

INVESTIGACIÓN ORIGINAL

DOI: <http://dx.doi.org/10.15446/revfacmed.v66n1.66724>

Aprovechamiento de energía, cinemática y estabilidad en la marcha de un paciente con amputación transfemoral sin abordaje de rehabilitación

Use of energy, kinematics and stability in gait of a patient with transfemoral amputation without rehabilitation approach

Recibido: 31/07/2017 Aceptado: 17/10/2017

Gabriel Fábrica¹ • Iliana Peña² • Valentina Silva-Pereyra¹ • Virginia Ramos-Arim²

¹ Universidad de la República - Facultad de Medicina - Departamento de Biofísica - Unidad de Investigación en Biomecánica de la Locomoción Humana - Montevideo - Uruguay.

² Universidad de la República - Facultad de Medicina - Hospital de Clínicas "Dr. Manuel Quintela" - Cátedra de Rehabilitación y Medicina Física - Montevideo - Uruguay.

Correspondencia: Gabriel Fábrica. Departamento de Biofísica, Facultad de Medicina, Universidad de la República. Avenida General Flores 2125. Teléfono. +59 8 29243414. Montevideo. Uruguay. Correo electrónico: cgfabrica@gmail.com.

| Resumen |

Introducción. Los pacientes con amputación de miembros inferiores presentan marcadas asimetrías en la marcha, las cuales pueden aumentar cuando no se cumple con un adecuado proceso de rehabilitación, comprometiendo los objetivos fundamentales de la marcha e incrementando factores de riesgo.

Objetivo. Analizar el grado de aprovechamiento de energía mecánica, la estabilidad dinámica y las variables cinemáticas de interés clínico en la marcha de un paciente con amputación transfemoral que no realizó el proceso de rehabilitación.

Materiales y métodos. Con base en una reconstrucción 3D, se cuantificaron valores angulares para cadera, rodilla y tobillo y se estimó el intercambio de energía mecánica y la estabilidad dinámica en tres velocidades de marcha diferentes.

Resultados. Se observaron variaciones en los parámetros espacio-temporales con el cambio de la velocidad que no son consistentes con los encontrados en otros estudios de amputados. Los valores angulares, principalmente a nivel de rodilla y tobillo, presentan asimetrías que se pueden asociar con una disminución en el aprovechamiento de energía mecánica mientras aumenta la estabilidad en diferentes velocidades.

Conclusión. El uso de prótesis en las condiciones en las que fue realizada la evaluación compromete la recuperación de energía mecánica en la marcha del paciente.

Palabras clave: Amputados; Miembros artificiales, Marcha (DeCS).

Fábrica G, Peña I, Silva-Pereyra V, Ramos-Arim V. Aprovechamiento de energía, cinemática y estabilidad en la marcha de un paciente con amputación transfemoral sin abordaje de rehabilitación. Rev. Fac. Med. 2018;66(1):59-68. Spanish. doi: <http://dx.doi.org/10.15446/revfacmed.v66n1.66724>.

| Abstract |

Introduction: Patients with lower limb amputation have marked gait asymmetries which may increase when an adequate rehabilitation process is not provided, compromising the fundamental objectives of gait and increasing risk factors.

Objective: To analyze the degree of use of mechanical energy, dynamic stability and kinematic variables of clinical interest in the gait of a patient with transfemoral amputation who did not undergo a rehabilitation process.

Materials and methods: Based on a 3D reconstruction, angular values for hip, knee and ankle were quantified and the mechanical energy exchange and dynamic stability were estimated at three different gait speeds.

Results: Variations in spatiotemporal parameters were observed along with changes in speed, which are not consistent with the results obtained in other studies in amputees. The angular values, mainly of the knee and ankle, show asymmetries that can be associated with a decrease in the use of mechanical energy while increasing stability at different speeds.

Conclusion: The use of prosthesis under the conditions in which the evaluation was performed compromises the recovery of the mechanical energy in the patient's gait.

Keywords: Amputees; Artificial Limbs; Gait (MeSH).

Fábrica G, Peña I, Silva-Pereyra V, Ramos-Arim V. [Use of energy, kinematics and stability in gait of a patient with transfemoral amputation without rehabilitation approach]. Rev. Fac. Med. 2018;66(1):59-68. Spanish. doi: <http://dx.doi.org/10.15446/revfacmed.v66n1.66724>.

Introducción

Minimizar el costo energético y mantener la estabilidad constituyen los dos objetivos fundamentales de la marcha (1). Estimar el grado de cumplimiento de estos objetivos resulta de gran relevancia para optimizar los procesos de rehabilitación (2). El costo está asociado con el aprovechamiento de energía mecánica a nivel del centro de masa (CM) del cuerpo mediante el mecanismo conocido como “modelo de péndulo invertido” (3), mientras que la estabilidad se asocia con la variabilidad de un conjunto de valores cinemáticos (4), es decir, de valores de variables espacio-temporales obtenidas mediante reconstrucción de imágenes.

El grado en el cual el mecanismo de péndulo invertido contribuye al aprovechamiento de energía requiere la cuantificación del trabajo mecánico asociado con el movimiento del CM respecto al entorno y el de los segmentos corporales en relación al CM (5,6). Por otro lado, para estimar la estabilidad dinámica se consideran los coeficientes de variación del tiempo de pasada, largo de paso y variaciones angulares de miembros inferiores (4). La determinación de valores angulares a nivel de miembros inferiores permite estimar la coordinación entre segmentos en las diferentes fases de la marcha, con lo que se contribuye a identificar factores de riesgo en la marcha patológica (7-9) y a explicar las causas de cambios en el intercambio de energía mecánica.

El análisis conjunto de la transferencia de energía, la estabilidad y la acción de los miembros inferiores permite obtener información de relevancia para la rehabilitación en pacientes con marchas asimétricas como los amputados con prótesis (10). Al comparar las acciones del miembro protésico y el miembro sano, se ha observado que los amputados transfemorales presentan mayores asimetrías que los transtibiales (11-13). Dichas asimetrías determinan cambios significativos en la proyección vertical del CM que algunos autores asocian casi siempre con las acciones a nivel del pie protésico (11).

Tanto el nivel de amputación (14) como el tipo de prótesis (13,15) han sido sugeridos como factores determinantes del aprovechamiento mecánico y la estabilidad en la marcha de amputados, siendo estos factores, junto con la evaluación de éxito funcional (16), los aspectos más estudiados en las investigaciones previas. Aunque se relacionan con posteriores lesiones músculo-esqueléticas y suponen un reto para el equipo de salud durante la rehabilitación (17,18), la influencia sobre la transferencia de energía y la estabilidad que tienen el desuso del miembro amputado y la sobrecarga en el miembro contralateral han sido pocas veces contempladas.

