



REHABILITACIÓN

www.elsevier.es/rh



CASO CLÍNICO

Fuerzas de reacción desde el piso durante la marcha en personas con amputación transtibial unilateral, serie de casos

L.D. Gallo Cardona, J. Castellanos Ruiz* y C.L. Ávila Rendón

Universidad Autónoma de Manizales, Manizales, Colombia

Recibido el 14 de octubre de 2020; aceptado el 7 de febrero de 2021

PALABRAS CLAVE

Amputación;
Fenómenos
biomecánicos;
Marcha;
Fisioterapia

Resumen En personas con amputación transtibial unilateral (ATU) usualmente se presentan deficiencias en los mecanismos que fundamentan la marcha, posiblemente debido a la ausencia del segmento reseccionado, lo cual impacta la capacidad para ajustar activamente el miembro inferior protetizado. Se incluyeron cinco participantes con ATU, evaluando las fuerzas de reacción desde el piso durante la marcha mediante un sistema integrado BTS GAITLAB. En el miembro inferior sano (MIS) la primera fuerza de pico vertical y la segunda tendieron a ser mayores que en el miembro inferior protetizado (MIP). Tanto las fuerzas de desaceleración como de propulsión fueron menores en esta extremidad, además, se observó variabilidad en las fuerzas mediolaterales. La dependencia para mantener control activo del centro de gravedad durante la marcha desde el MIS se dio probablemente por restricciones mecánicas en el control activo del tobillo y limitaciones para absorber y generar fuerzas que permitan controlar la estabilidad postural durante la marcha desde el MIP.

© 2021 Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

Abreviaturas: ATU, Amputación Transtibial Unilateral; MIP, Miembro Inferior Protetizado; MIS, Miembro Inferior Sano; Med, Medial; Lat, Lateral; T1, Tiempo pico lateral; F1, Fuerza pico lateral; T2, Tiempo pico medial; F2, Fuerza pico medial; Ant, Anterior; Pos, Posterior; T3, Tiempo del pico de desaceleración; F3, Fuerza pico de desaceleración; T4, Tiempo del pico de propulsión; F4, Fuerza pico de propulsión; T5, Tiempo de la fase de desaceleración; T6, Tiempo de la fase de propulsión; Vert, Vertical; T7, Tiempo del primer pico vertical; F5, Fuerza del primer pico vertical; T8, Tiempo de la fuerza vertical mínima; F6, Fuerza vertical mínima; T9, Tiempo del segundo pico vertical; F7, Fuerza del segundo pico vertical; T10, Tiempo desde la fuerza vertical mínima hasta el final del periodo de apoyo.

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: jcastellanos@autonoma.edu.co (J. Castellanos Ruiz).

<https://doi.org/10.1016/j.rh.2021.02.001>

0048-7120/© 2021 Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

Cómo citar este artículo: L.D. Gallo Cardona, J. Castellanos Ruiz and C.L. Ávila Rendón, Fuerzas de reacción desde el piso durante la marcha en personas con amputación transtibial unilateral, serie de casos, *Rehabilitación (Madr.)*, <https://doi.org/10.1016/j.rh.2021.02.001>

KEYWORDS

Amputation;
Biomechanical
phenomena;
Gait;
Physical therapy
specialty

Ground reaction forces during gait in people with unilateral transtibial amputation, a series of cases

Abstract Unilateral Transtibial Amputees (UTA) usually present deficiencies in the mechanisms underlying their gait likely because of the absence of the resected segment, thus having an impact on the ability to actively adjust the lower limb prosthesis. Five participants with UTA were evaluated considering the ground reaction forces during gait by using an integrated BTS GAITLAB system. The first and the second vertical peak forces tended to be greater in the Healthy Lower Limb (HLL) than in the Lower Limb prosthesis (LLP). Both the deceleration and propulsion forces were lower in this limb prosthesis, in addition, a variability of the mediolateral force was observed. Maintaining active control of the center of gravity during gait from the HLL was probably due to mechanical restrictions to actively control the ankle and the limitations for force absorption and generation that allow controlling postural stability during gait from the LLP.

© 2021 Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física. Published by Elsevier España, S.L.U. All rights reserved.

