

Análisis cinemático de los tobillos en el plano sagital de un paciente diabético con amputación transtibial. A propósito de un caso

Cinematic analysis of ankle in sagittal plane of diabetic patient with transtibial amputation. Report of a clinical case

Sánchez-Oliver M^a, Alcázar-Rueda E^b

^a Ejercicio libre de la profesión. Sevilla. España

^b Hospital Rehabilitación y Traumatología Virgen del Rocío. Sevilla. España

Correspondencia:

Elena Alcázar Rueda

fisioalcazar73@hotmail.com

Recibido: 6 julio 2018

Aceptado: 23 julio 2018

RESUMEN

Introducción: la Diabetes Mellitus es una enfermedad crónica metabólica, que está aumentando rápidamente por los cambios asociados al estilo de vida, causando un gran impacto socio-sanitario. Las úlceras y la amputación de las extremidades inferiores son la principal causa de morbilidad, discapacidad y costos para los pacientes diabéticos. Por ello, la exploración biomecánica del pie es imprescindible para la identificación precoz de los factores de riesgos de ulceración. *Descripción del caso:* paciente con amputación transtibial por vasculopatía diabética al que se realizó análisis 3D de marcha junto con exploración exhaustiva al alta del tratamiento de Fisioterapia. Presentaba hiperqueratosis en primer y quinto metatarsianos en zona plantar así como alteraciones tanto en la sensibilidad superficial como profunda. *Resultados:* los parámetros espacio-temporales analizados, mostraron un reparto desigual de los tiempos en apoyo monopodal, siendo mayor en la extremidad inferior no protetizada. La velocidad y cadencia también estaban disminuidas. Los valores de máxima flexión dorsal y plantar del tobillo de miembro inferior no protetizado, reflejan una ligera diferencia en grados respecto a valores de normalidad. *Discusión:* los estudios de análisis de movimiento 3D junto con la exploración biomecánica del pie son herramientas útiles para desarrollar estrategias preventivas y de tratamiento, pudiendo tener repercusiones clínicas relevantes.

Palabras clave: diabetes mellitus, úlcera, amputación, articulación tobillo, marcha.

ABSTRACT

Introduction: Diabetes Mellitus is a chronic metabolic disease, which is rapidly increasing due to changes related to lifestyle and has a major socio-health impact. Ulcers and amputation of the lower limbs are the main cause of morbidity, disability, and costs for diabetic patients. Therefore, biomechanical exploration of the foot is essential for the early identification of risk factors for ulceration. *Case description:* patient with transtibial amputation due to diabetic vascular disease, was performed a 3D walking analysis together with an exhaustive exploration when the physiotherapy treatment finished. He showed hyperkeratosis in the first and fifth metatarsal, in plantar area, as well as alterations in the surface and depth sensitivity. *Results:* the analysis of the spatio-temporal parameters showed an uneven distribution of the times in monopodal support, being greater in non prosthetic leg. The pitch velocity and the step rate were decreased. The values of maximum dorsal and plantar flexion of the intact lower limb ankle reflect a slight difference in degrees from the normal values. *Discussion:* the studies for the 3D movement analysis together with the biomechanical exploration of the foot are a useful tool in order to create preventive and treatment strategies, and might have relevant clinical impact.

Keywords: diabetes mellitus, ulcer, amputation, ankle joint, gait.

INTRODUCCIÓN

La Diabetes Mellitus (DM) es un proceso crónico que conlleva un enorme impacto social y sanitario. Constituye un problema significativo a nivel personal y de salud pública, tanto por su elevada prevalencia e incidencia, como porque a lo largo de su evolución pueden aparecer importantes complicaciones, como son las amputaciones de miembro inferior⁽¹⁾.

La prevalencia global de la DM está aumentando rápidamente como resultado del envejecimiento de la población, la urbanización, los cambios socioeconómicos y los asociados al estilo de vida. Permanece como una causa importante de morbilidad y mortalidad prematura en todo el mundo⁽²⁾. Los datos del estudio epidemiológico di@bet.es en España la sitúan casi en el 14 % y en la población adulta de Andalucía es del 15,3 %^(2,3).