La rehabilitación en pacientes con amputación en uno de sus miembros inferiores comprende una serie de procesos previos, durante y posteriores al equipamiento protésico que están directamente relacionados con el cumplimiento de un programa integral de rehabilitación y su seguimiento. Es necesario garantizar tanto la adjudicación de una prótesis lo más apropiada posible como una posterior reeducación de la marcha que permita un apoyo adecuado del miembro amputado y minimice la sobrecarga del miembro contralateral. También es indispensable que estas características se puedan mantener en el tiempo, al realizar de forma oportuna todas las modificaciones correspondientes —pese a la esperada reducción del muñón— y al deterioro de los componentes protésicos (19).

La velocidad de progresión es un aspecto fundamental a considerar en un estudio de transferencia de energía, estabilidad y acción de los miembros inferiores en la marcha (6,20). Los pacientes con amputación de un miembro inferior protetizados suelen desplazarse a velocidades que están por debajo de las observadas en individuos sanos con características semejantes (10,11), lo que se asocia con los grandes requerimientos físicos y la adopción de nuevos patrones

biomecánicos (21,22) que se generan luego de la protetización. Por tanto, con el fin de optimizar los procesos de rehabilitación en este tipo de pacientes, resulta fundamental evaluar la marcha en diferentes velocidades como se ha sugerido de forma general en trabajos recientes (2).

En este trabajo se presenta un estudio de caso donde se realiza una evaluación cuantitativa del cumplimiento de los dos objetivos fundamentales de la marcha y su asociación con la mecánica angular de miembros inferiores en un paciente que logró un “éxito funcional” sin cumplir un programa de rehabilitación post protésico ni realizar controles de su prótesis en un periodo mayor a tres años.

Considerando lo expresado en los párrafos anteriores, se espera, a pesar de que el paciente logró una funcionalidad adecuada y no manifiesta molestias, que existan alteraciones en la cinemática general que comprometan el cumplimiento de los dos objetivos fundamentales de la marcha y aumenten los factores de riesgo en diferentes velocidades. Se considera que un estudio de este tipo puede brindar elementos que muestren la importancia de otorgar las prótesis en el marco de un programa de rehabilitación y la necesidad del compromiso del paciente para realizar los controles correspondientes con el objetivo de ajustar la prescripción protésica a las necesidades más allá de su percepción.

El objetivo de esta investigación fue analizar un paciente con amputación transfemoral que, posterior a la entrega de la prótesis, no realizó rehabilitación; con este análisis se pretendió evaluar su grado de aprovechamiento de energía mecánica por vía pendular y estabilidad dinámica junto a variables cinemáticas de interés clínico.

Materiales y métodos

Características del paciente y procedimientos previos

Se estudió un paciente de 38 años de edad con masa de 64kg, altura de 1.72m y amputación transfemoral izquierda (longitud de muñón de 28cm) de causa traumática en 1998.

El paciente fue seleccionado por no haber realizado controles de su prótesis por un período de tiempo mayor a tres años y, no obstante, manifestar buena adaptación al uso de dicha prótesis e independencia funcional utilizando la misma más de 12 horas al día. Además, el sujeto no contaba con lesión de la piel en el miembro residual ni otras patologías de origen osteoarticular o neuromuscular que afectaran su marcha, tampoco presentaba deterioro cognitivo ni alteraciones visuales que afectaran su habilidad para entender y seguir instrucciones o su desempeño para la marcha.

El paciente fue equipado en el año 2011 con una prótesis modular: encaje con válvula de succión, rodilla monocéntrica y pie articulado, posterior a lo cual no realizó un programa de rehabilitación.

Se reportan dos controles relacionados con el equipamiento: en 2012 por accidente de tránsito que lesiona rodilla protésica, que se repara, y en 2014 por molestias con el uso del encaje secundario a aumento de peso, por lo que se realiza cambio de cono. Luego, el paciente no realiza nuevos controles y refiere que presentó inestabilidad de cono que solucionó usando cinturón de sujeción y que no ha presentado otras molestias.

En cuanto a la funcionalidad, el paciente es independiente para todas las actividades de la vida diaria —básicas (Barthel: 100) e instrumentales (Lawton y Brody: 8)—, presenta una marcha ilimitada, cumple con otros objetivos funcionales compatibles con una rehabilitación satisfactoria (escala de Houghton: 12) y no refiere dolor articular.

Todos los procedimientos de esta investigación se realizaron respetando las normas éticas concordantes con la Declaración de Helsinki (actualizada en 2013). El estudio fue revisado y aprobado por el Comité de Ética del Hospital de Clínicas “Dr. Manuel Quintela”, donde se desarrolló la investigación y el paciente firmó un consentimiento escrito antes del estudio.

Protocolo experimental

El paciente fue preparado con ropa adecuada y se le colocaron marcadores reflexivos en 49 referencias anatómicas a efectos de utilizar un modelo de cuerpo completo modificado del que ofrece el paquete Plug-In-Gait Biomechanical Modeller 1.7 de Vicon para hacer una reconstrucción 3D del movimiento. Se utilizó ese modelo considerando aspectos discutidos en un trabajo previo a los efectos de lograr una determinación precisa de las variables biomecánicas de interés para este estudio (23).

Se solicitó al paciente que caminara en una pasarela de 12m de longitud y 3m de ancho sin desniveles a velocidad autoseleccionada (Va), por encima de la Va (Vh) y por debajo de la Va (Vl). Se obtuvieron diez registros en cada tipo de velocidad y se analizaron tres ciclos, contando así con un total de 30 datos para cada variable en cada una de las velocidades. La Va fue determinada con anterioridad, de manera que durante los experimentos las tres velocidades fueron ordenadas en forma aleatoria.

Ocho cámaras (Bonita B10) operando a 200Hz y conectadas al sistema Vicon Motion Systems (Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK) permitieron registrar los datos cinemáticos de posición para cada marcador utilizando el software Nexus 1.8.2 de Vicon. Esos datos fueron filtrados con Butterworth de orden 4 con frecuencia de corte 6 e introducidos en una rutina de cálculo creada en Matlab R2007b® (Mathworks, Inc.). Mediante dicha rutina fueron calculadas variables cinemáticas de interés clínico y se estimó la estabilidad y el aprovechamiento de energía mecánica asumiendo el mecanismo pendular.

Cálculo de variables

Las variables cinemáticas de interés clínico consideradas estuvieron divididas en dos grupos. El primero incluyó variables espacio-temporales que describen la marcha en forma general: la velocidad media durante el ciclo (VM), el largo de ciclo tomando como referencia ambos miembros por separado (Lc), el tiempo de ciclo siguiendo el mismo criterio (Tc), los largos de paso para ambos miembros (Lp) y los tiempos de apoyo (Ta) y balanceo (Tb). El segundo incluyó valores angulares contemplados, por lo general, en evaluaciones clínicas que están asociadas con el modelo de movimiento pendular, estos fueron los ángulos de cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital. En cada caso se realizó un análisis visual de toda la curva, además se tomó en cuenta el valor en el momento de contacto inicial para las tres articulaciones y el rango de movimiento durante el balanceo para cadera y rodilla.