Introducción

La marcha es el resultado de interacciones entre mecanismos de retroalimentación sensorial, engramas motores cerebrales y contracciones musculares coordinadas. Los engramas motores cerebrales hacen referencia a los mecanismos y estructuras de interconexión neuronal, mediante los cuales se analizan y producen respuestas de regulación de las praxias. En personas con ATU se generan deficiencias estructurales y fisiológicas, entre ellas, la pérdida del tobillo biológico, su musculatura y sus vías nerviosas aferentes, lo cual impacta la capacidad para ajustar activamente el miembro inferior protetizado y las funciones relacionadas con el control postural¹, con repercusiones importantes en la estabilidad y la marcha. La ATU regularmente conlleva complicaciones postoperatorias que suelen aparecer precoz y/o tardíamente durante el proceso de rehabilitación, con el consecuente aumento de las asimetrías en comparación con individuos sin amputación², incrementando el gasto energético y el riesgo a caídas durante la marcha.

Desde una perspectiva dinámica, la marcha es una sucesión de eventos en los que se da aceleración y frenado del centro de gravedad del cuerpo humano y de las extremidades inferiores en los planos sagital, frontal y transversal. Específicamente, en la fase de soporte los miembros inferiores toleran el peso del cuerpo, mantienen la postura erguida e impulsan la superficie corporal hacia adelante con relación al piso. Las fuerzas de reacción generadas describen la interacción entre el cuerpo y el suelo y se relacionan con la estabilidad y eficiencia de la marcha. De allí la importancia de considerar datos cuantitativos relacionados con las fuerzas de reacción desde el piso y movimientos producidos con el desplazamiento durante la marcha en personas con ATU. Al respecto, se han encontrado elevadas fuerzas cinéticas articulares y de reacción desde el piso en el MIS³.

Esta serie de casos buscó describir las características de las fuerzas de reacción desde el piso durante la marcha en personas con ATU en fase postprotésica.

Exposición de los casos clínicos

Se evaluaron cinco personas de género masculino, con edad promedio de 39,2 años (rango 28-55 años), altura media de 1,7 m (rango 1,63-1,83 m) y peso promedio de 71,48 kg (rango 59,5-80,2 kg). Todas las ATU fueron de origen principalmente traumático con un tiempo medio de amputación de 21,4 años (rango siete a 45 años). Las características protésicas de los participantes se muestran en la [tabla 1](#). Todos los usuarios firmaron el consentimiento informado, aprobado por el Comité de Bioética de la Universidad Autónoma de Manizales (Acta No 083 del 2019).

Como parte de los equipos, se utilizó un sistema integrado BTS GAITLAB equipado con cuatro plataformas sensorizadas INFINI-T de 60 x 40 cm, para obtener los parámetros temporales y fuerzas de reacción desde el piso. Se solicitó a los usuarios ubicarse en posición bípeda con zapatos, a una distancia de 2 m de las plataformas de fuerza y caminar lo más cómodo y natural posible, a una velocidad autoseleccionada, en línea recta pasando sobre las plataformas. Una vez que se registró la marcha del participante, se escogieron las tres mejores pruebas, tras lo cual se realizó el análisis de las fuerzas verticales, anteroposteriores y mediolaterales de reacción desde el piso. Para ello se adaptó el método usado por Svoboda et al.⁴, normalizando la fuerza en porcentaje según el peso total del participante y el tiempo en porcentaje en un ciclo de marcha, datos que se grafican en la [figura 1](#).

Parámetros temporales: Los principales hallazgos en este componente fueron: la duración de zancada fue variable entre los sujetos, pero con una media similar entre los miembros inferiores ($1,18 \pm 0,05$ segundos), por su parte, la duración de la fase de apoyo en el MIP fue menor ($59,51 \pm 3,33\%$ ciclo) respecto al MIS ($64,11 \pm 1,32\%$ ciclo), aspecto que discrepó de la fase de balanceo donde esta fue mayor en el MIP ($40,75 \pm 3,30\%$ ciclo) en comparación con el MIS ($35,93 \pm 0,99\%$ ciclo). Aunque la fase de fase de apoyo unipodal fue menor en el MIP ($35,86 \pm 0,85\%$ ciclo), la fase de apoyo doble fue mayor en esta extremidad ($12,8 \pm 1,63\%$ ciclo).

