



Ingeniería Mecánica

E-ISSN: 1815-5944

revistaim@mecanica.cujae.edu.cu

Instituto Superior Politécnico José

Antonio Echeverría

Cuba

Broche-Vázquez, Leonardo; Sagaró-Zamora, Roberto; Ochoa-Díaz, Claudia; Padilha-Lanari-Bó, Antonio; Martínez-Nariño, Félix A.

Análisis cinemático y dinámico de prótesis transfemorales. Implicaciones clínicas

Ingeniería Mecánica, vol. 19, núm. 3, septiembre-diciembre, 2016, pp. 150-157

Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría

Ciudad de La Habana, Cuba

Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=225147535005>

- Cómo citar el artículo
- Número completo
- Más información del artículo
- Página de la revista en redalyc.org

redalyc.org

Sistema de Información Científica

Red de Revistas Científicas de América Latina, el Caribe, España y Portugal

Proyecto académico sin fines de lucro, desarrollado bajo la iniciativa de acceso abierto

Análisis cinemático y dinámico de prótesis transfemorales. Implicaciones clínicas

Kinematic and dynamic analysis of transfemoral prosthesis. Clinical implications

Leonardo Broche-Vázquez^I, Roberto Sagaró-Zamora^I, Claudia Ochoa-Díaz^{II},
Antonio Padilha-Lanari-Bó^{II}, Félix A. Martínez-Nariño^{III}

I. Universidad de Oriente, Facultad de Ingeniería Mecánica. Santiago de Cuba, Cuba

II. Universidad Nacional de Brasília, Facultad de Ingeniería Eléctrica. Brasília, Brasil

III. Universidad de Oriente, Facultad de Humanidades, Santiago de Cuba, Cuba

Correo electrónico: leobv@uo.edu.cu

Recibido: 00 de mes de 2000

Aceptado: 00 de mes de 2000

Resumen

Se analizó desde una perspectiva cinético-clínica la factibilidad del empleo de la prótesis transfemoral *Otto Bock* con rodilla articulada 3R80 y tobillo 1C30 "Trias". El estudio cinemático y cinético de la marcha se practicó en 5 voluntarios amputados y 5 controles con técnicas de videografía y plataformas de fuerza. La asimetría cinética en la marcha como una de las principales causas de las patologías degenerativas de la cadera. La incorporación de variables cinemáticas y cinéticas permite establecer con los ensayos clínicos de radiografía y densitometría, importantes

conclusiones relacionadas con el desequilibrio dinámico principal causa de las patologías degenerativas de la cadera observadas en este paciente, con lo cual son un importante instrumento para la evaluación de la factibilidad del diseño del artefacto protésico.

Palabras claves: prótesis transfemorales, cinética, osteoporosis, osteoartritis

Abstract

Is analyzed from a clinical and kinetic point of view the feasibility of using the transfemoral prosthesis *Otto Bock* with 3R80 knee and articulated ankle 1C30 "Trias". The kinematic and kinetic gait analysis was performed on 5 amputee volunteers and 5 normal subjects using videographic and force platforms techniques. The kinetic asymmetry in gait as a major cause of the degenerative pathologies of the hip. The inclusion of kinematic and kinetic variables can establish with clinical trials of radiography and

densitometry, important conclusions related with dynamic imbalance, primary cause of degenerative diseases of the hip observed in this patient, which are an important tool for evaluating the feasibility of the design of the prosthetic device.

Key words: transfemoral prosthesis, kinetic, osteoporosis, osteoarthritis

Introducción

El empleo de una prótesis en el paciente con amputación transfemoral altera sustancialmente la biomecánica de su aparato locomotor, consistente en la tendencia de este durante sus actividades diarias a recargar su miembro intacto, todo lo cual puede determinar la aparición de patologías asociadas como es el caso de la osteoartritis de la rodilla y cadera del miembro sano [1-5]. El insuficiente estímulo mecánico relacionado por los procesos de remodelado óseo de los huesos largos en el miembro amputado deviene en la mayoría de los casos en osteopenia y más tarde la osteoporosis [3, 4, 6, 7].

Cada vez con mayor frecuencia las investigaciones científicas en este campo están relacionadas con estos propósitos altruistas en el diseño de estos artificios [2, 8-13]. La solución ideal para tales planteamientos implica el estudio de dichos artificios y metodologías de diseño obedeciendo a este propósito. No es de extrañar pues que algunos investigadores [5, 14-17] asocien más allá de los tradicionales términos de confort, movilidad, resistencia mecánica y durabilidad, criterios integradores para evaluar la idoneidad del diseño del artefacto protésico. La funcionalidad de los artificios protésicos de miembros inferiores en opinión de los autores del presente trabajo, suele expresarse en términos de relacionar sus beneficios operacionales con aquellas necesidades funcionales y de bienestar del amputado. Este bienestar se relaciona fundamentalmente con un patrón de marcha lo más similar posible al miembro sano, con un mínimo gasto energético del paciente y con la ausencia de enfermedades en las articulaciones residuales y que se inducen por la prótesis durante el régimen de marcha.