Las variables asociadas con el aprovechamiento pendular fueron: el trabajo mecánico para elevar y acelerar el CM en relación al entorno (Wext), el trabajo mecánico externo vertical (Wv) y horizontal (Wf) y el recovery (R). Este último correspondió al porcentaje de reconversión pendular de energía mecánica en un ciclo (3) y fue determinado con la ecuación $R (%) = 100 (Wf + Wv) - Wext / Wf + Wv$.

Los cálculos de trabajo se realizaron con base en las expresiones discutidas en el estudio de Willems *et al.* (5) y los resultados fueron normalizados por la masa corporal y distancia recorrida.

Dado que en estudios previos se ha establecido que la magnitud del trabajo asociado con el movimiento de los segmentos corporales en relación al CM está muy por debajo de los valores encontrados para Wext (6), la acción de acelerar los segmentos (incluida la prótesis) en relación al CM, es decir el trabajo interno (Wint), no fue considerada en este estudio. Para estimar la estabilidad dinámica se tuvieron en cuenta los coeficientes de variabilidad de los largos de paso y tiempos de ciclo (24).

Resultados

Las velocidades medias en el ciclo desarrolladas por el sujeto durante el estudio (lenta, autoseleccionada y rápida) fueron $Vl = 0.79 \pm 0.13$ m/s, $Va = 1.03 \pm 0.04$ m/s y $Vh = 1.32 \pm 0.01$ m/s. La tabla 1 presenta el resto de las variables espacio-temporales que se consideraron para realizar una evaluación general de la marcha.

Tabla 1. Variables espacio-temporales consideradas en este estudio para la velocidad lenta, autoseleccionada y rápida.

Variables	Miembro sano			Miembro protésico		
	Vl	Va	Vh	Vl	Va	Vh
Tc (s)	1.48±0.09	1.34±0.03	1.19±0.05	1.47±0.12	1.38±0.10	1.17±0.08
Ta (s)	0.87±0.03	0.77±0.02	0.70±0.02	1.00±0.09	0.85±0.03	0.57±0.06
Tb (s)	0.61±0.01	0.57±0.01	0.49±0.02	0.47±0.03	0.53±0.08	0.60±0.01
Lc (m)	1.00±0.10	1.16±0.07	1.37±0.04	1.00±0.10	1.16±0.07	1.37±0.04
Lp (m)	0.61±0.08	0.69±0.05	0.48±0.02	0.38±0.05	0.47±0.06	0.88±0.02

Vl: velocidad lenta; Va: velocidad autoseleccionada; Vh: velocidad rápida; Tc: tiempo de ciclo; Ta: tiempo de apoyo; Tb: tiempo de balanceo; Lc: largo de ciclo; Lp: largo de paso.
Fuente: Elaboración propia.

En la tabla 2 se presentan los valores angulares considerados en el estudio para ambos miembros a las tres velocidades estudiadas en el momento del contacto inicial y los rangos angulares durante el balanceo para cadera y rodilla.

Tabla 2. Valores angulares en el plano sagital.

Variables	Miembro sano			Miembro protésico		
	Vl	Va	Vh	Vl	Va	Vh
Hci	35.9±1.5	41.1±0.7	45.9±0.1	14.3±0.03	15.9±2.5	26.2±0.8
rHb	49.8±4.8	57.1±0.65	64.5±0.03	26.2±0.76	27.4±1.14	43.3±0.13
Kci	-0.5±0.27	-2.8±0.6	-4.5±0.1	-11.2±1.7	-10.9±0.14	-12.9±1.2
rKb	57.8±0.9	62.6±2.2	62.1±0.5	41.8±6.4	50.1±2.3	63.5±2.4
Ac	-1.5±0.6	-4.5±0.36	-0.2±0.11	5.3±0.1	4.6±1.2	0.74±0.1

Vl: velocidad lenta; Va: velocidad autoseleccionada; Vh: velocidad rápida; Hci: ángulo de cadera en el contacto inicial; rHb: rango angular de cadera en el balanceo; Kci: ángulo de rodilla en el contacto inicial; rKb: rango angular de rodilla en el balanceo; Ac: ángulo de tobillo en el contacto inicial.
Fuente: Elaboración propia.

La figura 1 presenta un ejemplo de los valores angulares para cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital durante un ciclo en velocidad lenta.