Las úlceras y la amputación de las extremidades inferiores son la principal causa de morbilidad y discapacidad para estos pacientes. Se ha estimado que el 20 % de las hospitalizaciones en la población diabética son el resultado de úlceras e infecciones del pie y se calcula que el 50 % de las amputaciones pudieran ser evitadas^(4,5).

El pie diabético es la primera causa de amputación no traumática en países occidentales, debido principalmente a la neuropatía diabética inducida por la hiperglucemia mantenida en la que con o sin coexistencia de isquemia y previo desencadenante traumático, se produce la lesión en el pie, provocando frecuentemente otras complicaciones relacionadas con la misma, como la presencia de deformidades, las alteraciones biomecánicas o el pie de Charcot⁽⁶⁾.

La amputación de miembros inferiores y su posterior protézisis, suponen para los pacientes grandes requerimientos físicos y la adopción de nuevos patrones biomecánicos de carga y marcha, que pueden predisponer a lesiones por sobrecarga en el sistema musculoesquelético⁽⁶⁾.

En los pacientes que además de haber sufrido una amputación presentan pie diabético contralateral, cobrará especial relevancia la identificación precoz de factores de riesgo de ulceración como es la limitación de la movilidad articular, la presencia de deformidades, el padecimiento de hiperqueratosis y, por lo tanto, la presencia de zonas de riesgo^(7,8).

Se ha demostrado que la diabetes afecta a la biomecánica del pie del paciente en diferentes facetas. Por una parte, la glicosilación no enzimática del colágeno tipo 1 provocaría un engrosamiento de la fascia plantar y tendones, además de una limitación de la movilidad articular en el pie, sobre todo en las articulaciones tibioperonea-astragalina (ATPA), articulación subastragalina (ASA) y 1ª articulación metatarsal-falángica (AMTF), y por otra parte, la neuropatía motora provocaría la aparición de deformidades a consecuencia de la alteración del equilibrio mecánico entre la musculatura extrínseca e intrínseca del pie⁽⁹⁾.

Todos estos cambios suponen un aumento de las presiones plantares, dando lugar a patrones de sobrecarga que desarrollarían en una primera fase hiperqueratosis plantares, y secundariamente una úlcera neuropática, sobretodo bajo las cabezas metatarsales⁽⁷⁾.

Por otro lado, los parámetros temporales de marcha en amputaciones transtibiales son diferentes respecto de los pacientes sin amputación. Su velocidad de marcha disminuye debido a la pérdida de las funciones sensorial y motora de la extremidad protézisis, y el tiempo de la fase de apoyo de la pierna protézisis es menor respecto de la sana. Los parámetros espaciales se caracterizan por un ancho de paso más amplio, y una longitud de zancada más larga en el miembro protézisis respecto del no protézisis⁽¹⁰⁾.

El análisis clínico de movimiento es una herramienta de diagnóstico cada vez más aceptada en el área de la medicina, y es utilizado para evaluar de forma cuantitativa la realización de un determinado gesto motor⁽¹¹⁾, ya que el ojo humano presenta una alta sensibilidad para detectar desviaciones en la marcha humana pero no es capaz de identificar problemas primarios ni estrategias compensatorias⁽¹²⁾.

Los estudios 3D realizados en laboratorios de marcha y análisis de movimiento ofrecen esta posibilidad a través de la evaluación cuantitativa que involucran desplazamientos y rotaciones en los tres planos del espacio. El enfoque global del análisis se logra mediante la conjunción de tres bloques fundamentales en un laboratorio: la cinemática, la cinética y la electromiografía dinámica⁽¹¹⁾.

El objetivo del presente trabajo es analizar el rango de movilidad de la articulación tibiotarsiana de ambos tobillos y los parámetros espacio temporales de tiempo de

apoyo monopodal, velocidad y longitud de paso durante la marcha, en un paciente diabético amputado transtibial unilateral mediante un sistema de análisis de marcha 3D.

MATERIAL Y MÉTODO

Descripción del caso

Varón de 60 años de edad, diabético, que requiere ingreso hospitalario por inflamación de pie derecho y que finalmente precisó amputación transtibial. Tras ser dado de alta hospitalaria se comenzó tratamiento de Fisioterapia en el Hospital de Rehabilitación y Traumatología Virgen del Rocío.

