

# Evaluación integral de prótesis ortopédicas transfemorales

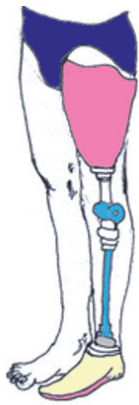
Andy L. Olivares Miyares<sup>A</sup>, Roberto Sagaró Zamora<sup>B</sup>,  
Calixto Rodríguez Martínez<sup>B</sup>, Miguel A. Reyes Mojena<sup>B</sup>,  
Carlos Díaz Novo<sup>C</sup>

<sup>A</sup> Departamento de Ciencias de los Materiales. Universidad Politécnica de Cataluña, Barcelona, España.

<sup>B</sup> Grupo Tribológico, Departamento de Mecánica y Diseño, Facultad de Ingeniería Mecánica. Universidad de Oriente, Santiago de Cuba, Cuba.

<sup>C</sup> Centro Nacional de Biofísica Médica, Universidad de Oriente, Cuba.

andy.luis.olivares@upc.edu



## RESUMEN

*Se propone un método para la evaluación del diseño de prótesis transfemorales mediante la integración de los resultados del análisis cinemático de la marcha del amputado mediante técnicas videográficas y su incidencia en la optimización y funcionalidad del artificio protésico, con la aplicación del Análisis Dinámico Inverso (ADI) y el método de elementos finitos para el cálculo de las tensiones en las articulaciones, además se aplica el método de Cero Desgaste (ZERO WEAR) a la estimación de la durabilidad del par tribológico buje-pasador de la rodilla protésica.*

## PALABRAS CLAVE

Biomecánica, prótesis transfemoral, desgaste.

## ABSTRACT

*A method for the design analysis of transfemoral lower limb prostheses is proposed through an integrating system by cinematic gait analysis using videographics techniques and its incidence in the optimal and functionality design of above knee prostheses in a conjunction with ADI and finite element stress analysis in articulating joints. In addition the method ZERO WEAR was applied the in order to establish the durability of tribological pair of the prosthetic knee.*

## KEYWORDS

Biomechanical, transfemoral prosthesis, wear.

## INTRODUCCIÓN

La biomecánica es un conjunto de conocimientos interdisciplinarios que con el apoyo de otras ciencias biomédicas aplica los conocimientos de la mecánica y distintas tecnologías al estudio del comportamiento de los sistemas biológicos y en particular del cuerpo humano. En esta investigación se aplican conocimientos de biomecánica para la predicción, evaluación y análisis de fallos que ocurren en las prótesis ortopédicas (figura 1a) que actualmente se utilizan en Cuba por más de 30 mil amputados.

El problema de estas prótesis de manera general son la baja durabilidad de sus articulaciones (rodilla figura 1b) lo que provoca la sustitución o reparación de las mismas en un tiempo relativamente corto de explotación. En este trabajo se toman datos de los análisis cinemáticos mediante técnicas de videografía para la marcha normal y protésica, se analiza de forma analítica las fuerzas que surgen en las articulaciones de las prótesis, se obtiene la distribución de tensiones mediante análisis de elementos finitos (EF) (figura 1c) y se realizan estimaciones de la durabilidad del par buje- pasador (figura 1d) mediante el método del cero desgaste. Se validan dichos resultados mediante los ensayos de desgaste en el tribómetro de desgaste recíprocante.



Fig. 1. a) Prótesis externa del tipo transfemoral (AK) utilizada en Cuba; b) rodilla MO-01 c) modelo 3D; d) Par buje-pasador.