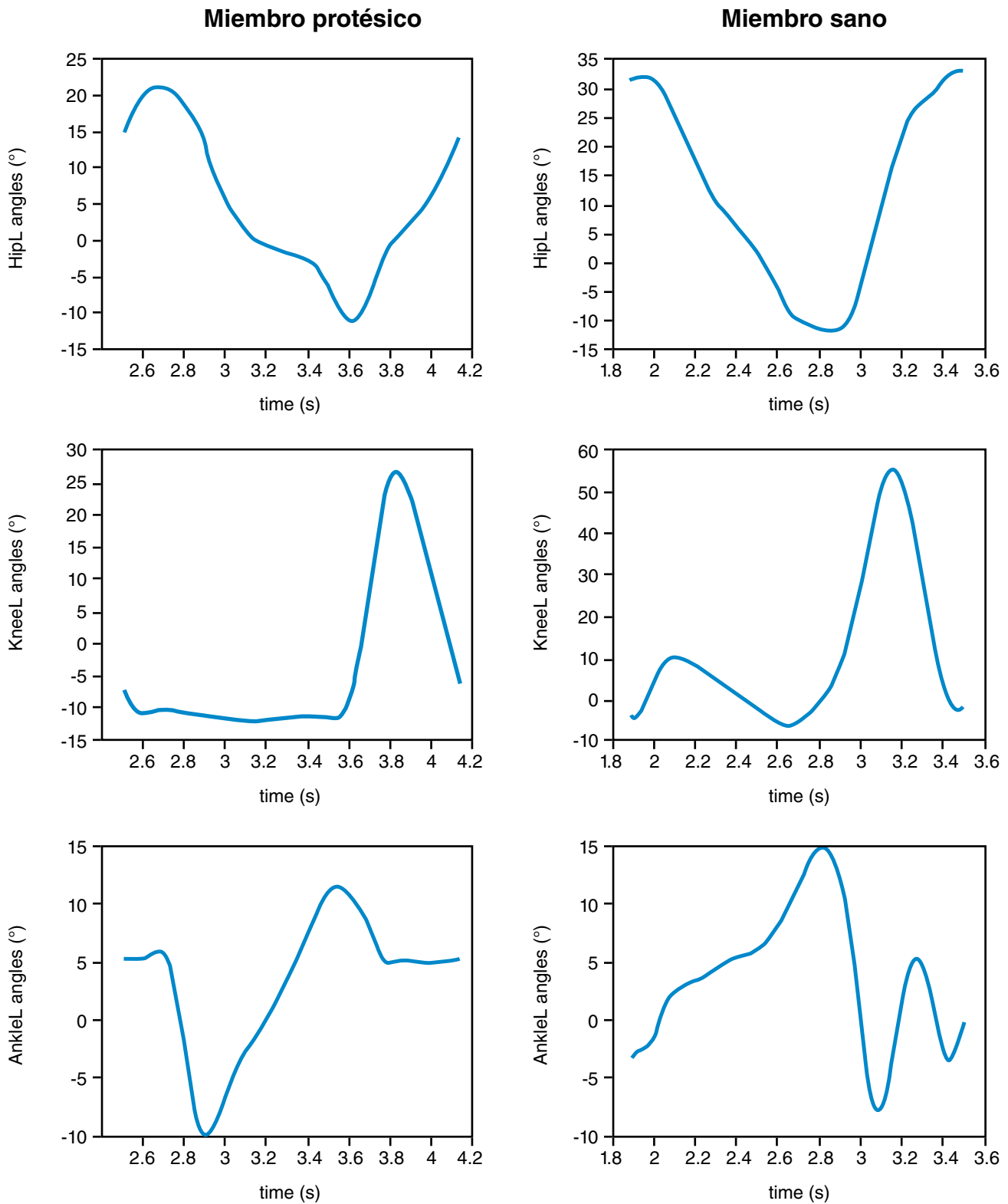


Figura 1. Ejemplo de valores angulares en función del tiempo obtenidos para lado sano y protetizado durante un ciclo a velocidad lenta.
Fuente: Elaboración propia.

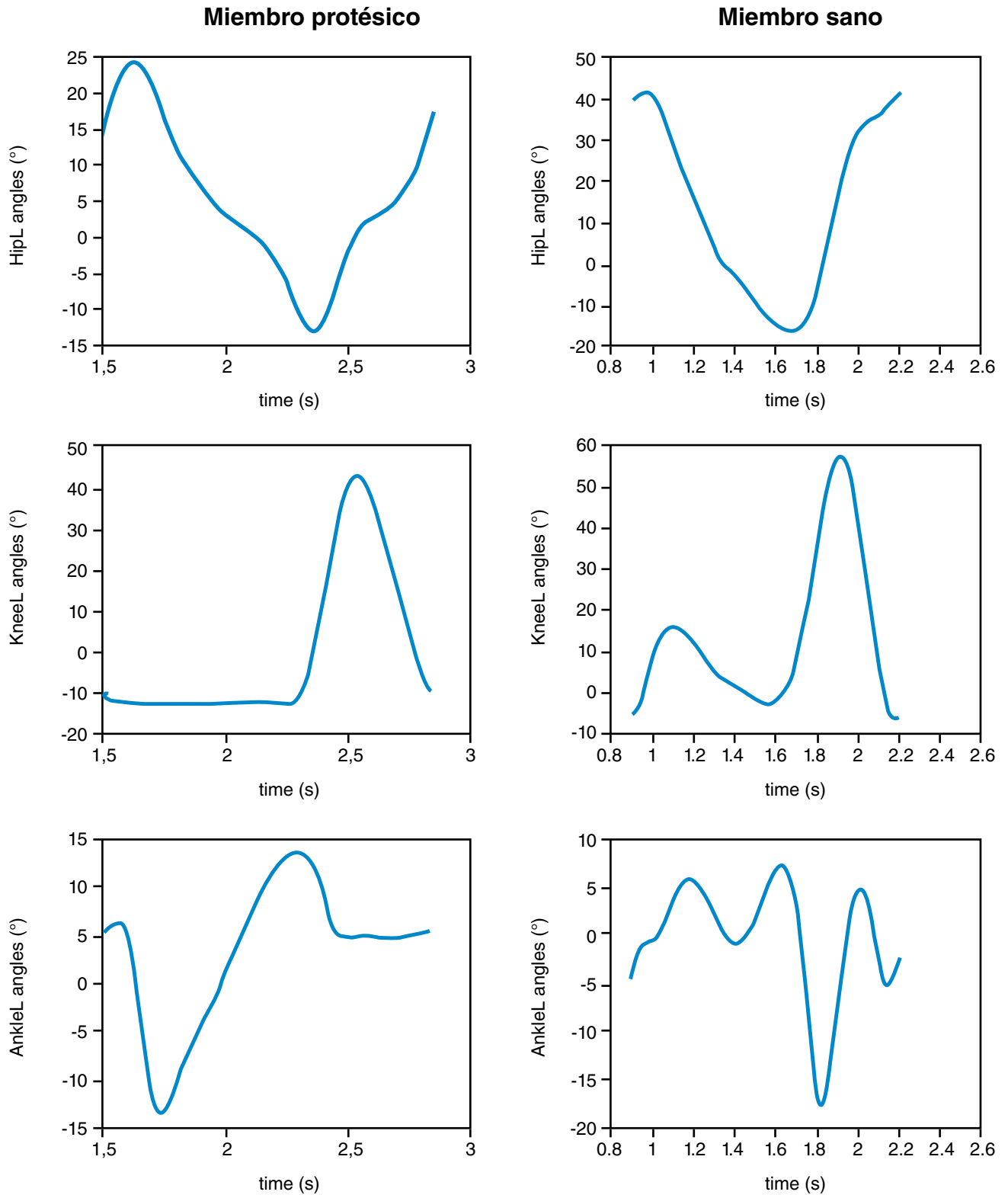


Figura 2. Ejemplo de valores angulares en función del tiempo obtenidos para lado sano y protetizado durante un ciclo a velocidad autoseleccionada. Fuente: elaboración propia.

