

Análisis de la funcionabilidad de prótesis ortopédicas transfemorales

Analysis of the functional qualities of trans-femoral orthopedic prostheses

Analyse de la fonctionnalité des prothèses transfémorales

MSc. Andy L. Olivares Miyares,^I MSc. Leonardo Broche Vázquez,^{II} MSc. Carlos Díaz Novo,^{III} Lic. Leonardo Garlobo Castillo,^{IV} Dr. Roberto Sagaró Zamora^{II}

^I Instituto de Bioingeniería de Cataluña (IBEC). Barcelona, España.

^{II} Facultad de Ingeniería Mecánica. Universidad de Oriente. Santiago de Cuba, Cuba.

^{III} Centro Nacional de Biofísica Médica, Universidad de Oriente. Santiago de Cuba, Cuba.

^{IV} Laboratorio de Ortopedia Técnica. Santiago de Cuba, Cuba.

RESUMEN

Introducción: la funcionabilidad de los artificios protésicos de miembros inferiores 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 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.

Objetivo: evaluar la funcionabilidad de prótesis transfemorales utilizadas en Cuba mediante la integración de los resultados del análisis cinemático de la marcha del amputado, combinados con análisis de mecánica de sólidos rígidos aplicando simulaciones numéricas.

Métodos: el análisis de la marcha de 8 pacientes con amputaciones unilaterales transfemorales y 5 sujetos normales (control) se realizó mediante técnicas

videográficas. Se efectuó la estimación dinámica de las fuerzas que actúan en los segmentos articulares y se determinaron las tensiones y deformaciones que sufren las zonas del muñón y de la articulación del tobillo mediante el método de los elementos finitos.

Resultados: cambios significativos en la dinámica de los segmentos articulados del tobillo-rodilla y cadera se reflejan como el resultado de la asimetría de la marcha del miembro protésico y el sano. Tal desequilibrio sugiere ser una de las principales causas de las enfermedades degenerativas de la cadera observadas en este tipo de paciente.

Conclusiones: el análisis de la funcionabilidad de los artificios protésicos transfemorales solo es posible mediante la integración de los métodos cinemáticos de caracterización de la marcha, métodos dinámicos que establezcan la posibilidad de replicar la actividad del miembro sano. Mediante este estudio fue posible además el estudio de la resistencia mecánica y se vincularon todos los resultados a la aparición de enfermedades tanto en el miembro intacto como en el residual.

Palabras clave: biomecánica, prótesis transfemoral, método de elementos finitos.

ABSTRACT

Introduction: the functional quality of the prosthetic devices of lower extremities is usually expressed in terms to relate the functional benefits to those functional needs and the wellbeing of the amputee. This wellbeing is related mainly to a minimal energetic output of patient and to the lack of diseases of residual joints induced by the prosthesis during the gait.

Objective: to assess the functional qualities of trans-femoral prostheses used in Cuba by the integration of results of kinematics analysis of the gait of amputee, combined with mechanics analysis of rigid solids applying numerical simulations.

Methods: the gait's analysis of 8 patients with trans-femoral unilateral amputations and 5 normal subjects (controls) was made by videographic techniques. The dynamics estimation of strengths acting on the articular segments was carried out and determination of strain and deformations suffering the stump zones and of the ankle joint by finite elements method.

Results: the significant changes in the dynamics of ankle-knee-hip articulation segments are present as the result of gait asymmetry of the prosthetic limb and the healthy one. This imbalance may be one of the leading causes of degenerative diseases of hip observed in this type of patient.

Conclusions: the analysis of functional qualities of trans-femoral prosthetic devices only is possible by means of the integration of cinematic methods of gait characterization, dynamic methods establishing the possibility to replicate to the activity of healthy limb. Using this study also it was possible the mechanical resistance study linking all results to the appearance of diseases of intact limb as well as the residual one.

Key words: biomechanics, trans-femoral prosthesis, finite elements method.

RÉSUMÉ

Introduction: la fonctionnalité des prothèses des membres inférieures est habituellement exprimée en termes de bénéfices opérationnels associés aux besoins fonctionnels et au bien-être du patient amputé. Ce bien-être signifie une consommation minimale d'énergie et une absence de processus pathogènes induits par la prothèse au niveau des articulations résiduelles au cours de la marche.

Objectifs: évaluer la fonctionnalité des prothèses transfemorales utilisées à Cuba

par la combinaison de l'analyse cinématique de la marche du patient amputé et l'analyse mécanique des solides rigides, en appliquant des simulations numériques.

Méthodes: l'analyse de la marche de 8 patients amputés et de 5 sujets sains (patients contrôles) a été réalisée par des techniques vidéographiques. Une évaluation dynamique des forces agissant sur les segments articulaires est effectuée, et les tensions et déformations au niveau du moignon et de l'articulation de la cheville ont été déterminées par la méthode des éléments finis.

Résultats: des changements significatifs dans la dynamique des segments articulaires de la cheville, du genou et de la hanche sont montrés comme résultat de l'asymétrie de la marche du membre sain et prothétique. Un tel déséquilibre suggère qu'elle est l'une des causes principales des maladies dégénératives de la hanche observées chez ce type de patient.

Conclusions: l'analyse de la fonctionnalité des prothèses transfemorales n'est possible qu'au moyen de l'intégration des méthodes cinématiques de caractérisation de la marche et des méthodes dynamiques établissant la possibilité de reproduire l'activité du membre sain. Grâce à cette étude, on a pu analyser la résistance mécanique, et tous les résultats ont été associés à la survenue des maladies aussi au niveau du membre intact qu'au niveau du membre amputé.

Mots clés: biomécanique, prothèse transfemorale, méthode des éléments finis.

INTRODUCCIÓN

El incremento de los accidentes, enfermedades del sistema musculoesquelético y las incomprensibles guerras siguen siendo las principales causas de las amputaciones en la actualidad. Generalmente las personas amputadas por traumatismos y razones congénitas son menores de 30 años.¹ El interés por aumentar el bienestar de las personas con algún tipo de minusvalidez es una de las principales áreas de interés que se siguen en Biomecánica, Ortopedia y Traumatología. Actualmente en Cuba existen alrededor de 30 000 personas minusválidas de las extremidades inferiores, de aquí que sea una preocupación constante el interés por el mejoramiento de su calidad de vida.