Tabla 1 Características protésicas

| Participante | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
|-----------------------------|-----------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
| Extremidad amputada | Derecha | Derecha | Izquierda | Derecha | Izquierda |
| Interface | No usó | Silicona | Silicona | Silicona | Silicona |
| Suspensión | Succión activa | Pin con lanzadera | Pin con lanzadera | Pin con lanzadera | Pin con lanzadera |
| Socket | PTB | KBM | KBM | KBM | KBM |
| Estructura | Endoesquelética | Endoesquelética | Endoesquelética | Endoesquelética | Endoesquelética |
| Pie protésico | ESAR | SACH dinámico | SACH convencional | SACH dinámico | ESAR |
| Uso prótesis actual (meses) | 16 | 23 | 7 | 24 | 6 |
| Uso diario (horas) | 14 | 14 | 14 | 14 | 13 |

PTB: *Patelar tendon bearing*; KBM: *Kondilar Bearing Munster*; ESAR: *Energy Storage and Return*; SACH: *Solid ankle cushion heel*.

Fuerzas de reacción desde el piso: Se analizaron los componentes mediolateral, anteroposterior y vertical.

Componente mediolateral: El tiempo pico lateral (T1) fue en general variable entre los sujetos y similar entre el MIP ($2,6 \pm 1,52\%$ ciclo) y el MIS ($2,4 \pm 1,34\%$ ciclo), con una fuerza pico lateral (F1) menor en el MIP ($-0,97 \pm 1,12\%$ peso corporal) comparado con el MIS ($-2,47 \pm 1,43\%$ peso corporal). El tiempo pico medial (T2) se prolongó en el MIP ($16,6 \pm 4,88\%$ ciclo) con menor fuerza pico medial (F2) en el mismo segmento ($3,73 \pm 1,92\%$ peso corporal), esta última variable (F2) difirió entre participantes.

Componente anteroposterior: El tiempo y la fuerza pico de desaceleración (T3 y F3) fueron variables entre sujetos, con mayor lentitud ($11,4 \pm 3,36\%$ ciclo) y menor fuerza ($-11,55 \pm 3,1\%$ peso corporal) en el MIP. El tiempo del pico de propulsión (T4) fue menor en el MIP ($50,6 \pm 2,3\%$ ciclo) en comparación con el MIS ($54,4 \pm 1,14\%$ ciclo), comportamiento similar a la fuerza pico de propulsión (F4) entre las extremidades. El tiempo de la fase de desaceleración (T5) fue variable entre sujetos, pero con una media similar entre el MIP ($32,8 \pm 1,3\%$ ciclo) y el MIS ($32,4 \pm 1,82\%$ ciclo). El tiempo de la fase de propulsión (T6) en general fue más rápida en el MIP ($28,78 \pm 5,15\%$ ciclo) comparado con el MIS ($31,48 \pm 3,49\%$ ciclo).

Componente vertical: El tiempo del primer pico vertical (T7) fue variable entre sujetos, pero con una media similar entre el MIP ($15,8 \pm 2,59\%$ ciclo) y el MIS ($15,2 \pm 1,09\%$ ciclo) y una fuerza del primer pico vertical (F5) menor en el MIP ($105,68 \pm 9,57\%$ peso corporal) en contraste con el MIS ($117,69 \pm 9,62\%$ peso corporal). La fuerza vertical mínima (F6) en general fue mayor en el MIP ($79,55 \pm 5,28\%$ peso corporal) a diferencia del MIS ($75,98 \pm 6,38\%$ peso corporal); dicha fuerza ocurrió antes en el MIP ($28,2 \pm 1,64\%$ ciclo). En cuanto al tiempo y la fuerza del segundo pico vertical (T9 y F7) estos fueron menores en el MIP. Es de resaltar que, el tiempo desde la fuerza vertical mínima hasta el final del periodo de apoyo (T10) en general fue más rápido en el MIP ($31 \pm 2,23\%$ ciclo) en comparación con el MIS ($33,39 \pm 3,25\%$ ciclo) (tabla 2).