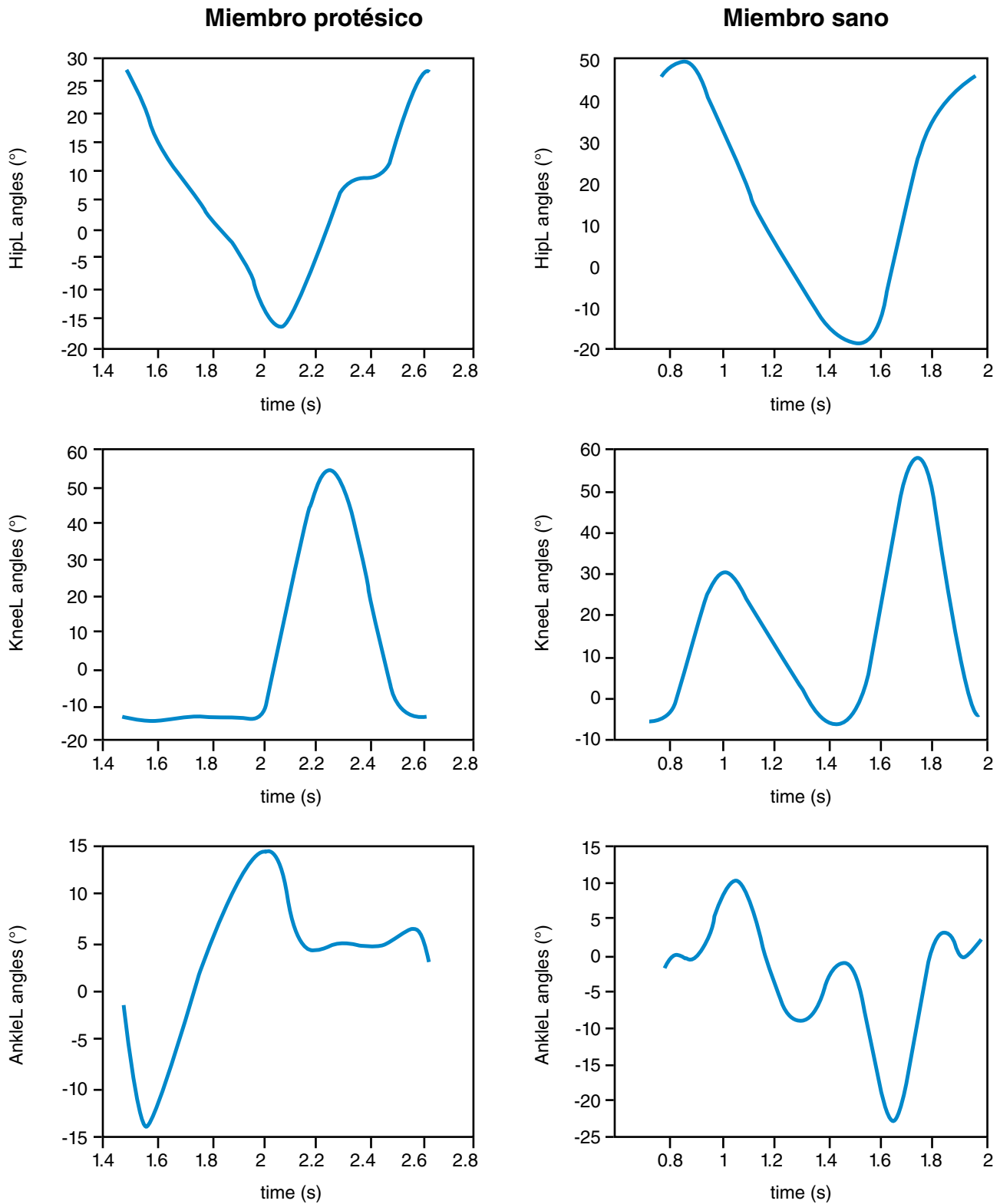


Figura 3. Ejemplo de valores angulares en función del tiempo obtenidos para lado sano y protetizado durante un ciclo a velocidad rápida.
Fuente: Elaboración propia.

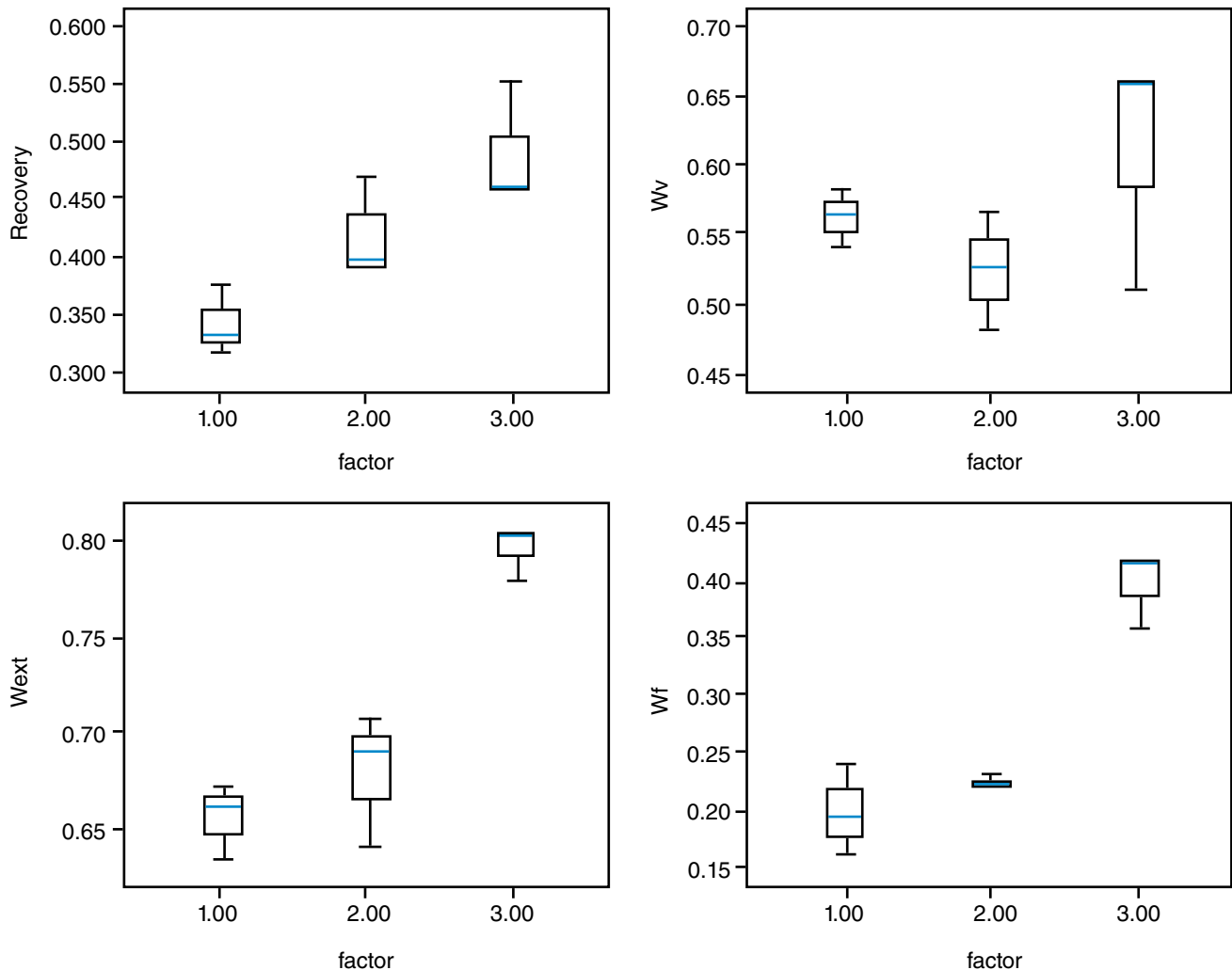


Figura 4. Comportamiento del R, Wext, Wv y Wf en las diferentes velocidades de desplazamiento.

Fuente: Elaboración propia.

La figura 2 presenta un ejemplo de los valores angulares para cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital durante un ciclo en velocidad autoseleccionada.

La figura 3 presenta un ejemplo de los valores angulares para cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital durante un ciclo en velocidad rápida.