Como antecedentes personales encontramos DM tipo II desde el año 2009 con control de insulina 3 veces al día, exfumador con historia tabáquica de 15 paquetes/mes, enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), hipertensión arterial (HTA) controlada con inhibidor de la enzima conversiva de angiotensina (IECA), hipercolesterolemia, caída accidental hace 10 años de la cual refiere dolor de rodilla derecha y limitación articular. No refiere alergias medicamentosas.

En la exploración clínica cabe destacar su buen estado general, colaborador y optimista. Vive en un piso con ascensor y tiene apoyo familiar.

Los resultados de la inspección tanto estática como dinámica así como la exploración de la sensibilidad, reflejos y pulsos quedan recogidos en la tabla 1.

TABLA 1. Exploración clínica.

INSPECCIÓN ESTÁTICA

EIP. Muñón con forma cónica, buena consistencia, sin lesiones cutáneas ni edema. Cicatriz transversal anteroinferior con pequeña adherencia en el extremo externo, sin trastornos circulatorios visibles. Se aprecia ligero flexo de rodilla.

EINP. Buena coloración y temperatura, ausencia de edema y piel hidratada. Hiperqueratosis en primer y quinto metatarsiano (zona plantar). No lesiones dérmicas ni trastornos estructurales del pie. Lesiones ungueales en primer dedo del pie.

INSPECCIÓN DINÁMICA

EIP. Balance muscular según escala Daniels, 5 en los principales grupos musculares de MMSS y MMII a excepción de 4 en extensores de rodilla. Balance articular libre salvo flexo de rodilla de 10°.

EINP. Balance muscular 5 en los principales grupos musculares de MMSS y MMII. Balance articular libre excepto últimos grados de eversión y ligera limitación para llegar a los 0° de flexión dorsal.

EXPLORACIÓN SENSITIVA

EIP. Sensibilidad superficial (táctil, algésica y térmica) y profunda (propiocepción, cinestesia, barestesia, palestesia) de MI conservadas. Dolor miembro fantasma a veces, de carácter nocturno y cede en unos segundos. Sensación punzante en el dedo gordo del pie (puntuación de 3/10 en Escala Visual Analógica).

EINP. Dificultad para distinguir entre 3°-4° dedo al realizar valoración de sensibilidad superficial y profunda. Parestesias a nivel de falanges medias y distales de los dedos del pie.

REFLEJOS

En ambos MMII se conservan reflejos rotulianos, estando levemente disminuido el aquileo de EINP.

EXPLORACIÓN VASCULAR

Conservados los pulsos poplíteo en ambos MMII, así como pedio y tibial posterior en el miembro no protetizado.

EIP = Extremidad inferior protetizada; EINP = Extremidad inferior no protetizada.

MMSS = Miembros superiores; MMII = Miembros inferiores.

El pie protésico que usa es Pie Breeze (Pie de College Park) el cual soporta un peso máximo de 125 kg y permite 6° de dorsiflexión a diferencia de otros pies protésicos cuyo límite es 4°.

Previo al alta en sala de Fisioterapia se realiza estudio de análisis de marcha 3D, que permite valorar los distintos parámetros de la marcha de forma objetiva.

Protocolo de análisis de la marcha

El laboratorio para el análisis de marcha cuenta con un pasillo de 4 m de longitud, 2 cámaras de video convencionales, 6 cámaras optoelectrónicas de alta resolución, una plataforma dinamométrica y 8 canales de electromiografía dinámica de superficie. Un software específico se encarga de la digitalización de la información del movimiento de los marcadores en el espacio y en el tiempo.

Previo a la llegada del paciente procedemos a la calibración del sistema donde definimos un volumen de adquisición, se recogen datos antropométricos del paciente según los requerimientos de los modelos estático

y dinámico del protocolo Davis Heel⁽¹³⁾ y se instrumenta al sujeto con 22 marcadores reflectivos de 15 mm de diámetro adheridos a la piel del paciente, situados en puntos específicos según el mismo protocolo. En el miembro protésico la ubicación de los marcadores se hace por simetría del lado sano (figura 1).

Tras realizar adquisiciones de prueba para asegurar la correcta posición de los marcadores y el funcionamiento del sistema, se pidió al paciente que caminara, repetidas veces, a la velocidad que él considerara natural y confortable, dentro del volumen de adquisición y mirando al frente.