El desarrollo de métodos capaces de evaluar los diseños, materiales y regímenes de las prótesis, desempeñan un papel fundamental en la detección de las desviaciones de la marcha y en la formulación de propuestas de mejoras que incrementan la calidad de vida del amputado.² Es conocido que el incremento de la movilidad de las articulaciones protésicas es beneficioso porque puede en cierta manera imitar los movimientos de un miembro sano.³ Pero esto debe ser controlado, porque los fenómenos de movimiento vienen acompañados por fenómenos de desgaste y deterioro de piezas del ensamble protésico. Por otro lado, las articulaciones totalmente fijas incrementan el gasto energético del paciente, así como pueden provocar traumas y enfermedades en las zonas biológicas (el miembro sano, la cadera, la rodilla, el tobillo y la espina dorsal) que suelen estar en un régimen de carga mayor.

La prótesis POLIOR⁴ (Fig. 1) lleva aproximadamente 15 años de uso en Cuba. Es necesario el aumento de su funcionalidad y durabilidad, porque de esta manera se incrementaría la seguridad y comodidad de los amputados y se reducirían los costos que implican sus importaciones. En este estudio se integran técnicas de videográficas y simulaciones numéricas con el objetivo de determinar las deficiencias en el diseño y la funcionabilidad de las articulaciones y del encaje de la prótesis POLIOR.



Fig. 1. Prótesis externa "POLIOR" del tipo transfemoral (AK) utilizada en Cuba.⁴

MÉTODOS

Caracterización de la marcha por técnicas videográficas

El análisis de la marcha es de gran importancia para evaluar posibles limitaciones de diseño del artificio protésico y para valorar además trabajos terapéuticos. La caracterización de la marcha fue obtenida en el Laboratorio de Análisis de Marcha del Centro de Investigaciones de Biofísica Médica en el Hospital Clínico Quirúrgico de Santiago de Cuba. Siguiendo los protocolos establecidos al efecto² se analizó un total de 8 pacientes amputados a nivel del femoral (tabla 1), con edad promedio de 39 años y con altura y peso promedio de 1,7 m y 80 kg, respectivamente. Las causas de la amputación en 6 de los casos correspondían a traumatismos a edades tempranas y 2 por desórdenes congénitos. Previo a los ensayos, las prótesis se revisaron minuciosamente, así como los miembros residuales de los amputados para garantizar ausencia de dolores e inestabilidad por diversas enfermedades. Ninguno de estos pacientes presentó registros clínicos relacionados con problemas ortopédicos, neurológicos, cardiovasculares o respiratorios.

Las mediciones fueron recogidas para el plano sagital, que es donde se aprecian las mayores magnitudes de movimientos y fuerzas. Se colocaron los puntos reflectantes en las zonas preestablecidas (centros de gravedad, articulaciones) para la videografía. Cada paciente desarrolló una serie de caminatas libres de 6 m aproximadamente con cadencia libre. El ciclo de marcha se registró mediante 3 cámaras CANON Zr 95, transferido a un ordenador mediante un protocolo de comunicación IEEE 1394. Aproximadamente 30 mediciones se hicieron para cada sujeto. El procesamiento de los resultados se efectuó mediante el paquete HU-M-AN de HMA Technology Inc.⁵ (Fig. 2).

Tabla 1. Datos de los pacientes. Peso de segmentos de la extremidad inferior calculado según ecuaciones de regresión de V. Zatsiorski y Seluyanov⁵

Pacientes	Características del paciente					Pesos de las zonas de la extremidad inferior calculados mediante Zatsiorski y otros ⁶		
	Edad (años)	Talla (m)	Peso (kg)	Tiempo amputación (años)	Causa amputación	Peso de la pierna (kg)	Peso del muslo (kg)	Peso del pie (kg)
D8	41	1,68	78	20	Trauma	3,26	11,06	0,99
D9	45	1,59	74	19	Congénita	3,01	10,35	0,90
D10	42	1,67	78	17	Trauma	3,25	11,05	0,99
I11	38	1,75	82	15	Trauma	3,49	11,74	1,07
D12	33	1,66	78	15	Congénita	3,24	11,03	0,98
D13	35	1,74	83	16	Trauma	3,51	11,87	1,08
I14	32	1,73	81	13	Trauma	3,43	11,57	1,05
D15	48	1,78	87	21	Trauma	3,7	12,52	1,14