## MÉTODOS

### Análisis de la marcha

El análisis de la marcha es de gran importancia para valorar posibles limitaciones de diseño de las articulaciones del artificio protésico y del trabajo terapéutico previo, los cuales pueden tener incidencias incluso en el desarrollo de patologías en el amputado. Los estudios del análisis de la marcha fueron realizados en el Laboratorio de Movimiento de Biomecánica del Centro de Biofísica Médica (CBM) de la Universidad de Oriente, con la utilización del equipo de captura de movimiento mediante videografía fueron sometidos a este estudio quince pacientes con amputación transfemoral en una de sus piernas. La instalación reporta la posición de los puntos reflectantes colocados en el paciente (figura 2), graficando así

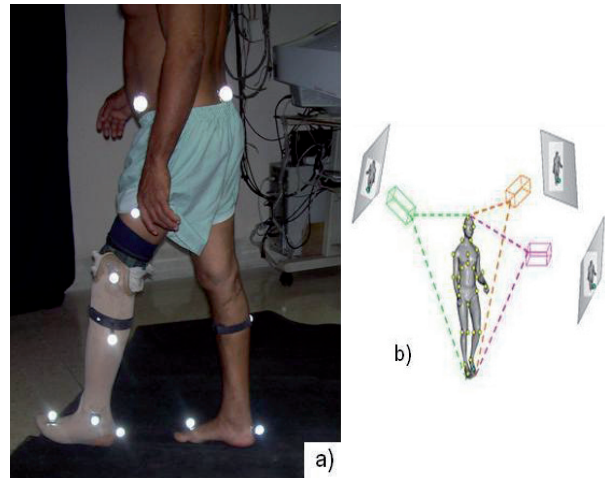


Fig. 2. Análisis de marcha (a) Puntos reflectantes en amputado, (b) Posición y triangulación de las videocámaras digitales.

los datos cinemáticos de estos puntos en el tiempo (captados mediante videocámaras) procesados con el paquete profesional HU-MAN.

### Aplicación del análisis dinámico inverso y el método de EF en el análisis de tensiones

La propuesta integradora requiere que se conozcan las fuerzas de reacción a que están sometidas las articulaciones de la prótesis transfemoral durante la marcha normal, para calcular estas magnitudes se plantean las ecuaciones de la dinámica disponiendo de los resultados cinemáticos y de un conjunto de datos antropométricos (máscicos e inerciales).

El modelo biomecánico comúnmente empleado consiste en un mecanismo de barras sólidas rígidas unidas mediante articulaciones simples que permiten la rotación entre ellos.<sup>1</sup>

El análisis por EF se realiza con el objetivo de evaluar el estado tensional de las articulaciones de la prótesis teniendo en cuenta las desviaciones angulares, así como los valores de las reacciones externas que fueron calculados mediante las ecuaciones de equilibrio dinámico.

Se empleó el paquete profesional COSMOSWORK2006, realizándose el análisis para condiciones estables y lineales considerando 346,070 elementos tetraédricos de segundo orden adaptables a la complejidad de la geometría de la prótesis.

### Método de cero desgaste

Este método se aplica con el objetivo de controlar el desgaste, confinándolo al nivel de las asperezas superficiales y evitando así el desgaste adhesivo severo y que exista una alta transferencia de material, que en el caso del par buje-pasador de la rodilla protésica limita su durabilidad funcional. El modelo establece que el desgaste puede ser controlado en una magnitud menor a la altura de las asperezas, limitando el esfuerzo cortante máximo ( $\tau_{MAX}$ ) que ocurre en las cercanías de la superficie para una fracción ( $\gamma$ ) del límite de fluencia a cortante ( $\tau_Y$ ) en un número determinado de pases  $N$ .<sup>2</sup>

$$\tau_{MAX} \leq \gamma \cdot \tau_Y; \quad (1)$$

Para un número de pases mayores a 2,000 el valor de la fracción ( $\gamma$ ) se calcula según:

$$\gamma_N = \left(\frac{2000}{N}\right)^{\frac{1}{2}} \cdot \gamma; \quad (2)$$

Bayer<sup>2</sup> establece que:

$\gamma = 0.54 \Rightarrow$  baja susceptibilidad a la transferencia de material.

$\gamma = 0.20 \Rightarrow$  alta susceptibilidad a la transferencia de material.