En este caso de estudio, se presenta la evaluación de la prótesis transfemoral *OTTO BOCK* que integra un estudio cinemático y dinámico de la marcha en voluntarios amputados y control; y así establecer conjuntamente con los ensayos clínicos de radiografía y densitometría, importantes conclusiones relacionadas

con la funcionabilidad de la prótesis. Con este objetivo se realizaron mediciones y deducciones de las variables espacio- temporales de la marcha, los patrones cinemáticos y cinéticos (momentos, fuerzas y consumos energéticos articulares) en 5 pacientes amputados transfemorales, en ambos miembros (amputado y no amputado) e igual número de sujetos patrones. Finalmente estos resultados reciben un tratamiento clínico mediante técnicas de radiografía, para buscar indicios de la existencia de osteoartritis en ambos miembros que pudieran estar asociados a la amputación y deambulación del paciente amputado [1,18] y de densitometría, técnica permite medir la densidad mineral del hueso (*Bone mineral density, BMD*) [19]

Materiales y Métodos

Sujetos

La caracterización de la marcha se practicó en 2 grupos de sujetos, voluntarios amputados y control. Los pacientes amputados transfemorales utilizaron prótesis *Otto Bock*, con rodilla modelo 3R80 y pie flexible 1C30 modelo "Trias", fueron 5 hombres con un promedio de edad de 32 ± 2 años, altura de $1,75 \pm 0,09$ m, peso $80 \pm 10,97$ kg. Los sujetos controles fueron 5 hombres con edades, pesos corporales, altura y hábitos alimentarios similares a los pacientes amputados. Ninguno de los sujetos (patrones y amputados) presentaron con anterioridad al estudio problemas ortopédicos, neurológicos, cardiovasculares o respiratorios. Previo al inicio de las pruebas todas las prótesis fueron minuciosamente revisadas y controlados el ajuste de cada uno de sus conjuntos y la correcta alineación de la prótesis. Ningunos de los pacientes participantes presentaban molestia alguna en los miembros sanos y remanentes tales como dolor en las articulaciones, rigidez de movimiento, inestabilidad ligamentosa, etc. Las características de los voluntarios se resumen en la tabla 1.

Protocolo

Durante los estudios, los sujetos emplearon ropas ajustadas de color oscuro con marcadores reflectantes (0,02 m diámetro) fijados en la cresta iliaca derecha e izquierda, trocánter mayor, epicóndilo femoral y maléolo lateral y L5-S1. Para el lado amputado de los pacientes los puntos reflectantes en las zonas preestablecidas (centros de gravedad, articulaciones u otras señales para obtener la caracterización deseada) fueron estimados en conformidad con las correspondientes localizaciones en el miembro sano según la utilización del protocolo de marcación de *Helen Hayes* [21,22] (ver figura 1). Cada voluntario desarrolló para las mediciones una caminata de unos 6 metros aproximadamente con cadencia libre de 20 repeticiones.

Tabla 1. Características de los voluntarios amputados incluidos en el estudio

Voluntarios	Edad (años)	Años de Amputación	Uso diario (horas)	Talla (m)	Peso (kg)
1(I)	28	8	10	1,72	80
2(I)	32	14	8	1,79	82.5
3(D)	30	14	10	1,83	72
4(D)	47	16	6	1,73	81
5(D)	65	15	8	1,78	87
Promedio	58	13	7	1,77	80
I: Pierna izquierda amputada D: Pierna derecha amputada					

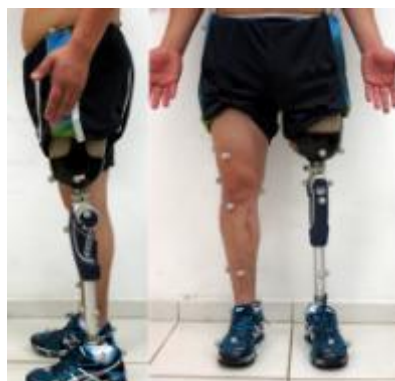


Fig. 1. Ubicación de los marcadores reflectantes para el análisis de la marcha en base al protocolo de marcación de Helen Hayes [21,22]

Materiales

Los estudios fueron realizados en el Laboratorio de Análisis de Marcha en la Universidad de Brasilia (UnB) (ver figura 2a). El ciclo de marcha fue registrado a través del paquete profesional Qualisys Motion Capture System, Gothenburg, Sweden, luego transfiriendo los datos a un ordenador. El procesamiento de las marchas para la identificación de los marcadores, se realizó a través del paquete Qualisys Track Manager, QTM, Gothenburg, Sweden [23]. Es una herramienta software de análisis, utilizado para gestionar y reportar los datos de vídeo. Junto con el vídeo de alta velocidad de movimiento, QTM proporciona una solución avanzada y precisa para el análisis del movimiento biomecánico (figura 2b).