Después de la recogida de una cantidad suficiente y válida de trayectos para realizar el análisis, la evaluación se da por finalizada y se procesan los datos para obtener el informe final con las curvas de movimiento. Obtenido este informe, seleccionamos las curvas que consideramos adecuadas con el objeto de evidenciar un patrón de marcha consistente, poniendo especial atención a las velocidades a las que se han realizado los distintos trayectos, pues afectan a los valores cinemáticos⁽¹⁴⁾.



FIGURA 1. Localización de marcadores según protocolo Davis Heel.

Los valores de normalidad toman como referencia los respectivos valores medios de población sana, valores que son dados por defecto por el sistema de evaluación utilizado, según la base de normalidad de su laboratorio experimental.

Se obtuvieron parámetros espacio-temporales de apoyo monopodal, velocidad, cadencia y longitud de paso, así como cinemáticos de ambos tobillos en el plano sagital.

RESULTADO

Los parámetros espacio-temporales analizados están recogidos en la tabla 2.

Analizamos la gráfica de medias donde la zona gris es la normalidad (media y DS), la línea roja representa la media de los *walkings* de consistencia del lado izquierdo y el lado azul a lado derecho.

Los signos superpuestos en la gráfica señalan los valores de las variables cinemáticas analizadas, así los signos de color celeste señalan los valores correspondientes a tobillo derecho y los signos de color amarillo a los valores de tobillo izquierdo. El valor de ROM (rango de movimiento) se ha calculado como la diferencia en grados del máximo valor entre el movimiento de dorsiflexión y el de flexión plantar independientemente de la fase del ciclo en la que se produzcan.

En eje Y se representan los valores en grados del movimiento estudiado y en el eje X está representado el ciclo de marcha en % (0-100%). Veáse la figura 2.

- El ROM de la articulación del tobillo de la EIP fue claramente inferior (9°) respecto al valor de la EINP (28,7°) y al valor de referencia (29,9°), siendo estos dos últimos muy similares entre sí.
- El valor de máxima flexión dorsal durante la fase de apoyo en EIP (4,3°) estaba también notablemente disminuido respecto a la EINP (11,5°) y a la normalidad (14,3°). El valor de esta variable en EINP reflejaba una ligera diferencia en grados respecto a los valores tomados como referencia.
- Algo similar ocurre con los valores de máxima flexión plantar durante la fase de apoyo, existiendo una diferencia muy ligera entre el valor de la EINP (-17,2°) y la normalidad (-16,6), ampliándose ésta en gran medida cuando la comparamos con el valor correspondiente a la EIP (-3,9).
- La máxima flexión dorsal durante la fase de oscilación de ambas extremidades, aún presentando valores negativos (-3,6 EIP y -2,6° EINP) por no alcanzar una posición neutra (0°) e incluso valores positivos de dorsiflexión, se mantiene dentro del rango de normalidad.

El desplazamiento angular de la articulación del tobillo, tiene para los sujetos de referencia un patrón consistente en un pico inicial que alcanza en flexión plantar unos 5°, pasando a una dorsiflexión de unos 15° a un 53 % del ciclo; para finalmente, durante la fase de balanceo, alcanzar una nueva flexión plantar de unos 16° (68 % del ciclo de marcha).

En el miembro no protetizado, la flexión plantar es de 5°, para luego pasar a una dorsiflexión con un pico de

TABLA 2. Parámetros espacio-temporales.

	EIP	EINP	Valores normales
Tiempo de apoyo (s)	0,77 ± 0,03	0,82 ± 0,04	0,65 ± 0,07
Velocidad (m/s)	1 + 0,1		1,2 + 0,2
Cadencia (pasos/min)	97,92 + 3,745		114 + 4,2
Longitud de paso (m)	0,59 + 0,03	0,64 + 0,1	0,62 + 0,05

EIP = Extremidad inferior protetizada;

EINP = Extremidad inferior no protetizada.