Discusión

Desde una perspectiva dinámica, en el componente vertical de fuerza de reacción desde el piso, los participantes de

este estudio mostraron que en el MIS tanto F5 ($117,69 \pm 9,62\%$ peso corporal) como la F7 ($101,79 \pm 2,92\%$ peso corporal) tendieron a ser mayores que en el MIP, no obstante, se ha informado que en personas sanas F5 asciende a $113,6 \pm 6,7\%$ y F7 a $119,5 \pm 7,4\%$ del peso corporal⁵, datos que muestran una generación menor de fuerza durante el prebalanceo en los miembros inferiores de las personas con ATU, configurando la manera como se genera la aceleración hacia adelante del centro de gravedad durante la marcha. A pesar de esto, F6 fue mayor en el MIP ($79,55 \pm 5,28\%$ peso corporal) de los participantes, en contraste con datos de personas sanas ($71,5 \pm 4,9\%$ peso corporal)⁵, sugiriendo que las personas con ATU aumentan las cargas sustentadas durante el soporte medio del ciclo de la marcha, lo cual incrementa el riesgo a caer⁶, debido posiblemente a restricciones mecánicas y limitaciones en el control activo del tobillo del MIP para absorber y generar fuerzas que permitan controlar eficazmente la estabilidad postural durante la marcha.

En cuanto al tiempo de F6 en el MIP ($28,2 \pm 1,64\%$ ciclo) en general ocurrió antes que en el MIS ($30 \pm 2,83\%$ ciclo) prolongándose además el tiempo desde este punto hasta el final del periodo de apoyo en el MIS ($33,39 \pm 3,25\%$ ciclo), lo que se relaciona con una mayor duración del periodo de soporte en esta extremidad, coherente con hallazgos en los que, a pesar de la similitud en la duración de zancada entre ambas extremidades ($1,18 \pm 0,5$ segundos), se pudo evidenciar un periodo de soporte mayor en el MIS y un periodo de balanceo prolongado en el MIP, resultados que han sido descritos en otros estudios⁷. Lo anterior sucede probablemente por la dependencia desde el MIS para mantener la estabilidad durante la marcha y la falta de confianza para cargar el peso corporal sobre el MIP¹, deteriorando la seguridad para caminar.

Por otra parte, en esta serie de casos, tanto F3 como F4 fueron menores en el MIP. Hendershot et al. en 2014⁸ estimaron las fuerzas de reacción conjunta en la zona lumbar (L5-S1) durante la marcha en personas con amputación de miembros inferiores, mostrando un comportamiento distinto en las fuerzas máximas de desaceleración, que tendieron a ser mayores en el MIP ($0,28 \pm 0,35$ N/kg) vs. el MIS ($0,10 \pm 0,45$ N/kg), resultados condicionados posiblemente por el tipo de pie protésico utilizado⁴, el nivel de amputación, y la seguridad para caminar mientras se apoya el MIP.

Adicionalmente, en esta investigación se observó variabilidad en las fuerzas mediolaterales, lo cual puede deberse

