paús, F. Torrenço, “Incidencia de lesiones en jugadores de fútbol profesional,” *Rev. AATD*, 2003.
- [2] W. J. Crosbie, A. C. Nicol, “Biomechanical comparison of two paraplegic gait patterns,” *Clin. Biomech.*, vol. 5, no. 2, pp. 97-107, 1990, doi: [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(90\)90044-7](https://doi.org/10.1016/0268-0033(90)90044-7)
- [3] F. A. Quijano López, “Diseño y construcción de una órtesis de apoyo para personas con lesiones en los miembros inferiores debajo de rodilla”, trabajo de grado, Universidad Industrial de Santander, 2016.
- [4] K. D. Martin, A. M. Unangst, J. Huh, J. Chisholm, “Patient Preference and Physical Demand for Hands-Free Single Crutch vs Standard Axillary Crutches in Foot and Ankle Patients,” *Foot Ankle Int.*, vol. 40, no. 10, pp. 1203-1208, 2019, doi: <https://doi.org/10.1177/1071100719862743>

[5] K. Mannan, C. Belcham, H. Beaumont, J. Ritchi, D. Singh, “The hands free crutch. mobility and functional assessment.,” *Orthop. Proc.*, vol. 90-B, no. SUPP_II, p. 228, 2018.

[6] C. A. Oatis, *Kinesiology: The mechanics and pathomechanics of human movement*. Lippincott Williams & Wilkins, 2009, pp. 892-913.

[7] M. Nordin, V. H. Frankel, *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. Lippincott Williams & Wilkins, 2012, pp. 426-443.

[8] A. I. Agudelo Mendoza, T. Briñez Santamaria, V. Guarín Urrego, J. P. Ruiz Restrepo, M. C. Zapata García, “Marcha: descripción, métodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura,” *CES Mov. y Salud*, vol. 1, no. 1, pp. 29-43, 2013.

[9] N. Amirah et al., “Measuring Ankle Angle and Analysis of Walking Gait using Kinovea,” in *IMEDITEC*, pp. 247-250, 2017.

[10] D. Capecci, S. H. Kim, K. B. Reed, I. Handzic, “Crutch tip for swing-through crutch walking control based on a kinetic shape,” *2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), 2015*, doi: <https://doi.org/10.1109/ICORR.2015.7281268>

[11] C. Harrington, S. Joines, “Assessing user experience with crutch use: A review of literature,” *Proc. Hum. Factors Ergon. Soc.*, pp. 1658-1662, 2011, doi: <https://doi.org/10.1177/1071181311551345>

[12] R. Rambani, M. S. Shahid, S. Goyal, “The use of a hands-free crutch in patients with musculoskeletal injuries: Randomized control trial,” *Int. J. Rehabil. Res.*, vol. 30, no. 4, pp. 357-359, 2007, doi: <https://doi.org/10.1097/mrr.0b013e3282f1fecf>

[13] B. M. González Martínez, “Diseño de un mecanismo de ayuda técnica para la marcha a manos libres para lesiones temporales en un miembro inferior en personas de 21 a 50 años para desplazamiento horizontal”, trabajo de grado, Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo, 2018.

[14] U. Lúgrís, J. Carlín, A. Luaces, J. Cuadrado, “Gait analysis system for spinal cord-injured subjects assisted by active orthoses and crutches,” *Proc. Inst. Mech. Eng. Part K J. Multi-body Dyn.*, vol. 227, no. 4, pp. 363-374, 2013, doi: <https://doi.org/10.1177/1464419313494935>

[15]C. Schwabe, M. Kraus, TK. Wasserman, “Hands-Free Wearable Crutch,” trabajo de grado, Santa Clara University, 2018.