El esfuerzo cortante en el caso de dos rodillos en contacto paralelo interior, como es el caso de la unión buje-pasador de la articulación de la rodilla, se puede calcular según la ecuación (3) donde  $K$ ,  $q_0$  y  $f$ , son respectivamente la concentración de tensiones, la presión máxima de contacto y el coeficiente de fricción. El límite de fluencia a cortante fue estimado según  $\tau_Y = (1.4 \div 1.5) H_M$  (MPa).

$$\tau_{MAX} = K \cdot q_0 \cdot \sqrt{0.5^2 + f^2} \quad (3)$$

### Ensayo de desgaste oscilante

Para los ensayos de desgaste se utilizó la máquina de desgaste oscilante del laboratorio de Tribología de la Universidad de Oriente (figura 3). Se ensayaron 15 muestras de pares buje-pasador para condiciones de fricción seca y lubricada. Los valores promedio de rugosidad superficial  $R_{max1} = 10 \mu m$  y  $R_{max2} = 6.15 \mu m$ . Se empleó como lubricante la grasa base litio LISAN 3 (tabla I). Durante los ensayos la unión buje-pasador fue sometida a una carga normal  $F_n = 1020 N$ , que corresponde con la máxima reacción vertical que actúa sobre la rodilla como resultado de los análisis dinámicos efectuados para un paciente de

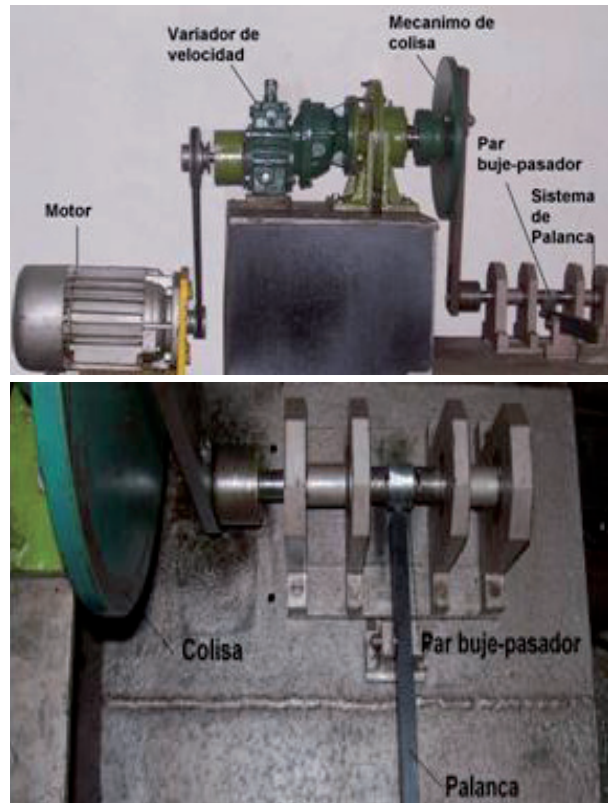


Fig. 3. Máquina de ensayo de desgaste oscilante.

Tabla I. Propiedades físico-químicas de la grasa LISAN 3.

Parámetros	Características
Tipo de jabón	Ámbar
Penetración trabajada	220/250
% alcalinidad	0.1 máx.
% agua	Ausencia
Viscosidad a 40 Cst	219.0
Viscosidad a 100 Cst	16

82 Kg. Esta carga normal se obtiene en la máquina colocando un peso de 125 N.

La velocidad angular (rpm) se determinó teniendo en cuenta que un paciente normal debe dar aproximadamente 93 pasos por minuto y que para dar un paso completo la rodilla protésica ejecuta dos oscilaciones. De igual forma se consideró que un paciente camina diariamente 2.1 Km con pasos de 0.43 m. De acuerdo a la configuración de la colisa de la máquina de ensayo esta condición se garantiza con 93 rpm. La duración de los ensayos fue de 20 sesiones de prueba de 4 horas cada una, cuyo número de ciclos totales equivale 3 meses de explotación. El desgaste se determinó por el método

de diferencia en peso en una balanza de precisión 0.0001grs (desgaste gravimétrico,  $Wg$ ), aunque para los propósitos de la experimentación se determinó el desgaste volumétrico ( $Wv$ ) y el desgaste lineal,  $Wh$  (Ecuación 4). Este último se utilizó para comparar los resultados de los ensayos de desgaste con los resultados del método del cero desgaste, siendo necesario conocer  $Wh$  y relacionarlo con la altura máxima de las asperezas superficiales.

$$Wh = \frac{Wv}{An}, (\mu m) \quad (4)$$

Donde: An- área nominal de contacto.