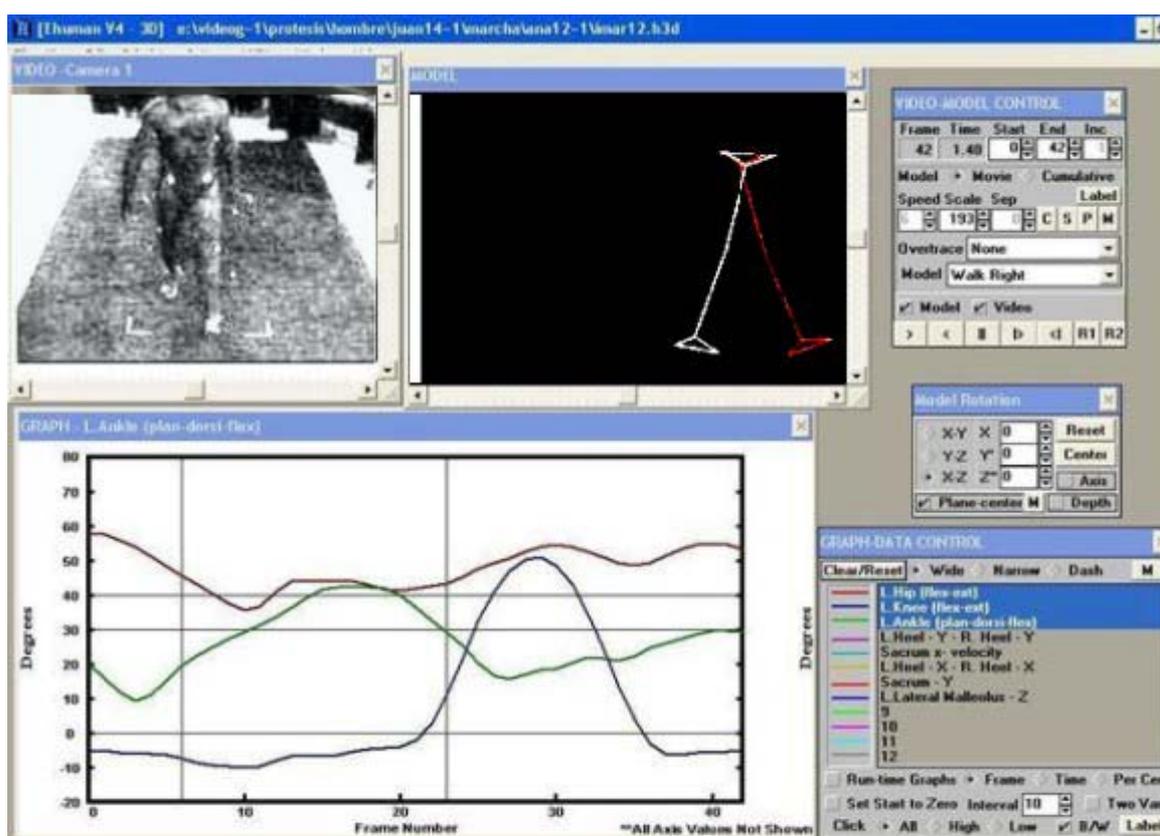


Fig. 2. Control de la marcha mediante videografía y procesamiento mediante el programa HU-M-AN.

Todas las dimensiones antropométricas de los segmentos corporales fueron calculadas según Zatsiorski⁶ y los momentos de inercia y radios de giro se

estimaron a partir de las ecuaciones desarrolladas por *Dempster* y reportadas por *Winter*.⁷ Para la evaluación de estos registros estadísticos resultantes de la marcha se determinaron bandas confidenciales, se empleó el método *Bootstrap*.^{8,9} El ajuste y la determinación de las bandas confidenciales y(o) de predicción le permitirán extraer índices normalizados entre individuos sanos y patológicos. De esta manera se evalúa el grado de disfunción que presenta el paciente, para esto se empleó el método de los trapecios como herramienta matemática. La validación de las bandas se hizo mediante el método de validación cruzada, con 84 % de cobertura.

Aplicación del análisis dinámico inverso (ADI)

El vínculo entre los datos tomados en los análisis de marcha y los análisis de tensiones se realizó mediante el cálculo de las fuerzas de reacción a que están sometidas las articulaciones de la prótesis transfemoral durante la marcha normal; para calcular estas magnitudes se plantearon las ecuaciones de dinámica vectorial, disponiendo de un conjunto de datos antropométricos (máscicos e inerciales). Se utilizó una simplificación mediante sólidos rígidos unidos mediante articulaciones simples y que permitieron la rotación entre cada par de sólidos rígidos.¹⁰ El análisis se realizó para una posición de pico máximo de reacciones, que correspondió con el contacto del talón (Fig. 3). Se consideraron las componentes vertical y horizontal, respectivamente, como 1,3 y 0,2 veces el peso del cuerpo según las consideraciones de *Radi*.¹¹

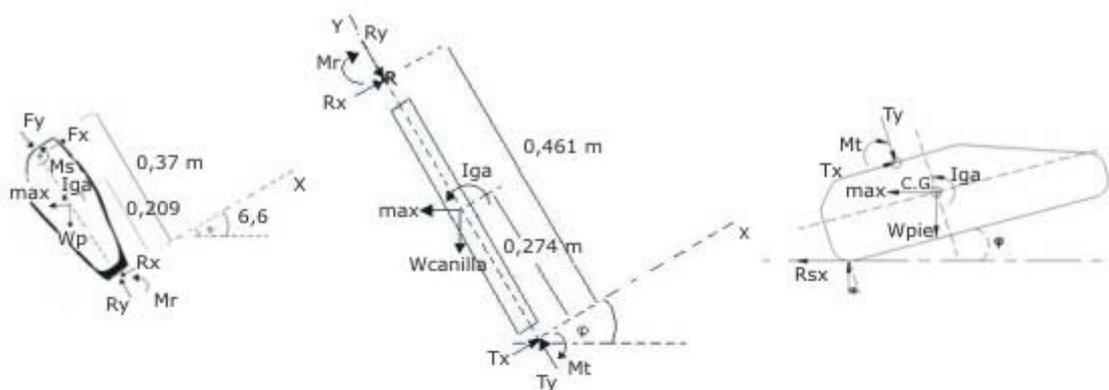


Fig. 3. Análisis de las fuerzas y momentos en segmentos articulados partiendo de la posición de apoyo del pie (φ) (derecha), trasladando las fuerzas resultantes a la canilla (centro) y luego al muslo (izquierda). Las dimensiones de los segmentos se calcularon según ecuaciones de regresión.⁶

Método de elementos finitos

El método de los elementos finitos (MEF) ha sido utilizado en diferentes estudios para simular artificios protésicos.¹²⁻¹⁴ Su empleo significa adoptar importantes consideraciones en aras de simplificar los cálculos. Algunas están relacionadas con las propiedades de los materiales empleados, lo cual implica que a menudo las propiedades de los tejidos blandos (piel, músculos, ligamentos) que por demás exhiben comportamientos viscoelásticos y anisotrópicos, sean simulados como lineales elásticos. En este estudio se analizaron los modelos del tobillo protésico articulado y del encaje que se simula acoplado a la zona biológica, esta última

incluye el fémur y el volumen que modela la masa de tejidos blandos. Para los análisis se emplearon las bases implementadas en CosmoWork (SolidWork2009), análisis bajo condiciones estables y lineales son simulados. Se utilizaron elementos tetraédricos de segundo orden, en el tobillo un total de 43 982 tetraedros y en el encaje unos 65 350 tetraedros (Fig. 4). Las condiciones de contacto entre las piezas del ensamble del encaje-fémur-tejidos, se asumieron como rígidas que impiden los desplazamientos entre las partes. Las condiciones de carga corresponden con los resultados del análisis dinámico inverso.