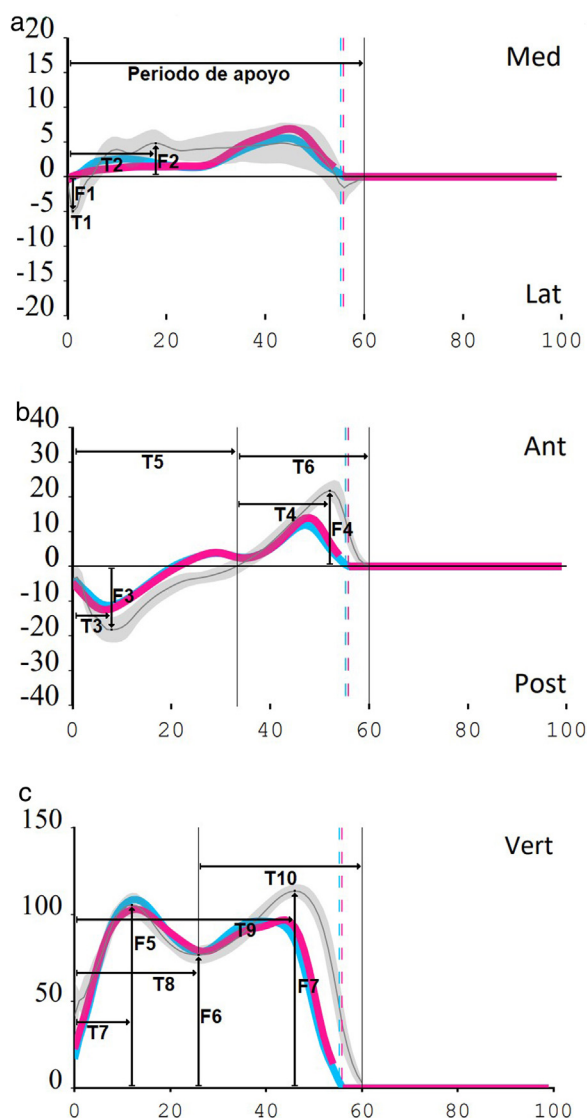


Figura 1 Fuerzas de reacción desde el piso. Color azul: Miembro inferior amputado, color rosa: Miembro inferior sano. **a)** Componente mediolateral: Med: Medial. Lat: Lateral T1: Tiempo pico lateral, F1: Fuerza pico lateral, T2: Tiempo pico medial, F2: Fuerza pico medial; **b)** Componente anteroposterior: Ant: Anterior, Pos: Posterior, T3: Tiempo del pico de desaceleración, F3: Fuerza pico de desaceleración, T4: Tiempo del pico de propulsión, F4: Fuerza pico de propulsión, T5: Tiempo de la fase de desaceleración, T6: Tiempo de la fase de propulsión; **c)** Componente vertical: Vert: Vertical T7: Tiempo del primer pico vertical, F5: Fuerza del primer pico vertical, T8: Tiempo de la fuerza vertical mínima, F6: Fuerza vertical mínima, T9: Tiempo del segundo pico vertical, F7: Fuerza del segundo pico vertical, T10: Tiempo desde la fuerza vertical mínima hasta el final del periodo de apoyo.

a la diversidad en el posicionamiento de los pies durante el periodo de soporte, haciendo difícil la interpretación de los resultados; la abducción o aducción y la dirección, al mismo tiempo, en rotación medial o lateral de los pies durante el apoyo puede ocasionar variabilidad en los resultados de personas con ATU⁴. Entre los participantes el MIP produjo

menores fuerzas tanto mediales como laterales respecto al MIS, generadas posiblemente por la deficiencia en el control activo del tobillo mecánico y el tipo de pie protésico, lo cual implica que el MIS mantenga la estabilidad postural.

Específicamente respecto al tipo de pie protésico Svoboda et al. en 2012⁴ encontraron que el coeficiente medio de los valores de variación para F1 en personas con ATU que usaron pie SACH (*Solid Ankle Cushion Heel*: tobillo firme con talón almohadado, un tipo de pie protésico rígido y de bajo costo) ($41,95 \pm 35,01\%$ peso corporal) fue mayor respecto a quienes usaron pie ESAR (*Energy Storage and Return*, un tipo de pie protésico que incluye componentes de fibra de carbono u otro material que permite almacenar energía mecánica durante la fase de apoyo y liberar esta energía antes de entrar a la fase de balanceo durante el ciclo de la marcha) ($18,98 \pm 12\%$ peso corporal), sin embargo, para F2 este valor fue similar entre los que usaron pie SACH ($13,47 \pm 11,25\%$ peso corporal) y los que usaron ESAR ($12,1 \pm 6,98\%$ peso corporal). De esta manera, es imprescindible tener en cuenta que una prescripción protésica apropiada consigue maximizar el desempeño después de la amputación y potenciar la capacidad funcional de las personas con ATU. El tipo de encaje protésico y suspensión también juegan un papel importante; el ajuste y la comodidad con los dispositivos y aditamentos de asistencia para la marcha se relacionan positivamente con la eficiencia biomecánica, una mala suspensión puede ocasionar un deslizamiento entre el zócalo y la extremidad residual, lo que compromete la estabilidad y promueve daños cutáneos⁹, alterando de alguna forma la biomecánica de las personas cuando caminan, ya sea por la incomodidad y/o dolor que esto genera, o por las compensaciones que se deben realizar para disminuir molestias durante el uso protésico. La mayoría de los participantes incluidos usaron una suspensión de Pin con lanzadera y un socket tipo Kondilar Bearing Munster; en uno de los participantes se evidenció pistoneo acentuado del muñón durante la marcha y en todos los participantes se encontraron zonas de presión en protuberancias óseas cercanas a la rodilla del MIP.