En cuanto a las estimaciones mecánicas utilizadas para describir el funcionamiento del aprovechamiento pendular, la figura 4 compara los valores para R, Wext, Wv y Wf obtenidos en las diferentes velocidades; allí los numerales 1, 2 y 3 corresponden a las velocidades lenta, autoseleccionada y rápida, respectivamente, la unidad en el caso de los trabajos es (J Kg-1 m-1) y el R se presenta en valores porcentuales.

La capacidad de recuperación de energía por vía pendular (valor de R) fue 0.34 ± 0.03 para V1, 0.42 ± 0.05 para Va y 0.49 ± 0.05 para Vh. El Wext fue 0.56 ± 0.02 para V1, 0.53 ± 0.04 para Va y 0.61 ± 0.1 para Vh (J Kg-1 m-1). El Wv fue 0.65 ± 0.02 para V1, 0.68 ± 0.03 para Va y 0.80 ± 0.01 para Vh (J Kg-1 m-1). El Wf fue 0.20 ± 0.04 para V1, 0.22 ± 0.01 para Va y 0.040 ± 0.03 (J Kg-1 m-1).

Los coeficientes de variabilidad calculados para estimar la estabilidad dinámica para Tc con el lado sano fueron 0.06, 0.02 y 0.01 en velocidades lenta, autoseleccionada y rápida, respectivamente; para Tc con el miembro protésico fueron 0.08, 0.07 y 0.07, respectivamente, y para el Lp los valores fueron 0.13,

0.07 y 0.04, respectivamente, para el miembro sano y 0.13, 0.12 y 0.02, respectivamente, para miembro protésico.

Discusión

La velocidad autoseleccionada por el paciente en este estudio estuvo dentro del rango de velocidades esperado para amputados transfemorales (11,25-28) y fue menor a los registros considerados óptimos para maximizar el aprovechamiento de energía mecánica asumiendo el mecanismo pendular en individuos sanos (6). Cuando se solicitó al paciente que aumentara la velocidad, su registro (1.32 ± 0.01 m/s) fue semejante al que resultaría óptimo a los efectos de obtener un buen valor de R (6).

El tiempo del ciclo para cada velocidad resultó semejante al considerar ambos lados como referencia. No obstante, los tiempos relativos de apoyo y balanceo y los largos de paso mostraron una marcada asimetría, lo que concuerda con lo descrito desde los primeros estudios de la marcha en amputados (29).

Las relaciones entre los tiempos de apoyo y el balanceo que se desprenden de los valores presentados en la tabla 1 indican, por un lado, que el miembro sano se acerca a los porcentajes (60% y 40%) establecidos como normales en todas las velocidades (1,2) y, por el otro, que con la prótesis en velocidad lenta los porcentajes fueron

68% y 32% y en autoseleccionada 62% y 38%; al caminar rápido ocurrió una inversión de la tendencia con valores de 49% y 51% para apoyo y balanceo, respectivamente. Ese cambio progresivo en los tiempos de fases ocurrido al aumentar la velocidad resultó de mayor magnitud que los reportados en varios estudios previos donde se evaluaron amputados transfemorales utilizando diferentes tipos de prótesis (28,30,31). Es decir, el paciente permanece, tanto en términos relativos como absolutos, más tiempo apoyado sobre el miembro sano a una velocidad de marcha, que, en teoría (6), favorecería su eficiencia mecánica. Así, es esperable que al desarrollar velocidades que permiten aumentar la eficiencia, estos cambios en la relación temporal entre apoyo y balanceo puedan generar mayor predisposición a lesiones musculoesqueléticas relacionadas al desuso y sobrecarga en el miembro remanente y contralateral, respectivamente (22,26).

En cuanto a los valores obtenidos para L_c y L_p , el primero aumentó al incrementar la velocidad, pero ese crecimiento no se asoció con una variación simétrica del segundo con ambos lados. En las velocidades más bajas (lenta y autoseleccionada), el L_p con el miembro artificial resultó, de forma notoria, menor al realizado con el miembro sano. Ese resultado no concide con lo observado en trabajos recientes como el de Broche *et al.* (28), donde en cinco sujetos amputados que se desplazaban a una velocidad semejante a la autoseleccionada del paciente acá estudiado se encontró que el L_p del miembro sano es menor. Por su parte, en la máxima velocidad la tendencia en L_p del paciente se invierte y la longitud desarrollada con la prótesis casi duplica la del miembro sano.

El análisis temporal de las acciones articulares presentadas en las gráficas de las figuras 1, 2 y 3 y los valores de la tabla 2, en términos generales, conciden con la asimetría discutida para los tiempos y longitudes medidas.

A nivel de cadera, los valores de flexión durante el contacto inicial fueron en promedio para todas las velocidades 20° menos del lado protésico. Esto constituye una característica de la marcha de este paciente que no se ajusta a lo reportado en otros estudios sobre amputados transfemorales (28,32). El análisis visual de las gráficas obtenidas para la cadera muestra, además, que el tiempo en que ocurre la máxima extensión en cada una de las velocidades es semejante para ambos lados. Considerando que en V_h la relación entre apoyo y balanceo cambió su tendencia, la constancia en el tiempo de extensión de cadera a esa velocidad es un primer indicador de que el paciente utiliza una estrategia mecánica diferente con el lado protésico. Esto es consistente con los valores de rHb presentados en la tabla 2.

Los valores angulares de rodilla muestran que existe hiperextensión en el momento del contacto con ambos lados, siendo esta de mayor magnitud para la rodilla artificial. La otra gran diferencia a destacar en las acciones a nivel de rodilla es el grado de flexión alcanzado con ambos miembros durante el apoyo y el balanceo. Durante el apoyo, la rodilla del miembro sano aumenta su grado de flexión al crecer la velocidad; los valores máximos en V_l y V_a están dentro del rango descrito como normal (2), pero existe una flexión excesiva (cerca a los 30°) cuando el paciente camina rápido. Por su parte, las curvas de la rodilla artificial no presentan la primera onda de flexoextensión asociada con la acción de amortiguar el impacto en ninguna de las velocidades. Ese aumento del choque dinámico del lado protésico ha sido descrito en otros estudios con amputados transfemorales, incluso utilizando rodillas con sistema hidráulico (28). Los rangos de flexión para las rodillas durante el balanceo y los valores máximos de flexión que se pueden observar en las curvas de las figuras 1, 2 y 3 indican que existe una asimetría durante el balanceo a nivel de rodilla en su velocidad autoseleccionada o por debajo de ella, la cual desaparece cuando se desplaza más rápido.