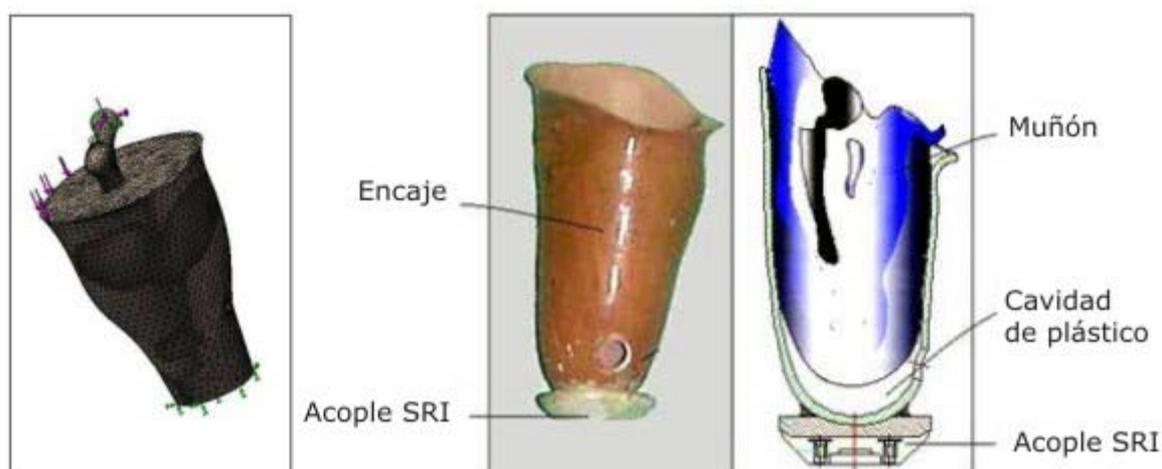


Fig. 4. Modelo geométrico del conjunto encaje-muslo-hueso.

En la tabla 2 se muestran las propiedades mecánicas de los materiales empleados en las simulaciones. En el caso del hueso fémur se consideró la conocida anisotropía del tejido óseo.^{15,16} Se evaluó el estado tensional y los desplazamientos de las articulaciones de la prótesis teniendo en cuenta diferentes desviaciones angulares, así como los valores de las fuerza de reacción externas que se calcularon mediante las ecuaciones de equilibrio dinámico.

Tabla 2. Propiedades de los materiales empleados en la modelación

Zona del modelo	Material	Módulo elástico (GPa)	Coefficiente de Poisson	Densidad (kg/m ³)	Límite elástico (MPa)	Referencias
Encaje	Polipropileno	1,6	0,3	920	35	<i>Faustini</i> [2006] ¹²
Fémur	Hueso	22	0,37	1 900	121	<i>Ashman</i> [1989] ¹⁶
		12	0,222			
		13,4	0,235			
Zona biológica	Tejidos blandos	0,2*10 ⁻³	0,4	1 000	0.1	<i>Frillici</i> [2007] ¹³
Pie protésico	Poliuretano	25	0,49	1 200	30	Datos del fabricante POLIOR [2008] ⁴
Talón	Caucho	6,1*10 ³	0,49	1 000	92*10 ⁶	
Tobillo articular	Acero AISI 304	19.10 ²	0,29	8 000	206,8	

RESULTADOS

Análisis de marcha

En la tabla 3 se muestran los resultados de las mediciones de las variables espacio-temporales para los sujetos normales y en el caso de los pacientes amputados para el miembro sano y el protésico. Como se puede observar, variables como la longitud del ciclo, la longitud del paso y la velocidad del ciclo fueron significativamente superiores para los sujetos normales en comparación con los pacientes amputados. Esta asimetría de la marcha tiene una de sus causas en la insuficiente extensión de la cadera del amputado.

Tabla 3. Comparación de las medias de las variables espacio-temporales

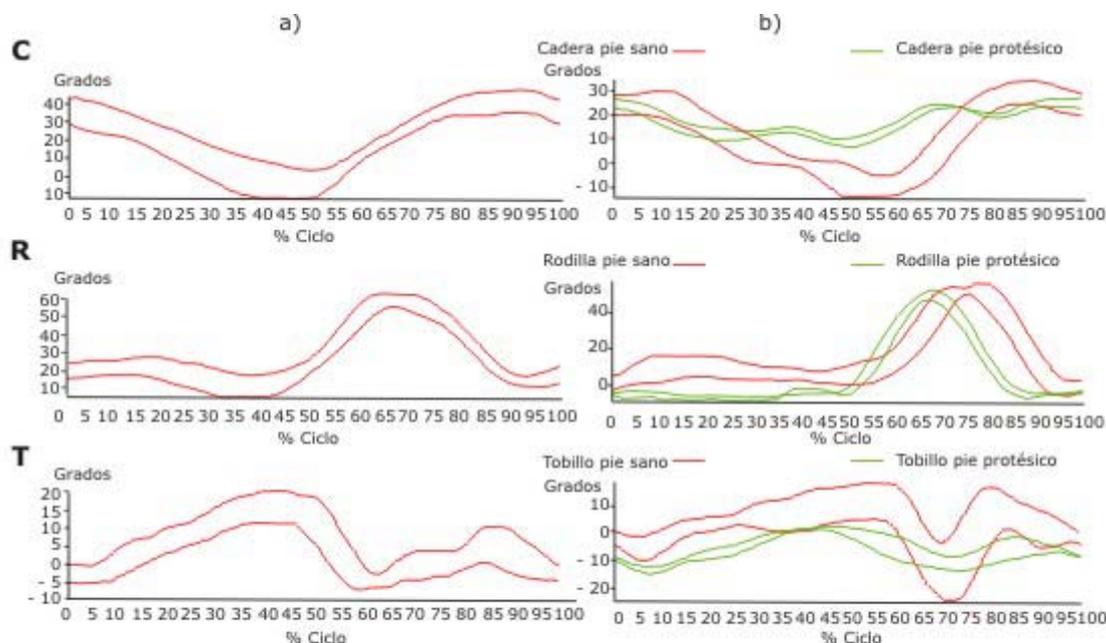
Variables	Sujetos normales		Pacientes amputados			
			Miembro intacto		Miembro protésico	
	Media	DE*	Media	DE*	Media	DE*
Velocidad de la marcha (m/s)	1,1	0,06	0,6832	0,17	0,6234	0,17
Longitud de ciclo (m)	1,24	0,07	1,0316	0,1	0,9722	0,1
Longitud de paso (m)	0,62	0,03	0,4513	0,78	0,4804	0,8
Tiempo de apoyo (s)	0,87	1,9	1,0700	2,1	0,8800	2,4
Tiempo de balanceo (s)	0,58	1,4	0,4593	1,9	0,6333	1,92