Además, se debe tener en cuenta que la duración media de uso de las prótesis puede influir sobre la capacidad y comodidad para deambular con eficiencia, condicionadas por la experiencia con el uso de estos dispositivos; por su parte, los participantes de este estudio tenían un tiempo de amputación de entre siete y 45 años, lo que representa un tiempo relativamente prolongado en el que estas personas tuvieron la posibilidad de adaptarse funcionalmente a sus prótesis. Un mayor uso de estas se relaciona con menores molestias conexas y menores limitaciones en el desempeño para realizar actividades de la vida diaria¹⁰; esta relación puede indicar que la experiencia condiciona el uso individual de aditamentos protésicos disminuyendo las alteraciones en la marcha.

Aunque usualmente se realizan adaptaciones protésicas con el fin de suplir algunas funciones de los sistemas reseccionados en las personas con ATU, estas no cumplen completamente con la función del segmento fisiológico amputado, debido a la dificultad del pie protésico y sus componentes para controlar activamente el tobillo y generar fuerzas de reacción desde el piso de manera efectiva y con eficiencia en la aceleración y desaceleración del centro de gravedad, lo cual puede tener repercusión en el manteni-

Tabla 2 Fuerzas de reacción desde el piso

| Participante | 1 | | 2 | | 3 | | 4 | | 5 | | ? | | DE | |
|----------------------------------|--------|--------|--------|--------|--------|-------|--------|-------|--------|--------|--------|--------|------|------|
| | MIS | MIP | MIS | MIP | MIS | MIP | MIS | MIP | MIS | MIP | MIS | MIP | MIS | MIP |
| Duración de zancada (s) | 1,12 | 1,15 | 1,25 | 1,25 | 1,14 | 1,14 | 1,19 | 1,22 | 1,2 | 1,16 | 1,18 | 1,18 | 0,05 | 0,05 |
| Fase de apoyo (% ciclo) | 62,62 | 59,57 | 63,2 | 53,82 | 63,76 | 62,28 | 65,55 | 60,66 | 65,42 | 61,21 | 64,11 | 59,51 | 1,32 | 3,33 |
| Fase de balanceo (% ciclo) | 37,5 | 40,43 | 35,6 | 46,18 | 36,24 | 37,28 | 35,29 | 39,34 | 35 | 40,52 | 35,93 | 40,75 | 0,99 | 3,30 |
| Fase de apoyo unipodal (% ciclo) | 41,52 | 36,52 | 46 | 35,74 | 37,12 | 36,4 | 40,34 | 34,43 | 39,37 | 36,21 | 40,87 | 35,86 | 3,29 | 0,85 |
| Fase de apoyo doble (% ciclo) | 11,16 | 12,61 | 8 | 10,04 | 12,66 | 14,04 | 13,03 | 13,52 | 11,67 | 13,79 | 11,3 | 12,8 | 1,99 | 1,63 |
| T1 (% ciclo) | 3 | 1 | 1 | 1 | 4 | 4 | 1 | 4 | 3 | 3 | 2,4 | 2,6 | 1,34 | 1,52 |
| F1 (% peso corporal) | -2,27 | -0,56 | -0,59 | -0,26 | -4,1 | -1,82 | -1,73 | 0,23 | -3,64 | -2,46 | -2,47 | -0,97 | 1,43 | 1,12 |
| T2 (% ciclo) | 13 | 16 | 11 | 12 | 10 | 12 | 10 | 23 | 16 | 20 | 12 | 16,6 | 2,55 | 4,88 |
| F2 (% peso corporal) | 7,43 | 2,37 | 9,71 | 2,33 | -1,20 | 4,52 | 9,73 | 2,68 | 3,01 | 6,77 | 5,74 | 3,73 | 4,75 | 1,92 |