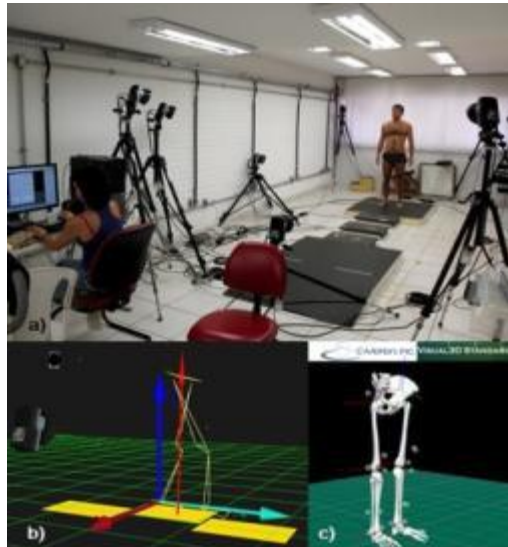


Fig. 2. a) Laboratorio de Análisis de Marcha en la Universidad de Brasilia (UnB). b) Ambiente de software QTM. c) Modelo convencional de los miembros inferiores en el Software Visual 3D (C-Motion)

Después del pre-procesamiento, los datos se exportaron al Visual 3D v4 (C-Motion Inc., Germantown, MD, USA), utilizado para el análisis y procesamiento restante de la marcha. En Visual 3D, se hace una reconstrucción de un modelo convencional de miembros inferiores (ver figura 2c), a partir del cual se realiza el análisis dinámico inverso, para la determinación de desplazamientos angulares, torques y fuerzas en las articulaciones.

Las recopilaciones de datos del miembro amputado y el sano se realizaron con arreglo a los planos sagital y frontal, siendo en estos planos donde se denotan los mayores desplazamientos [24-26], así como los valores de las componentes de la fuerza de reacción del piso (vertical y anteposterior) para facilitar comparaciones entre ambos miembros y la asimetría del ciclo de marcha.

Ensayos clínicos de Densitometría y Radiografía.

El informe de los resultados de la densitometría ósea proporciona los valores promedios de masa ósea en cada zona explorada y medida, con imágenes digitalizadas y coloreadas para relacionar estos valores promedio con los de la normalidad en función de la edad y el sexo del paciente. Constituye la principal herramienta diagnóstica utilizada en la osteoporosis y de esta manera se puede determinar el riesgo de sufrir fracturas óseas.

Los resultados de la prueba generalmente se informan como "puntuación T".

La prevalencia de la osteoporosis y la osteopenia se estima en base a las clasificaciones de la OMS. Los resultados de la prueba generalmente se informan como "puntuación T", utilizando la base de datos en referencia a un adulto joven [27] (normal: T-score ≥ -1 , osteopenia de -1 a $-2,5$, una puntuación T por debajo de $-2,5$ indica osteoporosis).

Para la realización de las radiografías se siguieron los procedimientos de rutina para estos casos según la práctica clínica y fueron practicadas para la totalidad de los pacientes. Las técnicas empleadas fueron la de cadera frontal y la de cuellos femorales laterales comparativos [28].

Resultados

Análisis de la marcha

La tabla 2 muestra las variables espacio-temporales resultantes de los análisis de la marcha de los sujetos patrones y pacientes amputados.

Tabla 2. Variables espacio-temporales, de sujetos no amputados y amputados

Variables	Sujetos no amputados		Sujetos amputados			
			Miembro Intacto Otto Bock		Miembro protésico Otto Bock	
	Media	DE	Media	DE	Media	DE
Velocidad de marcha (m/s)	1,177	0,319	0,986	0,281	0,986	0,272
Longitud del ciclo (m)	1,327	0,027	1,049	0,318	1,013	0,319
Longitud del paso (m)	0,670	0,023	0,579	0,021	0,653	0,039
Tiempo de apoyo (s)	0,872	0,024	0,829	0,024	0,752	0,021
Tiempo de balanceo (s)	0,455	0,022	0,418	0,013	0,501	0,012

Como se puede observar las variables espacio-temporales para los sujetos patrones en ambos tipos de prótesis presentaron diferencias notables con relación al miembro intacto y amputado de los pacientes con prótesis transfemorales. De los resultados obtenidos se puede significar que la velocidad y la longitud del ciclo de marcha son menores para los sujetos amputados que para los sujetos patrones. En este sentido las longitudes de los pasos son un tanto similares respecto a los patrones.