Por el contrario, la duración de la fase de apoyo resultó mayor para los pacientes amputados con relación a los sujetos normales (control), lo cual corrobora además que el paciente amputado durante la marcha se apoya más tiempo sobre su miembro sano que sobre el amputado. Es de suponer, que la fuerza ejercida sobre la extremidad intacta sea mayor que sobre el residual y la que ejercería una persona sana sobre sus miembros inferiores durante la marcha normal.

En la figura 5 se representan los registros de la marcha obtenidos en el laboratorio. El ángulo de entrada del pie en los pacientes analizados debió ser un promedio de 15 grados de acuerdo con sus medidas antropométricas, pero según los registros fue un promedio de 6,6 grados. Esto se puede observar en el figura 5, reflejado en la exagerada flexión plantar de la articulación del tobillo, que apunta hacia una insuficiente movilidad en el diseño de la articulación; aunque no se descartan otros, como molestias en el miembro residual, insuficiente entrenamiento y falta de dominio del artefacto protésico.

Tal situación desencadena un mal funcionamiento de la prótesis en su conjunto, teniendo en cuenta que durante la fase de apoyo las fuerzas de reacción del suelo provocan un momento de flexión en la rodilla^{16,17} y que repercutirá en la excesiva elevación de la cadera (Fig. 5). Como se puede observar, las tendencias son muy similares para la marcha del sujeto normal y el miembro intacto de los amputados, el miembro protésico sin embargo presenta diferencias significativas. La curva para los sujetos normales refleja una pequeña flexión plantar luego del contacto inicial con un valor máximo de unos -5 grados a 5 % del ciclo, para luego transformarse en una dorsiflexión de algo más de 10 grados a 50 % en la fase de apoyo. Durante la fase de apoyo, el tobillo realiza una nueva flexión plantar con un pico de -10

grados a 60 % del ciclo de marcha. Para el tobillo del miembro protésico resulta significativo una flexión plantar exagerada de casi -10 grados a 7 % del ciclo y en lo sucesivo los picos tendrán valores máximos de menor amplitud que los reportados en los otros miembros.



a: paciente sano (C-cadera, R-rodilla, T-tobillo); b: amputado, bandas de predicción rojas del miembro intacto, en verde miembro amputado.

Fig. 5. Gráficos comparativos de la marcha obtenidos en el laboratorio de videografía CBM.

La articulación de la rodilla durante la marcha presenta para el sujeto patrón un pico de flexión de unos 15 grados a 13 % de la fase de apoyo y un pico durante la fase de balanceo de 56 grados en 68 % del ciclo. El mismo patrón fue observado en el miembro intacto de los amputados con un pequeño tiempo de retardo. Las diferencias más significativas se observaron en la rodilla protésica, que permanece extendida durante toda la fase da apoyo para luego durante el balanceo exhibir una flexión de unos 45 grados a 68 % de la marcha.

La variación angular de la cadera para los sujetos patrones se presenta en el contacto del talón, con una flexión de 35 grados, extendiéndose a 10 grados al finalizar la fase de apoyo. Durante el período de balanceo la cadera vuelve a flexionarse hasta 35 grados para prepararse de nuevo hacia otro choque de talón. La cadera del amputado que inicialmente se eleva en flexión entre los 25 y 30 grados, disminuye de 5 a 10 grados, manteniéndose en flexión durante toda la fase de apoyo. Este último comportamiento difiere del comportamiento del miembro sano y además representa una alteración significativa en el movimiento del amputado, que provoca la elevación del centro de gravedad para realizar el paso y repercute en un mayor gasto energético durante la marcha.

Aplicación del análisis dinámico inverso y el método de elementos finitos

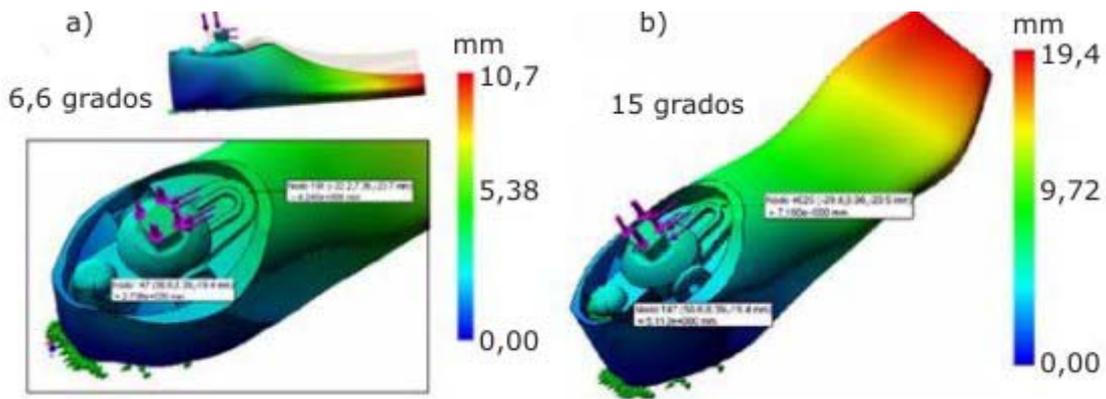
Se pesaron las prótesis de cada uno de los amputados y se compararon con los posibles pesos de sus miembros sanos, calculados estos últimos según los estudios de V. Zatsiorski;⁵ los resultados corroboraron estudios previos,² donde se establecen diferencias promedio de algo más de 3 kg. Es conocido el criterio de clínicos e investigadores que defienden el hecho de que, artificios protésicos más ligeros disminuyen el esfuerzo muscular y el consumo energético del paciente durante la marcha.¹⁸⁻²⁰ Otros investigadores establecen la posibilidad de que una prótesis ideal con propiedades inerciales similares al miembro ya amputado y al miembro sano,²¹ ayudaría a una mejor adaptación de la marcha del paciente. En este estudio se presentan los cálculos realizados mediante ADI y el MEF, considerando diferente posición de contacto del talón, 6,6 grados y 15 grados y, además, se han incluido incrementos de peso en piezas como en el sistema del encaje y canilla protésica.