## RESULTADOS

### Análisis de la marcha

La figura 4 muestra las variaciones de las posiciones angulares de las distintas articulaciones (C-cadera, R-rodilla y T-tobillo) para personas sanas (figura 4a) y amputados transfemorales (figura 4b) en el plano sagital. Los resultados para la marcha en personas sanas muestran correspondencia con los reportados por la literatura<sup>3,4,5</sup> lo que representa una validación de la confiabilidad de la instalación. Existen sin embargo grandes variaciones en la marcha del amputado que influyen en la normalidad de los movimientos y en el bienestar del paciente. Los pacientes con diseños protésicos que incluían tobillos articulados, mostraron de igual manera grandes variaciones respecto a la marcha normal. Esto puede estar relacionado con la movilidad del diseño o con un fenómeno conocido como desviaciones o asimetría de la marcha.<sup>3,6,7,8</sup>

Las posiciones angulares de la cadera en el amputado para la fase de apoyo (60% ciclo de marcha) se mantienen relativamente sin gran variación y en el punto de despegue del pie existe variación significativa. Al compararlo con la pierna sana, se muestra como este ángulo debe ir variando gradualmente lo que disminuiría las causas de posibles lesiones en esta articulación. Este fenómeno fue observado en la marcha del amputado con una elevación de la cadera a la hora de realizar el despegue del pie, provocando cojera en la marcha.

En la rodilla se muestra claramente que falta en la marcha de la pierna amputada la variación angular que debe tener esta articulación en la fase de apoyo. Esto puede producirse por diferentes causas, una de ellas puede ser porque el amputado necesita compensar las dificultades de la cadera y el tobillo con el movimiento de la rodilla y es por eso que la pierna entra con un ángulo casi recto al piso, todo lo cual puede estar condicionado por lo que se explicó anteriormente relacionado con la elevación de la cadera y la falta de articulación del tobillo, todo lo cual puede tener implicaciones clínicas y conducir a la aparición de diferentes patologías.<sup>9,10</sup>

### Aplicación del análisis dinámico inverso y el método de EF. Análisis de tensiones

La tabla II muestra los principales parámetros antropométricos de los pacientes utilizados como muestra. Como parte del estudio se pesaron las prótesis de cada uno de los amputados y cuyos resultados en valores promedios fueron para los