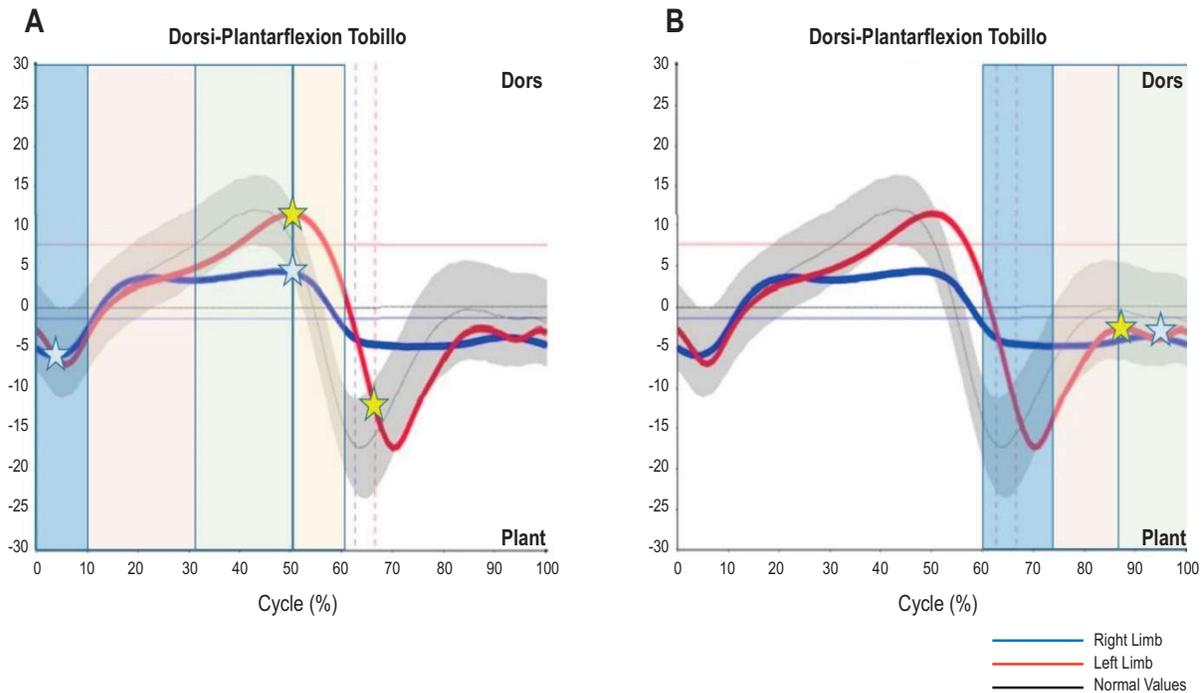


FIGURA 2. Gráfica cinemática tobillos. A: fase de apoyo; B: fase de oscilación.

unos 10° con cierto retraso en el momento en que ocurre debido a la velocidad y marcha del sujeto. Durante la fase de balanceo, realiza una nueva flexión plantar con un pico de 20° sobre el 72 % del ciclo de marcha.

En el miembro protetizado, el patrón general incluye un comportamiento que exhibe una flexión plantar muy parecida a la de su miembro intacto (5°) con una posterior dorsiflexión disminuida en cuanto a amplitud respecto del miembro intacto y que alcanza su máximo valor a un 50 % del ciclo, pasando de manera inmediata a una flexión plantar con una amplitud constante de sólo unos 5° durante toda la fase de balanceo.

DISCUSIÓN

El presente estudio evalúa las diferencias en el rango de movimiento articular de ambos tobillos en paciente diabético amputado transtibial mediante sistema de análisis de marcha 3D del Hospital Universitario Virgen del Rocío.

El empleo de una prótesis en el paciente con amputación altera sustancialmente la biomecánica de su apa-

rato locomotor, que tiende a sobrecargar el miembro intacto durante las actividades diarias. En nuestro caso, ese miembro sano presenta características especiales, pues es el pie de un paciente con diabetes.

Dentro de los parámetros espacio-temporales analizados, observamos un reparto desigual de los tiempos de apoyo monopodal, siendo mayor sobre la extremidad inferior no protetizada. Estos datos son consistentes con la literatura, que relaciona estos hallazgos con la inseguridad de los sujetos con amputación transtibial unilateral para permanecer únicamente apoyados sobre su extremidad inferior protetizada⁽¹⁴⁾ y que constituye una señal clara de la asimetría de la marcha, teniendo como consecuencia una elevada sollicitación mecánica de la extremidad inferior sana, lo que puede determinar la aparición de patologías asociadas como es el caso de la osteoartritis de la rodilla y cadera⁽¹⁵⁾.