Análisis tensional del ensamble tobillo articulado-pie

Según el análisis del estado tensional y del factor de seguridad se demuestra que el sistema del pie articulado dista mucho de fallar bajo las condiciones de explotación, pero nos centraremos en la evaluación de su funcionabilidad. En la figura 6 se representan los desplazamientos del tobillo en las posiciones de apoyo del talón analizadas. Este tipo de tobillo articulado en las prótesis mecánicas transfemorales y durante el apoyo del talón presentan en el plano sagital una ligera flexión plantar de aproximadamente 5 grados en la articulación del tobillo, para luego describir un desplazamiento de extensión de 5 grados (desplazamiento de unos 10 grados) para de nuevo ubicarse en una flexión plantar de 2 a 3 grados durante el despegue del pie.^{16,17,20} Según el análisis de marcha de los casos estudiados se muestra una exagerada flexión plantar (cerca de 10 grados), la articulación del tobillo solo es capaz de pivotar para 6,6 grados un desplazamiento de algo más de 4 mm (Fig. 6a). Sin embargo, si se considera un ángulo de entrada de 15 grados (Fig. 6b), el momento flector en la articulación del tobillo es alrededor de 22 N-m (0,26 N-m/kg); se corresponde así con lo reportado por la literatura,¹⁷ en ese caso la articulación del tobillo es capaz de desplazarse aproximadamente 8 mm (Fig. 6b). Tal resultado fortalece el criterio de la necesidad de incluir herramientas que permitan mejorar los resultados del trabajo fisioterapéutico con los pacientes y su dominio de la prótesis. Este diseño de pie protésico ha sido reportado en la literatura al caracterizarse por pasar de una rápida flexión plantar hacia el apoyo o salida del ante pie.²²⁻²⁴

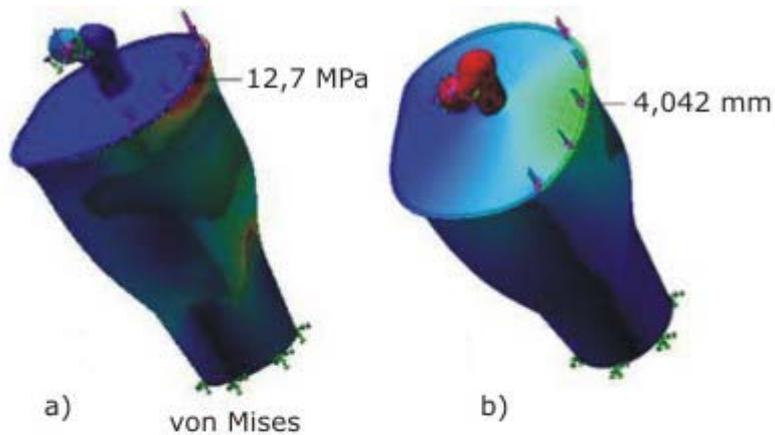
Análisis tensional del sistema encaje-zona biológica

En la figura 7 se muestran los resultados para el conjunto encaje-zona biológica en el momento de apoyo del talón ($\varphi = 6,6$ grados) y para un espesor de las paredes del encaje de 3 mm. Las tensiones máximas (12,7 MPa) se crean en el borde superior del encaje. Se muestra también como si el desplazamiento fuera máximo en esta zona (4 mm), donde recae la mayor parte del peso del cuerpo del amputado según algunos autores.^{13,25,26} Este desplazamiento crearía una excesiva holgura entre el miembro residual y el encaje, lo cual provocaría fricción y desgarramiento del tejido.



a: ángulo de entrada 6,6 grados; b: ángulo de entrada 15 grados.

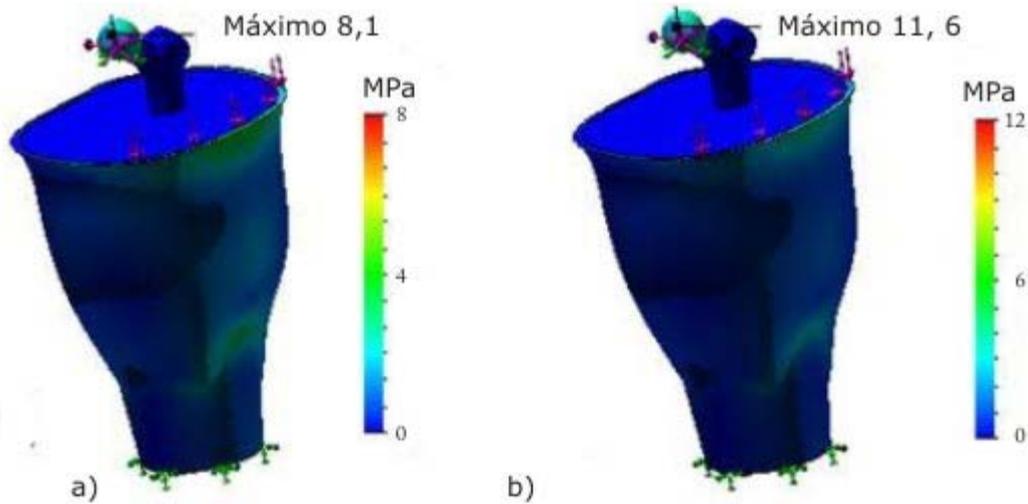
Fig. 6. Desplazamientos de la articulación del tobillo.



a: distribución de tensiones de von Mises,
b: desplazamientos.

Fig. 7. Conjunto encaje-zona biológica para apoyo de talón a 6,6 grados y para un espesor mínimo del encaje igual a 3 mm.