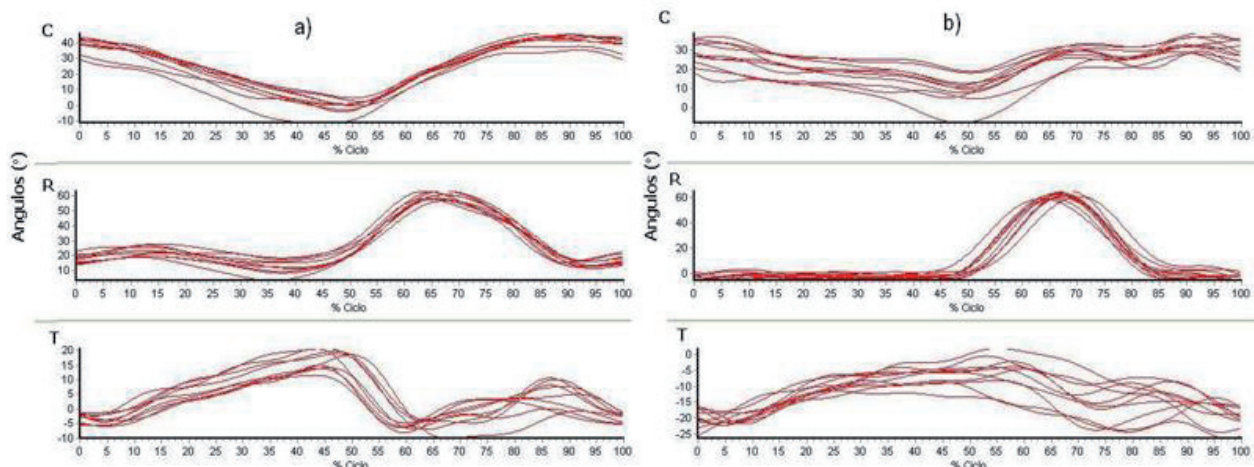


Fig. 4. Gráficos comparativos de la marcha obtenidos en el laboratorio de Videografía CBM. a) Paciente sano, b) Amputado.

Tabla II. Datos de los pacientes. Peso (P) de segmentos de la extremidad inferior calculadas según ecuaciones de regresión. [Amputado de pierna I- izquierda, D- derecha].

Muestras	Edad (años)	Talla (m)	Peso (kg)	P[pierna] (kg)	P[muslo] (kg)	P[pie] (kg)	Lp (m)
I1	43	1.65	66	2.791	7.70	0.884	0.427
D2	58	1.68	70	2.972	7.2832	0.936	0.434
D3	49	1.75	70	3.057	9.2988	0.988	0.453
D4	48	1.6	68	2.803	10.75	0.863	0.414
D5	67	1.72	69	2.984	7.2692	0.958	0.445
I6	34	1.65	71	2.972	9.1208	0.922	0.427
I7	44	1.58	72	2.923	8.9607	0.879	0.409
D8	70	1.6	56	2.369	7.7358	0.770	0.414
D9	50	1.57	54	2.260	7.4021	0.733	0.406
D10	48	1.61	67	2.779	9.3588	0.862	0.416
I11	46	1.75	76	3.274	10.8673	1.034	0.453
D12	33	1.62	53	2.285	7.3243	0.762	0.419
D13	35	1.66	65	2.767	9.1347	0.883	0.429
I14	37	1.65	64	2.719	8.9747	0.868	0.427
D15	60	1.7	66	2.852	9.3358	0.920	0.440
Promedios				2.79	8.77	0.88	0.43

amputados transfemoral de 4.5 kg. Si se consideran los estudios de V. Zatsiorski y Seluyanov,<sup>11</sup> que establecen por aproximación el peso de la prótesis sobre la base de considerar ecuaciones desarrolladas por los autores para muslo, pierna y pie considerando el peso y talla del paciente, los valores obtenidos son inferiores, lo que evidentemente introduce alteraciones en la marcha y el consumo energético del paciente.<sup>12-14</sup>

La longitud del paso es calculada en dependencia de la talla del individuo. Este cálculo depende de la velocidad al caminar ( $v=1.35$  m/s) y considerando que el tobillo presenta un ángulo aproximado de  $90^\circ$  con la canilla de la prótesis se puede calcular el ángulo de contacto del pie como ( $\varphi=\arcsen(L_p/2b)$ ), donde  $b$  es la longitud de la canilla. La longitud del paso promedio ( $L_p$ ) para cada uno de los pacientes fue obtenida con el software HU-MAN.

Bajo estas condiciones el ángulo de entrada del pie para los diferentes pacientes debió oscilar entre  $11^\circ$  y  $15^\circ$ ; sin embargo con el estudio videográfico (HU-MAN) se mostró un valor promedio de  $6.6^\circ$ . Este resultado permite concluir que existe una tendencia por los amputados a entrar el pie lo más recto posible

al suelo, lo que puede atribuirse a diversas causas como: tiempo de manejo de la prótesis, molestias en el muñón, peso de la prótesis, falta de suficiente articulación en el tobillo u otros rasgos característicos de la marcha de cada persona.