A nivel de tobillo no se pudo apreciar un patrón consistente con la velocidad; en este nivel se presentaron los cambios más marcados con respecto a la acción esperada, en particular durante el apoyo. En el contacto inicial el tobillo del miembro sano estuvo en flexión plantar a todas las velocidades (valores negativos en las curvas), mientras que el pie artificial realizó el contacto con una leve flexión dorsal que tendió a disminuir con el aumento de la velocidad. El trazado de la curva durante el ciclo para el tobillo sano resultó semejante a la que se observa durante el ciclo de personas sin lesiones solo al caminar lento (1,2); los cambios mayores ocurrieron durante el apoyo en velocidad autoseleccionada y rápida, donde se observaron dos picos en la curva ante la fase de apoyo, el primero de los cuales coincide con la máxima flexión de rodilla en esa fase. Las curvas del lado protésico presentan un comportamiento completamente alterado del pie artificial durante el apoyo en comparación con lo descrito para valores normales (1,2), pie articulado (32) y otros pies protésicos (28,33).

En cuanto a las variables asociadas con la transformación de energía mecánica mediante el mecanismo pendular, el porcentaje de reconversión de energía calculado (R) estuvo por debajo de los valores observados en individuos sanos en las tres velocidades analizadas (6). Esto es consistente con que el costo de transporte durante la marcha en amputados es mayor que para los individuos sin restricciones físicas a la misma velocidad de marcha (25,34). Además, el mayor valor medio de R (49%) se alcanzó en la velocidad rápida y la diferencia entre los valores obtenidos en las tres velocidades analizadas fue mayor que las reportadas en otros estudios con amputados (10). De esta manera, el paciente analizado, aunque presenta una disminución de la velocidad autoseleccionada respecto de la óptima y semejante a la reportada en otros estudios de amputados transfemorales (10,28), no consigue un buen aprovechamiento de energía por vía pendular y, presumiblemente, su costo metabólico resulta muy alto cuando se desplaza libremente (2,6,10).

Según la expresión para el cálculo de R , valores más bajos, en principio, se corresponden a un mayor W_{ext} . El W_{ext} estimado para este paciente, en efecto, resultó muy alto en comparación con los valores reportados para individuos sanos (5,35) y amputados transfemorales (10). No obstante, la observación de las dos gráficas superiores de la figura 4 sugiere que los cambios en R de este paciente no pueden ser explicados solo por este factor, ya que el W_{ext} no aumenta de manera progresiva con la velocidad y en la mayor velocidad se presentó una distribución asimétrica.

La asimetría fue una característica de los valores asociados con la estimación del aprovechamiento de energía mecánica en este paciente al desplazarse rápido, por lo que es difícil desarrollar una discusión asociando aspectos angulares y espacio-temporales con las estimaciones mecánicas en esa velocidad. En cambio, en las velocidades más bajas se puede observar una tendencia clara de aumento en W_{ext} con la velocidad que explica en gran medida la disminución en R ; sin embargo, W_v y W_f no cambian en la forma esperada. Estudios previos realizados en amputados donde se consideraron velocidades semejantes a las desarrolladas por el paciente en este estudio muestran que W_v tiende a disminuir con el aumento de la velocidad mientras que W_f aumenta (10) de la misma forma que ocurre en sujetos sin amputación (35).

Los valores de W_v constituyen la diferencia más importante dentro de las estimaciones mecánicas realizadas, pues el paciente presentó valores de W_v bajos al caminar lento, lo que implica menores variaciones de energía en el sentido vertical (5,6) que pueden asociarse con cambios significativos del desplazamiento vertical del CM. En individuos normales este desplazamiento vertical depende de la longitud efectiva del miembro inferior, el radio de giro del pie y la longitud de paso (6), aunque, según Gard *et al.* (36), la flexión de

rodilla en el plano sagital no altera la excursión vertical del CM en individuos sanos debido a su variación temporal en relación al ciclo. Los grandes valores de flexión de rodilla observados durante el apoyo con el miembro sano, las acciones alteradas a nivel de tobillo con ambos miembros y las variaciones en las acciones a nivel de cadera observadas en este paciente pueden explicar el aumento de W_v con la velocidad y por tanto su baja capacidad de aprovechar energía por vía pendular.

Por otra parte, los bajos valores de variabilidad en largo de paso (VLP) y tiempo de paso (VTP) reflejan que el sujeto se desplaza con una buena estabilidad dinámica. El paciente presentó mayor estabilidad, es decir menores valores de VLP y VTP (24) al aumentar la velocidad, excepto para el L_p en velocidad rápida que fue más estable con el lado sano. Los resultados de estabilidad encontrados en las distintas velocidades concuerdan con la tendencia observada en estudios previos de amputados transfemorales (10) y apoyan la idea de que la elección de la V_a para desplazarse en amputados no está asociada con una estrategia de aumento de estabilidad. De hecho, es de resaltar que los valores concretos en cada velocidad, tanto para VLP como VTP, fueron menores a los reportados en otros estudios, como el de Bona *et al.* (10), donde el rango de velocidades es semejante.

Conclusiones

En su conjunto, los resultados encontrados muestran que la marcha de este paciente cuenta con grandes diferencias respecto a análisis previos realizados en amputados transfemorales.

Los movimientos realizados con las articulaciones de miembros inferiores en el plano sagital determinan que ocurran variaciones en el cumplimiento de los dos objetivos fundamentales de la marcha, lo que favorece la estabilidad pero compromete la eficiencia al disminuir la capacidad de transferencia mecánica por vía pendular.

Los resultados obtenidos resaltan la importancia de crear conciencia en este tipo de pacientes respecto a realizar todas las etapas de reeducación funcional a efectos de lograr los objetivos de la marcha y minimizar el riesgo de posteriores lesiones musculoesqueléticas.

Conflicto de intereses

Ninguno declarado por los autores.

Financiación

Ninguna declarado por los autores.

Agradecimientos

Al personal médico de la Cátedra de Medicina Física y Rehabilitación del Hospital de Clínicas y demás investigadores de la Unidad de Investigación en Biomecánica de la Locomoción Humana por facilitar la realización de este trabajo.