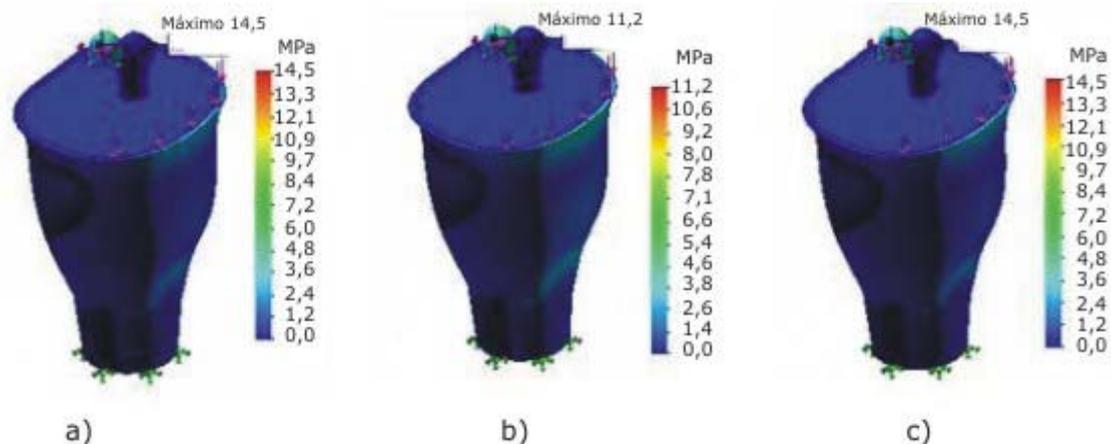
En la figura 8 se muestra el estado tensional del conjunto para la posición de contacto del talón en los ángulos de entrada de este; 6,6 grados ($M_s = 75 \text{ N}\cdot\text{m}$) y 15 grados ($M_s = 107 \text{ N}\cdot\text{m}$) y para un espesor de 5 mm, el cual es el que frecuentemente se utiliza en el laboratorio técnico. El apoyo de talón con un ángulo de entrada de 15 grados y con el peso actual de la prótesis exigiría un consumo energético mayor (+30 %) si se relaciona este con los valores de tensiones de *von Mises* reportados en el extremo del fémur. Los valores máximos en el encaje siguen estando en el extremo de apoyo, aunque ya se muestran menores valores de tensiones al aumentar el espesor a 5 mm. La sobrecarga en el miembro sano del amputado significa la aparición de enfermedades como la osteoartritis; también en el miembro residual se puede encontrar la osteopenia y debido a las transferencias de cargas al miembro sano, aparecerán zonas osteoporóticas en consecuencia a la ausencia de estímulos mecánicos.^{24,27-30}



a: apoyo de talón a 6,6 grados, b: apoyo de talón a 15 grados.

Fig. 8. Distribución de tensiones de von Mises en el conjunto encaje-zona biológica para un espesor de 5 mm (frecuentemente utilizado en el laboratorio).

Olivares y otros² plantean que existen diferencias significativas entre el peso de la prótesis en comparación con el miembro sano sustituido. Así, de esos resultados en la figura 9 se muestran los cálculos que consideran los incrementos de peso en las piezas de la prótesis. El incremento de los pesos de los diferentes elementos provoca aumentos en las tensiones en la cadera. El consumo de energía relacionado con la distribución de tensiones es cerca de 1,78 veces superior al que normalmente debe ser asimilado por el miembro sano.^{19,20,31,32} Además se muestra que la variación distal de las masas ocasiona incrementos sustanciales del consumo energético^{21,33} y cómo los estados tensionales en la articulación de la cadera son más sensibles a una variación del peso en la canilla que para un cambio en el peso en el muslo.



a: incremento de la canilla 1 kg, b: incremento del muslo 1 kg, c: incremento de la canilla 1 kg y del muslo en 1 kg.

Fig. 9. Evaluación comparativa para un impacto del talón de 15 grados y las variaciones del peso de la prótesis.

DISCUSIÓN

Los análisis numéricos mostraron que la prótesis presenta una apropiada resistencia mecánica de sus elementos componentes, en consonancia con los diferentes regímenes analizados. Los estudios cinemáticos, sin embargo, reportaron que la entrada al piso durante la posición de apoyo del talón fue de un ángulo igual a 6,6 grados y que conforme a los parámetros antropométricos debe ser de aproximadamente 15 grados. Tal situación genera asimetría en la marcha, que tiene como manifestaciones, la reducción de la fase de apoyo plantar y la excesiva energía de impacto, todo lo cual se reflejará en la funcionalidad y en desviaciones en la articulación residual. Con una entrada normal de apoyo del talón, la articulación mecánica es capaz de garantizar la debida flexión plantar y propiciar la flexión necesaria a la rodilla, para así evitar que la cadera se eleve innecesariamente y provoque la elevación del centro de gravedad para realizar el paso y repercute en un mayor gasto energético durante la marcha.

Resulta injustificado el criterio relacionado con la falta de articulación en el tobillo mecánico, lo que apunta a la falta de dominio de la prótesis por los amputados y la necesidad de un entrenamiento o trabajo fisioterapéutico más específico.

Los resultados presentados muestran que la variación distal de las masas inerciales ocasiona incrementos sustanciales del consumo energético²¹ y los estados tensionales en la articulación de la cadera, que resultan más significativos con el incremento del peso en la canilla (distal) que en el muslo (proximal). La alteración de las masas inerciales en esta última localización tiende sin embargo a equilibrar el estado tensional en ambas caderas.

Los estudios permitieron establecer que el momento articular protésico está por debajo del requerido para garantizar una marcha que imite el funcionamiento de un miembro sano. Estos resultados y los reportados por la literatura^{30,33} sugieren la posibilidad de que además de que exista una sobrecarga adicional en el miembro sano (como la osteoartritis, debido a las transferencias de cargas al miembro sano), manifestado como un incremento del consumo y la aparición de enfermedades; es posible que por falta de la adecuada estimulación del residuo (muñón) esta masa ósea se comience a reabsorber. Estos fenómenos de estimulación y alteración de los procesos de balance óseo tienden a la aparición de osteoporosis.¹⁵

AGRADECIMIENTOS

Al Laboratorio de Ortopedia Técnica de Santiago de Cuba y a los pacientes amputados, sin su participación no hubiera sido posible. La paciencia y genuino interés de estos últimos por los resultados es conmovedora.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Stern PH. The epidemiology of amputations. *Phys Med Rehabil Clin North Am.* 1991;2(2):25361.