La figura 3, recoge a manera de resumen, los desplazamientos angulares de las articulaciones de tobillo, rodilla y cadera en ambos grupos de sujetos (patrones y amputados), así como el comportamiento de los momentos articulares y el gasto energético.

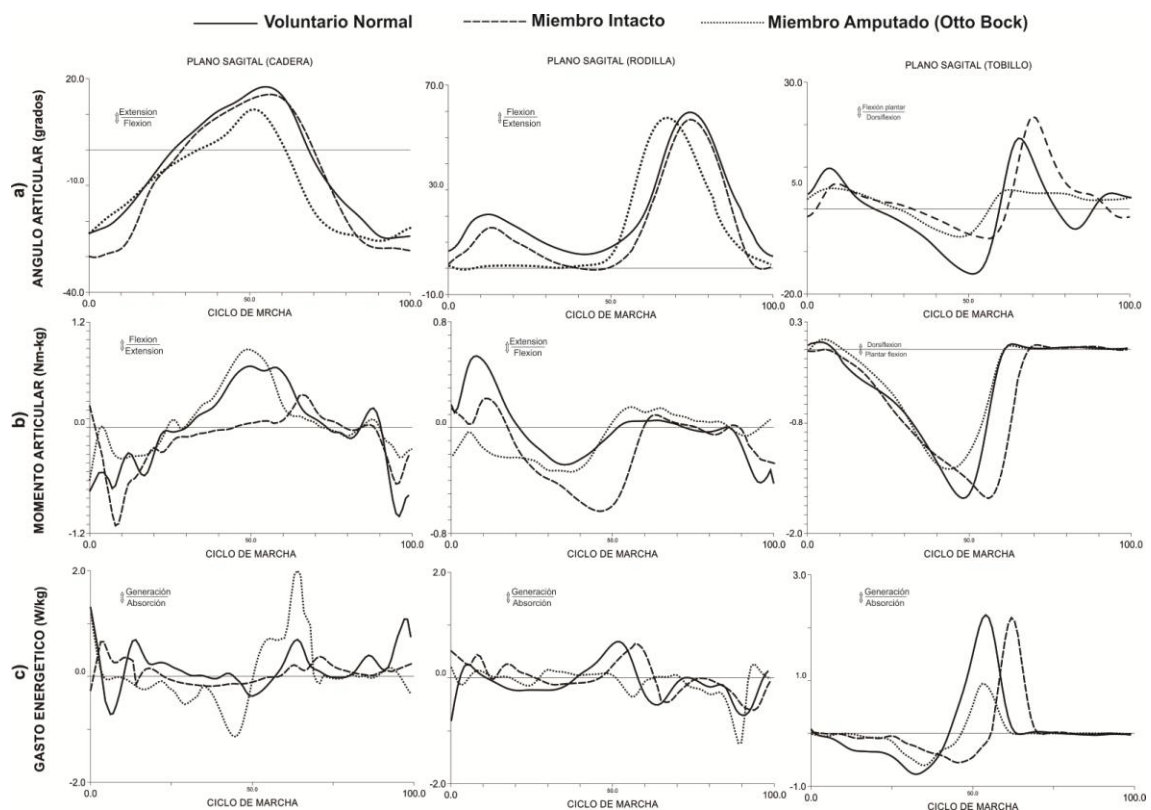


Fig. 3. Modelos angulares y cinéticos para los sujetos patrones, miembro intacto y amputado de los amputados transfemorales. (a) Desplazamientos angulares de cadera, rodilla y tobillo. (b) Momentos articulares. (c) Gasto energético

El desplazamiento angular de la articulación del tobillo, tiene para los sujetos normales un patrón consistente en un pico inicial, en los sujetos patrones alcanza en flexión plantar unos 10°, pasando a una dorsiflexión de unos 15° a un 53 % del ciclo; para finalmente durante la fase de balanceo una nueva flexión plantar de unos 16° (68 % del ciclo de marcha). En el miembro intacto del amputado la flexión plantar es algo menor (5°), para luego pasar a una dorsiflexión con un pico de unos 7 - 8° con cierto retraso respecto al desarrollado por un

sujeto control, durante la fase de balanceo, existe cierto retardo respecto a este, experimentando una nueva flexión plantar con un pico de 20° sobre el 72 % del ciclo de marcha.

En el miembro amputado, el patrón espacio-temporal general incluye un comportamiento que exhibe una flexión plantar muy parecida a su miembro intacto ($\approx 5^\circ$) con una posterior dorsiflexión también de igual amplitud al miembro intacto pero que ocurre apenas a un 50 % del ciclo, pasando de manera inmediata a una flexión plantar con una amplitud constante de solo unos 5° durante toda la fase de balanceo.