Referencias

- Perry J. Análise de Marcha. San Pablo: Prima Producción Editorial; 2005.
- Willems PA, Schepens B, Detrembleur C. Marcha normal. *EMC-Kinesiterapia - Medicina Física*. 2012;33(2):1-29. <http://doi.org/chf3>.
- Cavagna GA, Kaneko M. Mechanical work and efficiency in level walking and running. *J Physiol*. 1977;268(2):467-81. <http://doi.org/chf4>.
- England SA, Granata KP. The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. *Gait Posture*. 2007;25(2):172-8. <http://doi.org/csjpgp9>.
- Willems PA, Cavagna GA, Heglund NC. External, internal and total work in human locomotion. *J Exp Biol*. 1995;198(Pt 2): 379-93.
- Saibene F, Minetti AE. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *Eur J Appl Physiol*. 2003;88(4-5):297-316. <http://doi.org/fd4m9d>.
- Rusell-Esposito E, Wilken JM. The relationship between pelvis-trunk coordination and low back pain in individuals with transfemoral amputations. *Gait Posture*. 2014;40(4):640-6. <http://doi.org/f6jns6>.
- Yoder AJ, Petrella AJ, Silverman AK. Trunk-pelvis motion, joint loads, and muscle forces during walking with a transtibial amputation. *Gait Posture*. 2015;41(3):757-62. <http://doi.org/f69f9x>.
- Devan H, Carman A, Hendrick P, Hale L, Ribeiro DC. Spinal, pelvic and hip movement asymmetries in people with lower-limb amputation: Systematic review. *J Rehabil res Dev*. 2015;52(1):1-19. <http://doi.org/f7ct63>.
- Bona RL, Gomeñuka NA, Bonezi-dos Santos A, Storniolo J, da Silva PF, Peyré-Tartaruga LA. Velocidade autosseleccionada e ideal da caminhada de amputados transfemorais: solo e esteira. *Rev Bras Esporte*. 2016;22(5):336-39. <http://doi.org/chf5>.
- Nolan L, Wit A, Dudziński K, Lees A, Lake M, Wychowański M. Adjustments in gait symmetry with walking speed in transfemoral and trans-tibial amputees. *Gait Posture*. 2003;17(2):142-51. <http://doi.org/bk76c8>.
- 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(3):415-20. <http://doi.org/bvdm77>.
- Kaufman KR, Frittoli S, Frigo CA. Gait Asymmetry of Transfemoral Amputees Using Mechanical and Microprocessor-Controlled Prosthetic Knees. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2012;27(5): 460-65. <http://doi.org/fzwt6t>.
- Bell JC, Wolf EJ, Schnell BL, Tis JE, Potter BK. Transfemoral Amputations: Is There an Effect of Residual Limb Length and Orientation on Energy Expenditure? *Clin Orthop Relat Res*. 2014;472(10): 3055-61. <http://doi.org/f6hz5g>.
- Kaufman KR, Levine JA, Brey RH, McCrady SK, Padgett DJ, Joyner MJ. Energy Expenditure and Activity of Transfemoral Amputees Using Mechanical and Microprocessor- Controlled Prosthetic Knees. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008;89(7):1380-85. <http://doi.org/cbrhsh>.
- Samiter CB, Guirao L, Pleguezuelos E, Pérez-Mesquida ME, Reverón G, Costea M. Valoración de la movilidad en pacientes con amputación de miembro inferior. *Rehabilitación*. 2011;45(1):61-6. <http://doi.org/dg3tmd>.
- Kulkarni J, Gaine WJ, Buckley JG, Rankine JJ, Adams J. Chronic low back pain in traumatic lower limb amputees. *Clin Rehabil*. 2005;19:81-6. <http://doi.org/bc3wvh>.
- Sherk VD, Bembem MG, Bembem DA. BMD and bone geometry in transtibial and transfemoral amputees. *J Bone Miner Res*. 2008;23:1449-57. <http://doi.org/fkqkt7>.
- Christensen B, Ellegaard B, Bretler U, Østrup EL. The effect of prosthetic rehabilitation in lower limb amputees. *Prosthet Orthot Int*. 1995;19(1):46-52.
- Fan Y, Li Z, Han S, Lv Ch, Zhang B. The influence of gait speed on the stability of walking among the elderly. *Gait Posture*. 2016;47:31-6. <http://doi.org/f8rfzk>.
- Buckley JG, Spence WD, Solomonidis SE. Energy cost of walking: comparison of "intelligent prosthesis" with conventional mechanism. *Arch Phys Med Rehabil*. 1997;78(3):330-3. <http://doi.org/cpvhc9>.
- Lagares-Alonso AM, Lagares-Alonso N, Álvarez-Salas M, Garcés-Pérez L, Lérída-Benitez L, Romero-Romero B. Afección musculoesquelética asociada a amputados de miembro inferior. *Rehabilitación*. 2012;46(1):15-21. <http://doi.org/fz2vcw>.
- Nardello F, Ardigó LP, Minetti AE. Measured and predicted mechanical internal work in human locomotion. *Hum Mov Sci*. 2011;30:90-104. <http://doi.org/cwbgvh>.

24. **Hausdorff JM.** Gait variability: methods, modeling and meaning. *J Neuroeng Rehabil.* 2005;2:19. <http://doi.org/bpjbc>.
25. **Detrembleur C, Vanmarsenille JM, de Cuyper F, Dierick F.** Relationship between energy cost, gait speed, vertical displacement of body mass and efficiency of pendulum-like mechanism in unilateral amputee gait. *Gait Posture.* 2005;21(3):333-40. <http://doi.org/bbhx9n>.
26. **Farahmand F, Rezaeian T, Narimani R, Hejazi-Dinan P.** Kinematic and Dynamic Analysis of the Gait Cycle of Above-Knee Amputees. *Scientia Iranica.* 2006;13(3):261-71.
27. **Bona RL, Aldabe D, Ribeiro JL.** Avaliação do gasto energético em pacientes amputados de membro inferior protetizados. *Arq Sanny Pesq Saúde.* 2008;1(2):98-108.
28. **Broche-Vázquez L, Sagaró-Zamora R, Ochoa-Díaz C, Padilha-Lanari-Bó A, Martínez-Nariño FA.** Análisis cinemático y dinámico de prótesis transfemorales. Implicaciones clínicas. *Ingeniería Mecánica.* 2016;19(3):150-7.
29. **Winter DA, Sienko SE.** Biomechanics of below-knee amputee gait. *J Biomech.* 1988;21(5):361-7. <http://doi.org/chzqjp>.
30. **Schmalz T, Blumentritt S, Jarasch R.** Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb gait: the influence of prosthetic alignment and different prosthetic components. *Gait Posture.* 2002;16(3):255-63. <http://doi.org/fmbh2j>.
31. **Smith JD, Martin PE.** Effects of prosthetic mass distribution on metabolic costs and walking symmetry. *J Appl Biomech.* 2013;29(3):317-28. <http://doi.org/f46z9h>.
32. **Broche-Vázquez L, Torres-Quezada M, Díaz-Novo C, Pérez-Bonne P, Sagaró-Zamora R.** Influencia de la asimetría de la marcha en el comportamiento biomecánico de las articulaciones de cadera en pacientes con prótesis transfemorales. *Ingeniare. Rev chil ing.* 2015;23(2):312-22. <http://doi.org/chf7>.
33. **Jaegers SM, Arendzen JH, de Jongh HJ.** Prosthetic gait of unilateral transfemoral amputees: a kinematic study. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995;76(8):736-43. <http://doi.org/d5h6kk>.
34. **Genin JJ, Bastien GJ, Franck B, Detrembleur C, Willems PA.** Effect of speed on the energy cost of walking in unilateral traumatic lower limb amputees. *Eur J Appl Physiol.* 2008;103(6):655-63. <http://doi.org/cz22t6>.
35. **Mian OS, Thom JM, Ardigo LP, Narici MV, Minetti AE.** Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. *Acta Physiologica.* 2006;186(2):127-39. <http://doi.org/fpv95s>.
36. **Gard SA, Childress DS.** What Determines the Vertical Displacement of the Body During Normal Walking? *J Prosthet Orthot.* 2001;13(3):64-7.