2. Olivares A, Sagaró R, Rodríguez C, Reyes M, Díaz C. Evaluación integral de prótesis ortopédicas transfemorales. *Revista Ingenierías*. 2010;13(47):17-24.
3. OTTO BOCK [cited Mar 2011]. Disponible en: http://www.ortopedicosomega.com.ar/c_leg.htm
4. POLIOR. Productos ortopédicos [cited Mar 2011]. Disponible en: <http://www.polior.com.br>
5. Hu-m-an [programa para computadora]. Versión 5. King City, Ontario.HMA Technology, 2005 [cited Feb 2011]. Disponible en: <http://www.hma-tech.com/page01a.htm>
6. Zatsiorski V. *Biomecánica del Ejercicio Físico*. 2ª ed. La Habana: Editorial Pueblo y Educación; 1988. p. 281-308.
7. Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Appendix A and B. 2nd ed. New York (USA): John Wiley & Sons; 1990.
8. Gil FJ. Aplicación del método Bootstrap al contraste de hipótesis en la investigación educativa. *Revista de Educación*. 2003;(336):251-65.
9. Novo C. Caracterización cinemática de la motricidad en la ataxia espinocerebelosa hereditaria. La Habana, Cuba: Memorias del III Congreso latinoamericano de Ingeniería Biomédica; 2001.
10. Günther M, Sholukha VA, Kessler D, Schneider K, Wank V, Blickhan R. Dealing with skin motion and wobbling masses in inverse dynamics. *J Mech Med Biol*. 2003;3(3-4):309-35.
11. Radi S. Analysis of a below knee prosthetic socket. *J Engineering Development*. 2008;12(2):127-36.
12. Faustini M. The quasi-static response of compliant prosthetic sockets for transtibial amputees using finite element methods. *Medl Engineering & Physics*. 2006;28:114-21.
13. Frillici F, Rizzi C. A computer assisted methodology to innovate the development process of prosthesis socket. *Research in interactive design*. 2ª ed. Paris: Springer ltd; 2007. p. 23-41.
14. Sanders JE. Interface shear stresses during ambulation with a below-knee prosthetic limb. *J Rehabilitation Research Development*. 1992;29(4):1-8.
15. Comín M, Peris JL, Dejoz R, Vera P. *Biomecánica de la fractura ósea y técnicas de reparación*. Instituto de Biomecánica de Valencia: Publicaciones IBV; 1999. p. 35-84.
16. Ashman RB, Young J. Elastic moduli of trabecular bone material. *J Biomechanic*. 1988;21:177-81.
17. Blumentritt S. Design principles, biomechanical data and clinical experience with a polycentric knee offering controlled stance phase knee flexion: A Preliminary Report. *J Prosthetic & Orthot*. 1997;9:18-24.
18. Farahmand F, Rezaeian T, Narimani R, Dinan H. Kinematic and Dynamic Analysis of the gait cycle of above knee amputees. *Scientia Iranica*. 2006;13(3):261-71.
19. Todd DR, Martin PE. Manipulations of leg mass and moment of inertia: effects on energy cost of walking. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2005;37(4):649-56.
20. Browning RC, Modica JR, Kram R, Goswami A. The effects of adding mass to the legs on the energetic and biomechanics of walking. *Med Sci Sports Exerc*. 2007;39(3):515-25.

21. Sarah J. Walking symmetry and energy cost in persons with unilateral transtibial amputations: matching prosthetic and intact limb inertial properties. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000;81:561-7.
22. Mena D. Analysis and synthesis of human swing leg motion during gait and it's clinical applications. *J Biomechanic.* 1981;14:823-32.
23. van der Linden H. A systematic literatura review of the effect of different prosthetic components on human functioning with lower limb prosthesis. *J Rehabilitation Resarch Development.* 2004;41(4):555-70.
24. Snyder RD. The effect of five feet on the gait and loading of the sound limb in dysvascular below knee amputees. *J Rehabilitation Research Development.* 1995;32(4):309-15.
25. Galey R. Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. *J Rehabilitation Research Development.* 2008;45(1):15-30.
26. Higgs D. Design specifications of lower limb prosthetic socket. Southwest Annual Conference: Proceedings of the ASEE Gulf; 2002.
27. Stewart R. Stress distribution of AK prosthetic socket. Monash rehabilitation technology research unit. Melbourne, Australia: Aerospace Engineering RMIT; 1991.
28. Norvell DC, Czerniecki JM, Reiber, Maynard GE, Pecoraro JA, Weiss NS. The prevalence of knee pain and symptomatic knee osteoarthritis among veteran traumatic amputees and non amputees. *Arch Phys Med Rehab.* 2005;(86):487-93.
29. Kulkarni J, Thomas, E, Silman A. Association between amputation, arthritis and osteopenia in British male war veterans with major lower limb amputations. *Clinical Rehab.* 1998;12:348-53.
30. Kulkarni J. Post amputation syndrome. *Prosthetics and Orthotics International.* 2008;32(4):4347.
31. Rush PJ, Wong JS, Kirsh WJ, Devlin M. Osteopenia in patients with above knee amputation. *Arch Phys Med Rehab.* 1994;75:112-5.
32. Lehmann JF, Price R, Okumura R, Questad K, de Lateur BJ, Négretot A. Mass and mass distribution of below-knee prostheses: effect oil gait efficacy and self-selected walking speed. *Arch Phys Med Rehabil.*1998;79(2):162-8.
33. Scott A. The prediction of metabolic energy expenditure during gait from mechanical energy of the limb: A preliminary study. *J Rehabilitation Research Development.* 1995;32(2):128-34.

Recibido: 6 de abril de 2011.

Aprobado: 21 de abril de 2011.

Andy L. Olivares Miyares. Biomecánica y Mecanobiología, Instituto de Bioingeniería de Cataluña. Baldiri Reixac, 4; Torre I, 10^a 08028 Barcelona, España. Teléf.: +34 934020424. Correo electrónico: aolivares@ibecbarcelona.eu