Con estos resultados y aplicando relaciones empíricas propuestas por Winter,<sup>15</sup> Wu<sup>16</sup> y Forsell,<sup>17</sup> se estimó la aceleración angular ( $\alpha$ ), aceleración lineal ( $a_x$ ), radio de giro ( $k$ ) y la reacción del suelo  $R_s = (1 \div 1.13) \times \text{Peso}$ .

Las máximas fuerzas que actúan en las articulaciones cuando contacta el talón se calcularon mediante Análisis Dinámico Inverso. Estas fuerzas resultaron máximas en la componente vertical, así,  $T=1,051$  N (reacción en la articulación del tobillo) y  $R=1,020$  N (en la articulación de la rodilla), para un paciente con  $P=82$  Kg.

Estas condiciones de contorno permiten la evaluación del estado tensional en la prótesis. En la figura 5 se muestra la distribución de tensiones para el tobillo fijo (figura 5a) y el articulado (figura 5b).

Para la mejor caracterización del contacto que surge en la unión buje- pasador se calculó el área nominal ( $A_n=d*b=117.8\text{mm}^2$ ), por las conocidas expresiones de Hertz para el cálculo de las deformaciones en las capas superficiales en superficies cilíndricas interiores. La carga normal aplicada en la unión fue  $R=1,020$  N, lo que equivale a una presión normal  $p_n=8.65$  MPa. Después de

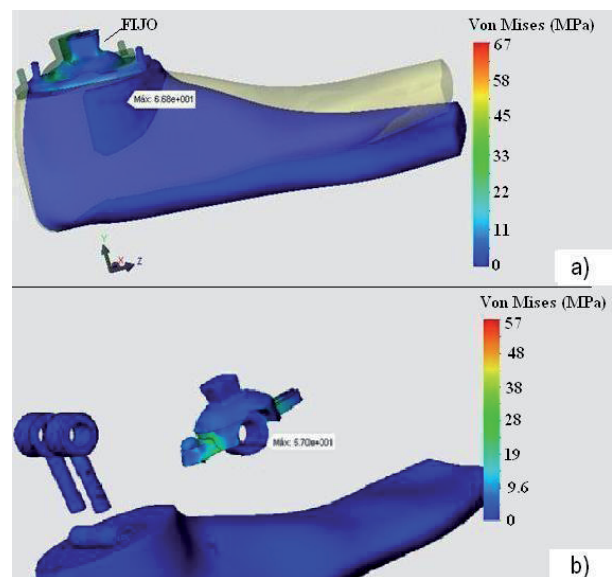


Fig. 5. Análisis EF del Tobillo. (a) Fijo (b) Articulado.

definido el ángulo de contacto [ $\rho = 0.256 \text{ rad} \approx 15^\circ$ ] y el área nominal de contacto se procede al análisis por EF como se muestran en la figura 6.

Al colocar la carga de 1,020 N en el área descrita por el ángulo de contacto de  $30^\circ$  calculado por Hertz se obtienen los siguientes resultados de resistencia mecánica según la teoría de Von Mises (figura 6). En este análisis se obtiene según este criterio que el esfuerzo máximo que surge en la unión tiene un valor de 100 Mpa.

Considerando tales resultados y los coeficientes de seguridad se puede concluir que desde el punto de

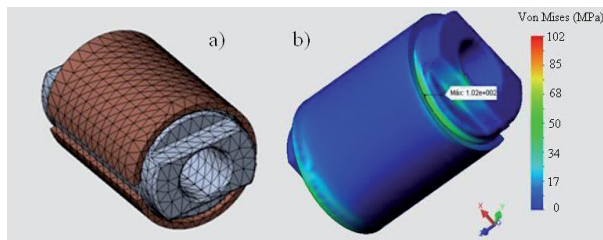


Fig. 6. (a) Mallado de la unión buje- pasador. (b) Máximas tensiones de Von Mises en el par.

vista de resistencia mecánica, en los elementos de la unión no se produce fallo alguno por este concepto, lo cual concuerda con el comportamiento real que tienen estas piezas de la rodilla protésica.