El hecho de que el tiempo de apoyo de ambos miembros inferiores se encuentre aumentado respecto de la normalidad es debido a la disminución de la velocidad que presentó durante la prueba⁽¹²⁾. La disminución de la velocidad y cadencia también han sido descritas, existiendo estudios que muestran valores de velocidad que

oscilan entre 0,9 y 1,1 m/s, y de cadencia en torno a 104 pasos por minuto⁽¹⁶⁾.

El análisis cinemático de los tobillos evidencia las limitaciones que pudieran existir durante la marcha. En nuestro caso, encontramos las principales desviaciones de la normalidad, sobre todo en el miembro protésico, pues debido a su naturaleza inerte, los límites de flexión y extensión quedan establecidos por el técnico ortopédico, el cual está limitado por el rango máximo de movilidad que el componente protésico permita.

Observamos cómo el miembro protésico realiza una flexión plantar muy rápida en la fase de contacto inicial, lo que se debe a que el pie protésico no realiza este contacto de forma gradual con el talón, sino que da con toda la planta del pie de forma casi inmediata. El pie protésico, es un elemento sólido que se mueve bajo su momento de inercia y no tiene control de ligamentos y músculos que amortiguan de forma continua, presentando así el impacto del pie protésico de forma directa hacia una flexión plantar.

Todo lo expuesto anteriormente va a condicionar el patrón de marcha del sujeto, y tanto la disminución de la velocidad de marcha como de la longitud del paso pueden considerarse factores asociados a la aparición de úlceras plantares, ya que contribuyen a aumentar las presiones durante la marcha⁽¹⁷⁾.

Si, además, observamos el pie conservado, cabe decir que la articulación describe una trayectoria similar a las que registran los sujetos sanos, con un mayor periodo de retardo y menor amplitud de movimiento, aspecto que ha sido reportado por otros investigadores⁽¹⁸⁾, y si además añadimos el hecho de ser pie con diabetes, señalamos que Carl y cols.⁽¹⁶⁾ observaron en su serie de 153 pacientes diabéticos que el 91 % mostraba limitada la FD de tobillo.

La limitación de la flexión dorsal de la ATPA, generalmente se asocia al engrosamiento de la aponeurosis plantar y a una retracción de la musculatura gastrosolea que ejerce una fuerza tensora a través del tendón de Aquiles limitando así el movimiento⁽⁹⁾.

El equino de tobillo es una de las mayores fuerzas deformantes en el pie diabético, ya que obliga al pie a pronarse en exceso a través de la ASA para conseguir dar apoyo a la zona media del pie en el período de

apoyo medio de la marcha. Una de sus mayores repercusiones será el aumento de presión bajo las cabezas metatarsales centrales. Además, en presencia de un equino de tobillo, el mediopié se queda desbloqueado, con lo que el antepié se hace hipermóvil aumentando así las fuerzas de cizallamiento y sobrecarga sobre las cabezas metatarsales⁽⁹⁾.

En nuestro caso, la articulación del tobillo del miembro no protetizado describe una trayectoria similar a las que registran los sujetos sanos, con un mayor periodo de retardo y menor amplitud de movimiento, aspecto que ha sido reportado por trabajos previos de otros investigadores⁽¹⁶⁾.

Identificar las limitaciones y/o compensaciones de los pacientes con amputación transtibial lo consideramos fundamental desde la Fisioterapia, pues focalizaríamos nuestra atención en disminuir las demandas mecánicas sobre la extremidad inferior sana, trabajando sobre las articulaciones limitadas, así como sobre la función muscular y propioceptiva que más lo necesite.

El análisis de otras variables serían necesarias para completar este estudio, como por ejemplo el ángulo de progresión del pie, ya que hay autores que lo consideran un predictor de elevada presión de la región plantar en sujetos con polineuropatía diabética⁽¹⁹⁾ o la cinemática de la rodilla, ya que se ha visto la relación existente entre la disminución de la flexión plantar y la flexión de la rodilla⁽²⁰⁾.