Los desplazamientos angulares de la rodilla tanto para los sujetos patrones como para el miembro intacto de los pacientes amputados muestran dos picos importantes. En los sujetos patrones un 1er pico se aprecia durante la fase de apoyo a un 15 % del ciclo de marcha con una amplitud de casi 20° y un 2do pico de unos 57° a un 72 % del ciclo durante la fase de balanceo. El miembro intacto del paciente amputado tiene un comportamiento un tanto similar con cierto retraso y un poco menos de amplitud.

La rodilla del miembro amputado, sin embargo permanece durante toda la fase de apoyo prácticamente todo el tiempo extendida, para luego flexionarse durante la fase de balanceo con igual amplitud que el miembro intacto pero a un 65 % del ciclo, corroborando que el amputado se apoya durante la marcha más tiempo sobre su miembro sano. Al no existir esta pequeña flexión de la rodilla, el choque dinámico se incrementa.

En cuanto, la articulación de la cadera para los sujetos patrones, presenta una flexión inicial durante el apoyo de unos 20° , seguida de una larga extensión durante el resto de la fase de apoyo con un pico de extensión de unos 15° para luego al final del ciclo, durante el balanceo ubicarse en flexión (80 %). El miembro intacto del amputado sigue un comportamiento muy similar.

La cadera del miembro amputado sin embargo, presenta algunas diferencias en cuanto al comportamiento de los patrones y el miembro sano. Si bien la flexión inicial no difiere de estas, se mantiene un mayor tiempo del ciclo de apoyo en flexión, para luego extenderse hasta los 8° . El desfase en el tiempo (10 % de antelación a la sana) corrobora el argumento de que estos pacientes se apoyan la mayor parte del tiempo sobre el miembro sano. Se aprecia una ostensible disminución del rango angular del desplazamiento de la cadera del miembro amputado respecto al de la sana, lo cual está relacionado con la existencia de un patrón temporal de compensación debido a la circunducción del miembro amputado durante la fase de balanceo para evitar así rozar el piso con el pie en la porción media de esta fase. El escaso recorrido angular de la cadera está relacionado con esto y con una mayor oscilación lateral del tronco.

Con relación a los momentos articulares, para la articulación del tobillo de los sujetos patrones, estos muestran un pequeño momento de dorsiflexión al inicio del apoyo de aproximadamente 0.1 N.m/Kg de muy corta duración, y que se convierte rápidamente en un momento de flexión plantar con un pico de 1.6 N.m/kg (50 % del ciclo), para disminuir gradualmente a cero a un 60 % del ciclo.

El momento articular del miembro sano del amputado desarrolla un patrón muy similar, a diferencia, de que el pico del momento de flexión plantar con la misma amplitud de los sujetos patrones, ocurre para un 60 % del ciclo, es decir con cierto retraso respecto a estos. Contrariamente para el miembro protésico en este pico tiene una menor amplitud (1,4 N.m/Kg) y con un retraso de aproximadamente de un 18% respecto al miembro sano.

El patrón de comportamiento de los momentos articulares en la rodilla muestra para los sujetos sanos un momento extensor de 0,5 N.m/kg, un poco mayor que el registrado para el miembro intacto del paciente amputado (0,2 N.m/kg), el cual se muestra con cierto retraso respecto a estos. El siguiente pico, esta vez flexor es más pronunciado para el miembro intacto del amputado que para los voluntarios control (0,65 N.m/kg y 0,2 N.m/kg respectivamente). El ulterior comportamiento de naturaleza extensora tiene un comportamiento muy similar en ambos casos, que gradualmente se acerca a cero.

El miembro amputado sin embargo exhibe un comportamiento muy diferente al que muestran los patrones y el miembro intacto, lo cual es fácilmente comprensible a partir de los desplazamientos angulares de la rodilla protésica. Como se observa es lógico la existencia de un momento flexor por hiperextensión de la rodilla, para luego incrementarse este momento flexor a 0,3 N.m/kg, mayor que el registrado por los sujetos patrones pero mucho menor que el desarrollado por el miembro intacto (0,653 N.m/kg), lo cual es significativo de la asimetría de la marcha del amputado.

Referente al patrón de los momentos articulares en la cadera, a un 16 % del ciclo presenta un momento extensor de 0,3 N.m/kg para luego convertirse en un momento flexor con un pico de 0,7 N.m/kg (50 % ciclo), para luego gradualmente disminuir y repetirse el patrón para el próximo apoyo del talón. El miembro intacto por su parte al comienzo del apoyo tiene un pico extensor de 1,2 N.m/kg que progresivamente (durante buena parte de la fase apoyo se mantiene en extensión) se va convirtiendo en momento flexor con un pico de amplitud de solo 0,3 N.m/kg hacia el final de la fase de apoyo.