| T3 (% ciclo) | 11 | 9 | 10 | 7 | 10 | 14 | 11 | 12 | 11 | 15 | 10,6 | 11,4 | 0,55 | 3,36 |
| F3 (% peso corporal) | -16,79 | -12,44 | -16,57 | -11,40 | -9,89 | -9,97 | -13,89 | -7,79 | -13,26 | -16,14 | -14,08 | -11,55 | 2,82 | 3,10 |
| T4 (% ciclo) | 53 | 53 | 54 | 47 | 54 | 51 | 56 | 52 | 55 | 50 | 54,4 | 50,6 | 1,14 | 2,30 |
| F4 (% peso corporal) | 18,15 | 13,48 | 21,44 | 11,80 | 12,71 | 9,35 | 15,24 | 11,55 | 20,49 | 11,59 | 17,61 | 11,55 | 3,64 | 1,47 |
| T5 (% ciclo) | 33 | 32 | 35 | 32 | 32 | 35 | 30 | 32 | 32 | 33 | 32,4 | 32,8 | 1,82 | 1,30 |
| T6 (% ciclo) | 29,14 | 25,52 | 26,58 | 37,94 | 34,85 | 26,62 | 33,85 | 26,84 | 33 | 26,96 | 31,48 | 28,78 | 3,49 | 5,15 |
| T7 (% ciclo) | 15 | 13 | 14 | 13 | 15 | 18 | 15 | 18 | 17 | 17 | 15,2 | 15,8 | 1,09 | 2,59 |
| F5 (% peso corporal) | 119,97 | 109,93 | 127,27 | 108,74 | 101,53 | 96,21 | 121 | 95,64 | 118,7 | 117,88 | 117,69 | 105,68 | 9,62 | 9,57 |
| T8 (% ciclo) | 30 | 27 | 30 | 26 | 26 | 29 | 30 | 30 | 34 | 29 | 30 | 28,2 | 2,83 | 1,64 |
| F6 (% peso corporal) | 72,6 | 78,1 | 70,65 | 78,46 | 85,02 | 83,1 | 80,35 | 85,93 | 71,29 | 72,15 | 75,98 | 79,55 | 6,38 | 5,28 |
| T9 (% ciclo) | 48 | 43 | 50 | 40 | 48 | 45 | 50 | 41 | 50 | 45 | 49,2 | 42,8 | 1,09 | 2,28 |
| F7 (% peso corporal) | 102,87 | 99,25 | 103,57 | 96,25 | 102,53 | 95,39 | 96,61 | 93,6 | 103,35 | 97,47 | 101,79 | 96,39 | 2,92 | 2,13 |
| T10 (% ciclo) | 33,13 | 33,58 | 36,18 | 32,21 | 35,68 | 30,41 | 33,95 | 31,18 | 28,03 | 27,63 | 33,39 | 31 | 3,25 | 2,23 |

MIS: Miembro inferior sano; MIP: Miembro inferior amputado, T1: Tiempo pico lateral; F1: Fuerza pico lateral; T2: Tiempo pico medial; F2: Fuerza pico medial; T3: Tiempo del pico de desaceleración; F3: Fuerza pico de desaceleración; T4: Tiempo del pico de propulsión; F4: Fuerza pico de propulsión; T5: Tiempo de la fase de desaceleración; T6: Tiempo de la fase de propulsión; T7: Tiempo del primer pico vertical; F5: Fuerza del primer pico vertical; T8: Tiempo de la fuerza vertical mínima; F6: Fuerza vertical mínima; T9: Tiempo del segundo pico vertical; F7: Fuerza del segundo pico vertical; T10: Tiempo desde la fuerza vertical mínima hasta el final del periodo de apoyo.

miento de la estabilidad en la fase de apoyo durante el ciclo de la marcha. Por esta razón, es conveniente el uso de métodos de evaluación fisioterapéutica mediados por tecnologías como una herramienta valiosa para objetivar las fuerzas de reacción desde el piso durante la marcha en personas con ATU, que permita orientar los programas de rehabilitación, fortalecer el seguimiento al desempeño funcional y prescripción protésica, aspecto fundamental para la marcha independiente.