Como principales limitaciones nos hemos encontrado el hecho de no poder realizar el estudio con el sujeto descalzo por el uso de la prótesis, así como la longitud de la plataforma de nuestro laboratorio (4 m), que consideramos insuficiente.

El resultado de nuestro estudio tiene diversas repercusiones a nivel clínico y permite abrir líneas de investigación futuras con estudios mucho más complejos, incluyendo el estudio cinemático de pie con modelos específicos como el *Oxford Footmodel*⁽²¹⁾, donde se diferencian movimientos de retropié, mediopié y antepié, un estudio de fuerzas que nos daría datos acerca de la simetría de cargas que soportan ambos miembros inferiores y un estudio baropodográfico, que objetivaría las presiones que el pie diabético está soportando durante la marcha.

CONCLUSIONES

Los parámetros espacio-temporales analizados evidencian un menor tiempo de apoyo unipodal sobre el miembro inferior protetizado, asimetría en la longitud de paso entre miembro inferior protetizado y no protetizado y una disminución de la velocidad de marcha.

El análisis de marcha 3D reveló que el movimiento del tobillo durante la marcha del miembro no protetizado describe una trayectoria parecida a la tomada como referencia, pero con ligeras diferencias en cuanto a la amplitud de los picos de máxima flexión dorsal durante la fase de apoyo y la máxima flexión plantar durante la fase de oscilación, así como retraso en el momento del ciclo de marcha en el que suceden, debido fundamentalmente a la velocidad de marcha del sujeto.

El tobillo del pie protésico evidencia la mayor diferencia de ROM respecto a los valores normales, ya que los límites de flexión y extensión vienen determinados por las características del componente protésico.

El análisis de movimiento 3D es una herramienta útil y de aplicación clínica para el estudio de la marcha ofreciendo la posibilidad de realizar estudios cuantitativos que involucren variables biomecánicas.

Una exploración exhaustiva, un trabajo de Fisioterapia bien realizado, una correcta alineación y un análisis biomecánico de la marcha pueden contribuir a prevenir úlceras plantares en pacientes diabéticos de forma particular, así como contribuir a la formación de nuevo conocimiento para la Fisioterapia desde los ámbitos de la investigación y la intervención clínica.

RESPONSABILIDADES ÉTICAS

Protección de personas y animales. Los autores declaran que los procedimientos seguidos se ajustan a la Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial.

Confidencialidad y consentimiento informado. Los autores declaran que el paciente incluido en el estudio ha recibido información suficiente y ha dado su consentimiento informado por escrito para participar en dicho estudio.

Privacidad. Los autores declaran que han seguido los protocolos de su centro de trabajo sobre la publicación de datos de pacientes.

Financiación. Los autores declaran que el estudio llevado a cabo no ha recibido ningún tipo de financiación.

Conflicto de intereses. Los autores declaran la inexistencia de conflicto de intereses.

Contribución de autoría. Los autores reconocen que han contribuido intelectualmente al desarrollo del trabajo.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Martínez Brocca MA, Mayoral-Sánchez E, Irastorza Aldasoro A, Lama Herrera C, Martínez Concepción E, Sanz Amores R, et al. Plan Integral de Diabetes de Andalucía. Sevilla: Junta de Andalucía-Consejería de Salud; 2016. p 104.
2. Brasales Amores VP. Influencia de un tratamiento integral de pie diabético en la disminución del índice de amputaciones de los pacientes atendidos en la unidad de pie diabético del H. Provincial General Docente Riobamba. Ambato: Univ. Técnica Ambato-Facultad de Ciencias de la Salud; 2014. p 4.
3. International Diabetes Federation. IDF Diabetes Atlas. 7th Edition. Brussels: International Diabetes Federation; 2011.
4. Valdés S, García-Torres F, Maldonado-Araque C, Goday A, Calle-Pascual A, Soriguer F, et al. Prevalencia de obesidad, diabetes mellitus y otros factores de riesgo cardiovascular en Andalucía. Comparación con datos de prevalencia nacionales. Estudio Di@bet.es. Rev Esp Cardiol. 2014; 67: 442–8.
5. Vidal Domínguez G. Factores de riesgo de amputación en el pie diabético. Rev. Soc Perú Med interna. 2010; 23(4): 145–9.
6. Klodd E, Hansen A, Fatone S, Edwards M. Effects of prosthetic foot forefoot flexibility on gait of unilateral transtibial prosthesis users. J Rehabil Res Dev. 2010; 47(9): 899–910.
7. Fernando M, Crowther R, Lazzarini P, Sangla K, Cunningham M, Buttner P, et al. Biomechanical characteristics of