La cadera del miembro amputado por su parte, en el momento del apoyo del talón, se estabiliza sobre los 0,3 N.m/kg y se transforma en un momento flexor con un pico de 0,9 N.m/kg sobre el final de la fase apoyo, para progresivamente disminuir.

Tales disimiles comportamientos cinemáticos y cinéticos entre el miembro amputado e intacto, reflejan un proceso de compensación durante la marcha del amputado, lo que es muestra evidente de la asimetría que la caracteriza.

En cuanto al consumo energético, los resultados muestran para la articulación del tobillo, patrones que se diferencian en las amplitudes de los picos y el desarrollo en el tiempo, lo cual está en correspondencia con los comportamientos cinemáticos y cinéticos explicados anteriormente. Los picos de absorción de energía en los sujetos patrones y para el miembro intacto de los pacientes amputados corresponden a valores de 0.7 W/kg, con la única diferencia de que este último ocurre a un 50 % del ciclo, es decir con cierto retraso respecto a los sujetos patrones, comportamiento que ocurre con similares características hacia el final del apoyo en que generan un pico de 2,2 W/kg con un retraso de 10° para el miembro intacto de los amputados ($\approx 60\%$ del ciclo). El tobillo del miembro amputado genera para el final de la fase de apoyo un pico de apenas 1 W/kg en correspondencia con la menor flexión plantar.

Para la articulación de la rodilla, el consumo energético resultante muestra un patrón muy similar para el sujeto patrón y el miembro intacto del paciente amputado con picos de generación muy similares correspondientes al choque de talón y despegue de la puntera con retraso para el miembro intacto en aproximadamente 0,3 W/kg y 0,8 W/kg. Para el miembro amputado es significativa una escasa generación de energía y un mayor consumo durante el apoyo, despegue y balanceo del miembro amputado.

En cuanto al gasto energético de la cadera, tiene como características para los sujetos control dos picos de generación en correspondencia con el apoyo y despegue del talón. Para el miembro intacto de los pacientes amputados, los picos guardan correspondencia con aquellos desarrollados por los sujetos patrones con cierta antelación durante el apoyo del talón y retraso con el despegue del pie. Para la cadera del miembro amputado, los niveles de absorción y generación de energía son en todo momento muy superiores a los experimentados por los sujetos patrones y el miembro intacto de los pacientes amputados con picos de 1 y 2 W/kg.

Ensayos clínicos de Densitometría y Radiografía

El estudio practicado en los voluntarios amputados (ver figura 4), solo 2 de ellos presentaron osteoporosis en el miembro amputado y en ninguno de los casos se detectó presencia de daño articular concluyente de osteoartritis en el miembro sano.

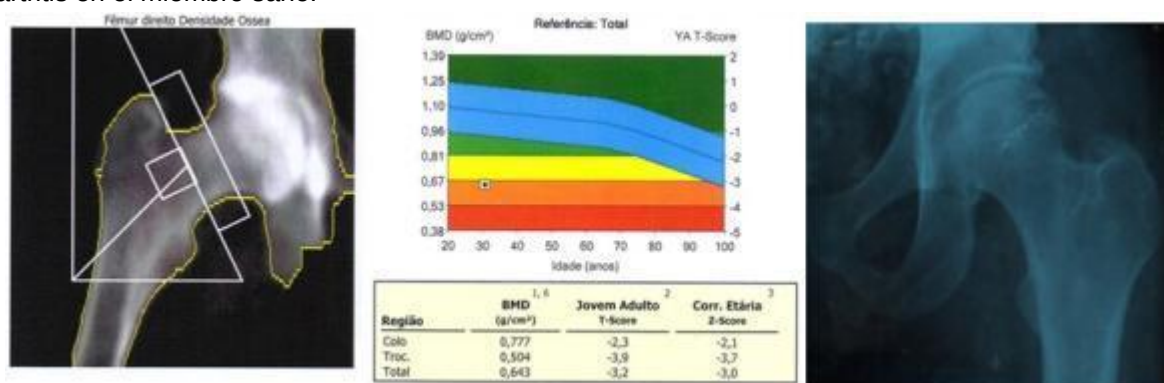


Fig. 4. (a) Resultados de los ensayos de densitometría de un paciente de 30 años, 14 años de amputación exhibiendo osteoporosis significativa en el miembro amputado. (b) Radiografía del miembro no amputado del paciente mostrando ausencia significativa de daño articular.

Discusión

Los resultados registrados para los tiempos de apoyo y balanceo permiten establecer que durante la marcha los voluntarios amputados se apoyan más tiempo sobre su miembro intacto que sobre el amputado, aspecto este que ha sido reflejado por otros trabajos de investigación [9,12,13,29] y que constituye un señal clara de la asimetría de la marcha y que incide en las patologías detectadas en el miembro intacto y el remanente de los voluntarios amputados [4, 6, 30]

De manera general todas las articulaciones del miembro intacto del voluntario amputado describen similares trayectorias que las de voluntarios control aunque con un mayor periodo de retardo y menor amplitud en algunos picos, aspecto que ha sido reportado por trabajos previos de los autores [8, 31, 32] y otros investigadores [33-35].