La principal limitación del estudio fue la muestra constituida por solo cinco participantes debido a la dificultad para acceder a sistemas de información actualizados, aspecto que no permitió establecer asociaciones de causalidad ni generalización de los resultados a la población con esta condición de salud. Se recomienda realizar futuras investigaciones con mayor alcance metodológico y enfocadas al seguimiento postprotésico prospectivo que dé cuenta de los cambios funcionales y protésicos de las personas con ATU.

Financiación

El presente trabajo ha sido financiado por la Universidad Autónoma de Manizales [Código del proyecto: 637-094] y por Confa [código del convenio: 18002278].

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Agradecimientos

A la Universidad Autónoma de Manizales en trabajo colaborativo con Confa por el trabajo en la formación de nuevos investigadores. A Liliana Patricia Escobar Serna y a Daniela López Londoño, integrantes del equipo del Laboratorio de Análisis de Movimiento de la Universidad Autónoma de Manizales por su acompañamiento técnico, así como a Mónica Naranjo R y Alice James quienes trabajan en el centro de traducción de la misma institución por la traducción y revisión del resumen en inglés.

Bibliografía

1. Ávila Rendón CL, Gallo Cardona LD, Castellanos Ruiz J. Stability in unilateral transtibial amputation. A case series. *Fisioterapia*. 2020;42:218–23, <http://dx.doi.org/10.1016/j.ft.2020.02.001>.
2. Gailey R, Allen K, Castles J, Kucharik J, Roeder M. Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. *J Rehabil Res Dev*. 2008;45:15–29, <http://dx.doi.org/10.1682/jrrd.2006.11.0147>.
3. Lloyd CH, Stanhope SJ, Davis IS, Royer TD. Strength asymmetry and osteoarthritis risk factors in unilateral trans-tibial, amputee gait. *Gait Posture*. 2010;32:296–300, <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.05.003>.
4. Svoboda Z, Janura M, Cabell L, Elfmark M. Variability of kinetic variables during gait in unilateral transtibial amputees. *Prosthet Orthot Int*. 2012;36:225–30, <http://dx.doi.org/10.1177/0309364612439572>.
5. Fryzowicz A, Murawa M, Kabaciński J, Rzepnicka A, Dworak LB. Reference values of spatiotemporal parameters, joint angles, ground reaction forces, and plantar pressure distribution during normal gait in young women. *Acta Bioeng Biomech*. 2018;20:49–57, <http://dx.doi.org/10.5277/ABB-00986-2017-02>.
6. Vanicek N, Strike S, McNaughton L, Polman R. Gait patterns in transtibial amputee fallers vs. non-fallers: Biomechanical differences during level walking. *Gait Posture*. 2009;29:415–20, <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.10.062>.
7. Rábago CA, Wilken JM. The Prevalence of Gait Deviations in Individuals With Transtibial Amputation. *Mil Med*. 2016;181(S4):30–7, <http://dx.doi.org/10.7205/MILMED-D-15-00505>.
8. Hendershot BD, Wolf EJ. Three-dimensional joint reaction forces and moments at the low back during over-ground walking in persons with unilateral lower-extremity amputation. *Clin Biomech*. 2014;29:235–42, <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.12.005>.
9. Schoepp KR, Schofield JS, Home D, Dawson MR, Lou E, Keri M, et al. Real time monitoring of transtibial elevated vacuum prostheses: A case series on socket air pressure. *PLoS One*. 2018;13:e0202716, <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0202716>.
10. Morgan SJ, Friedly JL, Amtmann D, Salem R, Hafner BJ. Cross-Sectional Assessment of Factors Related to Pain Intensity and Pain Interference in Lower Limb Prosthesis Users. *Arch Phys Med Rehabil*. 2017;98:105–13, <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2016.09.118>.