- peripheral diabetic neuropathy: A systematic review and meta-analysis of findings from the gait cycle, muscle activity and dynamic barefoot plantar pressure. *Clin. Biomech.* 2013; 28(8): 831–45.
8. Aprile I, Galli M, Pitocco D, Di Sipio E, Simbolotti C, Germanotta M, Bordieri C, et al. Does First Ray Amputation in Diabetic Patients Influence Gait and Quality of Life. *J Foot Ankle Surg.* 2018; 57(1): 44–51.
 9. Ramos Blanco L. Estudio de la influencia de la limitación de la movilidad articular en el desarrollo de patrones de sobrecarga en el pie diabético con y sin neuropatía. *REDUCA (Enfermería, Fisioterapia y Podología).* 2009; 1(2): 821–50.
 10. Espinoza MJ, García D. Niveles de amputación en extremidades inferiores: Repercusión en el futuro del paciente. *RevMed Clin Condes.* 2014; 25(2): 276–80.
 11. Crespo M. Laboratorio de marcha y análisis de movimiento. Principios básicos y aplicaciones clínicas. *Arch Neurol Neuropsiquiatr.* 2009; 18(2): 49–55.
 12. Baker R, Esquenazi A, Benedetti MG, Desloovere K. Gait analysis: clinical facts. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2016; 52(4): 560–74.
 13. Nolan L, Wit A, Dudziński K, Lees A, Lake M, Wychowański M. Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans-femoral and trans-tibial amputees. *Gait Posture.* 2003; 17(2): 142–51.
 14. Segal AD, Orendurff MS, Klute GK, McDowell ML, Pecoraro JA, Shofer J, et al. Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg and MauchSNS prosthetic knees. *J Rehabil Res Dev.* 2006; 43(7): 857–70.
 15. Broche-Vázquez L, Sagaró-Zamora R, Ochoa-Díaz C, Padilha-Lanari-Bó A, Martínez-Nariño FA. Análisis cinemático y dinámico de las prótesis transfemorales. Implicaciones clínicas. *Ingeniería mecánica.* 2016; 19(3): 150–7.
 16. Van Gils CC, Roeder B. The effect of ankle quinusup on the diabetic foot. *Clin. Podiat Med Surg.* 2002; 19(3): 391–409.
 17. Fernando ME, Crowther RG, Pappas E, Lazzarini PA, Cunningham M, Sangla KS, et al. Plantar pressure in diabetic peripheral neuropathy patients with active foot ulceration, previous ulceration and no history of ulceration: a meta-analysis of observational studies. *PLoS ONE.* 2014 Jun 10; 9(6): e99050.
 18. Vallery H, Burgkart R, Hartmann C, Mitternacht J, Riener R, Buss M. Complementary limb motion estimation for the control of active knee prostheses. *Biomed Tech.* 2011; 56(1): 45–51.
 19. Hastings MK, Gelber JR, Isaac EJ, Bohnert KL, Strube MJ, Sinacore DR. Foot progression angle and medial loading in individuals with diabetes mellitus, peripheral neuropathy, and a foot ulcer. *Gait Posture.* 2010; 32: 237–41.
 20. Rasovic A, Douglas R. Is there a relationship between static and dynamic ankle joint dorsiflexion during gait in people with a history of neuropathic ulceration. *J Foot Ankle Research.* 2011; 4(Suppl 1): 47.
 21. Hoeve S, de Vos J, Weijers P, Verbruggen J, Willems P, Poeze M, et al. Repeatability of the Oxford Foot Model for Kinematic Gait Analysis of the Foot and Ankle. *Clin Res Foot Ankle.* 2015;3(2): (aprox 8 p.). Disponible en: <https://www.omicsonline.org/open-access/repeatability-of-the-oxford-foot-model-for-kinematic-gait-analysis-of-the-foot-and-ankle-2329-910X-1000171.pdf>