La rodilla protésica permanece extendida durante toda la fase de apoyo para flexionarse durante el balanceo pero con 10 grados de antelación a la sana, lo que corrobora el menor tiempo de apoyo. Al no existir esta pequeña flexión de la rodilla, el choque dinámico se incrementa.

Los resultados de densitometría y radiografía apuntan como se ha demostrado, a la asimetría que implica el uso de prótesis transfemorales, lo cual en buena medida es responsable de la aparición prematura de patologías en ambos miembros. La aparición no obstante de osteoporosis y osteoartritis en algunos de los voluntarios amputados está en dependencia de la influencia de variables tales como la velocidad de la marcha, longitud del paso y sobre todo el tiempo de apoyo y balanceo como factores dinámicos que influyen en el proceso de remodelación ósea.

Aunque la literatura [4, 35, 36] refiere la presencia de osteoartritis en el miembro no amputado, en este estudio no se ha sido concluyente en este aspecto, por la no aparición de esta patología en los amputados estudiados. Un estudio que incluya un mayor número de pacientes permitiría establecer el nivel de implicación que tiene la de ambulación con este tipo de prótesis en la aparición de la mencionada patología.

Conclusiones

Los análisis de marcha de los amputados establecieron diferencias significativas en el patrón de la marcha respecto a patrones sanos, y entre el miembro sano y el amputado, siendo solamente significativas para los voluntarios con prótesis las relacionadas con los tiempos de apoyo y balanceo, los cuales corroboran que el paciente amputado durante la marcha se apoya más tiempo sobre su miembro sano que sobre el amputado.

Los estudios de marcha establecen para el paciente amputado que emplea rodilla 3R80 una hiperextensión de esta durante toda la fase de apoyo como un detalle muy significativo, una abducción significativa del miembro amputado con la correspondiente inclinación de la pelvis.

Los resultados de densitometría y radiografía permiten establecer las alteraciones en los estímulos mecánicos en las diferentes zonas en ambos miembros y estimar la presencia de zonas osteoporóticas en consecuencia a la ausencia de estímulos mecánicos. Es menester sin embargo considerar además entre tales estímulos dinámicos la influencia de variables como el tiempo de apoyo y balanceo y la velocidad de la marcha. La conjugación de los métodos aquí empleados permite establecer un criterio de funcionabilidad de la prótesis considerado esta como un acercamiento del diseño del artefacto a las funciones del miembro sano sin implicar la aparición de patologías en consecuencia.

Agradecimientos

Los autores desean agradecer la realización del presente estudio a los voluntarios amputados y control, sin cuya colaboración no hubiese sido posible. Al Programa del Gobierno Brasileño de Coordinación para el Perfeccionamiento de la Educación Superior (CAPES) a través del proyecto de investigación CAPES-MES 137/11

Referencias

1. Lemaire ED, Fisher FR. Osteoarthritis and Elderly Amputee Gait. *Physical Medicine Rehabilitation Journals* 1994;75(10):1094-9.
2. Morgenroth D, Segal A, Zelik K, et al. The effect of prosthetic foot push-off on mechanical loading associated with knee osteoarthritis in lower extremity amputees. *Gait Posture*. 2011;34(4):502-7.
3. Gailey R, Allen K, Castles J, et al. Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 2008;45(1):15-30.
4. Kulkarni J, Adams J, Thomas E, et al. Association between amputation, arthritis and osteopenia in British male war veterans with major lower limb amputations. *Clinical Rehabilitation*. 1998;12(4):348-53.
5. Silverman AK, Neptune RR. Three-dimensional knee joint contact forces during walking in unilateral transtibial amputees. *Journal of Biomechanics*. 2014;47(11):2556-62.
6. Farahmand F, Rezaeian T, Narimani R, et al. Kinematic and Dynamic Analysis of the Gait Cycle of Above-Knee Amputees. *Iranian Journal of Science and Technology* 2006;13(3):261-71.
7. Sherk VD, Bemben MG, Bemben DA. BMD and Bone Geometry in Transtibial and Transfemoral Amputees. *Journal of Bone and Mineral Research*. 2008;23(9):1449-57.
8. Olivares A, Broche L, Novo CD, et al. Análisis de la funcionabilidad de prótesis ortopédicas transfemorales. *Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología*. 2011;25(2):102-16.
9. Kaufman KR, Frittoli S, Frigo C. Gait asymmetry of transfemoral amputees using mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees. *Clinical Biomechanics*. 2012;27(5):460-5.
10. Grabowski AMD, Andrea S. Effects of a powered ankle-foot prosthesis on kinetic loading of the unaffected leg during level-ground walking. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2013;10(49):1-11.
11. Bae TS, Choi K, Hong D, et al. Dynamic analysis of above-knee amputee gait. *Clinical Biomechanics*. 2007;22(5):557-66.
12. Nolan L, Wit A, Dudzin K, et al. Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans-femoral and trans-tibial amputees. *Gait Posture*. 2003;17(2):142-51.
13. Segal AD, Orendurff MS, Klute GK, et al. Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg and Mauch SNS prosthetic knees. *Journal of Rehabilitation Research & Development* 2006;43(7):587.
14. Lacroix D, Patiño J. Finite Element Analysis of Donning Procedure of a Prosthetic Transfemoral Socket. *Annals of Biomedical Engineering*. 2011;39(12):2972-83.
15. Jia X, Zhang M, Lee WCC. Load Transfer Mechanics Between Trans-Tibial Prosthetic Socket and Residual Limb - Dynamic Effects. *Journal of Biomechanics*. 2004;37(9):1371-7.
16. Faustini MC, Neptune RR, Crawford R. The quasi-static response of compliant prosthetic sockets for transtibial amputees using finite element methods. *Medical Engineering & Physics*. 2006;28(2):114-21.
17. Rietman JS, Postema K, Geertzen JHB. Gait analysis in prosthetics: Opinions, ideas and conclusions. *Prosthetics and Orthotics International*. 2002;26(1):50-7.
18. Royer TD, Koenig M. Joint loading and bone mineral density in persons with unilateral, trans-tibial amputation. *Clinical Biomechanics*. 2005;20(10):1119-25.
19. Cointry G, Capozza R, Ferretti JL, et al. Hacia un diagnóstico antropométrico de las osteopenias y un diagnóstico biomecánico de las osteoporosis. *Medicina*. 2003;63(6):737-47.
20. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of Lower Extremity Kinematics During Level Walking. *Journal of Orthopaedic Research*. 1990;8(3):383-92.
21. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. On the estimation of joint kinematics during gait. *Journal of Biomechanics*. 1991;24(10):969-77.
22. QTM. Qualisys User Manual. Motion Capture Systems. Gothenburg, Sweden: Qualisys; 2009.

23. Neumann D. Kinesiology of the Musculoskeletal System. Wisconsin, USA: Mosby Inc; 2002.
24. Rose J, Gamble J. Human Walking. 3rd Ed ed. Philadelphia, USA: Williams & Wilkins; 2006.
25. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. 4th Ed ed. Ontario, Canada: John Wiley & Sons Inc; 2009.
26. Leib E, Lewiecki EM, Binkley N, et al. Official Positions of the International Society for Clinical Densitometry. Journal of Clinical Densitometry. 2004;7(1):1-5.
27. Broche L, Torres M, Novo CD, et al. Influencia de la asimetría de la marcha en el comportamiento biomecánico de las articulaciones de cadera en pacientes con prótesis transfemorales. Ingeniare. 2015;23(2):312-22.
28. Schaarschmidt M, Lipfert SW, Meier Gratz C, et al. Functional gait asymmetry of unilateral transfemoral amputees. Human Movement Science. 2012;31(4):907-17.
29. Smith JD, Martin PE. Effects of prosthetic mass distribution on metabolic costs and walking symmetry. Journal of Applied Biomechanics. 2013;29:317-28.
30. Miyares AO, Zamora RS, Martinez CR, et al. Propuesta integral para la evaluación de artificios protésicos transfemorales. Ingenierías. 2010;13(47). ISSN 1405-0676.
31. Unal R, Carloni R, Hekman EEG, et al. Biomechanical Conceptual Design of a Passive Transfemoral Prosthesis. In: 32nd Annual International Conference of the IEEE in Medicine and Biology Society; Buenos Aires, Argentina: Institute of Electrical and Electronics Engineers; 2010. p. 515-8. Disponible en: <http://doc.utwente.nl/74774/1/05626020.pdf>
32. Johansson JL, Sherrill DM, Riley PO, et al. A Clinical Comparison of Variable-Damping and Mechanically Passive Prosthetic Knee Devices. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation. 2005;84(8):563-75.
33. Vallery H, Burgkart R, Riener R, et al. Complementary limb motion estimation for the control of active knee prostheses. Biomedical Engineering. 2011;56(1):45-51. ISSN 1862-278X. DOI 10.1515/bmt.2010.057.
34. Burke J, Roman V, Wright V. Bone and joint changes in lower limb amputees. Annals of the Rheumatic Diseases. 1978;37:252-4. DOI 10.1136/ard.37.3.252.
35. Struyf PA, Heugten CM, Hitters MW, et al. The Prevalence of Osteoarthritis of the Intact Hip and Knee. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2009;90(3):440-6.