### Método de cero desgaste para la unión buje-pasador

La aplicación del método persigue obtener una valoración aproximada sobre el desgaste del buje en el par tribológico buje-pasador, que constituye la principal limitante de la durabilidad de la rodilla, producto del incremento del juego como consecuencia del desgaste. Los cálculos se realizaron considerando que el paciente camina 2 Km. al día, con una longitud del paso promedio ( $L_p$ ) = 0.43m, lo que equivale a un total de 9,767 oscilaciones al día. Asumiendo un comportamiento estable, en un año se obtendrá un número total de pases de oscilación entre el buje y el pasador igual a  $N=3,576,279$ .

Analizando el desgaste para la condición de fricción seca ( $f=0.47$ ), con un valor de la fracción  $\gamma=0.20$  para la combinación: pasador [Acero AISI 321 ( $H_M=224$  y  $\tau_Y=280$  MPa.)] y buje [Bronce SAE 65 ( $H_M=166$  y  $\tau_Y=189$  MPa)]. Haciendo cumplir la desigualdad de la ecuación (1) se obtiene que:

Para el buje:  $\tau_{MAX} = 18.7 \text{ Mpa} \leq$

$$\left( \frac{2 \times 10^3}{3576279} \right)^{0,111} \times 0.20 \times 189 = 16.46 \text{ MPa.}$$

No se cumple la desigualdad establecida para el buje y por lo tanto se producirá un desgaste adhesivo severo o sea transferencia de material.

Para el pasador:  $\tau_{MAX} = 18.7 \text{ Mpa} \leq$

$$\left( \frac{2 \times 10^3}{3576279} \right)^{0,111} \times 0.20 \times 280 = 24.39 \text{ MPa.}$$

Se cumple la desigualdad establecida por lo que el pasador prácticamente no tiene desgaste para este tiempo de explotación y el material seleccionado es adecuado.

Se desea saber entonces qué tiempo es el que está el buje en desgaste cero, es decir, produciéndose a nivel de rugosidades superficiales. Entonces:

Para buje (2 meses:  $N=586,020$ ):  $\tau_{MAX} = 18.7 \text{ Mpa} \leq$

$$\left( \frac{2 \times 10^3}{586020} \right)^{0,111} \times 0.20 \times 189 = 20.12 \text{ MPa.}$$

Esto significa que al cabo de aproximadamente 2 meses de explotación se produce el desgaste a nivel de rugosidades, momento a partir del cual comenzará un período de desgaste adhesivo más severo. Aun cuando sería necesario determinar a partir de este instante la durabilidad definitiva del buje este comportamiento preliminarmente corrobora que con esta combinación de materiales (fricción seca) y condiciones de explotación la rodilla protésica empleada por un paciente de 82 kg de peso tenga un desgaste admisible al término de 3-5 meses, tal aseveración sin embargo, requiere de una comprobación experimental.

Considerando el par lubricado:  $f = 0.14$  y  $\gamma = 0.20$   $\tau_{MAX} = 13.47 \text{ MPa}$ . Por lo que la desigualdad se cumple para la lubricación límite con grasa para un número de ciclos correspondientes a un año de explotación, que se corresponde con lo establecido con la garantía brindada por el fabricante. Así pues se puede establecer que con el empleo de la lubricación, el desgaste del buje se producirá a nivel de asperezas superficiales en el término de un año, a partir del cual comenzará el desgaste establecido de trabajo seguido de un desgaste adhesivo severo.

## Ensayo de desgaste oscilante

Para la fricción seca (figura 7) el desgaste lineal del buje en la corrida No. 13 ( $t= 52$  horas),  $Wh = 9.54 \mu\text{m}$ , lo que significa que al cabo de este tiempo el desgaste corresponde en magnitud a la altura máxima de las asperezas superficiales ( $R_{\text{max}} = 10 \mu\text{m}$ ). De acuerdo a la modelación realizada para el ensayo acelerado, este tiempo corresponde a una explotación real de aproximadamente 2 meses. Tal resultado guarda correspondencia con el obtenido al aplicar el método teórico. Para el caso de la fricción lubricada (figura 7), utilizando el mismo procedimiento se obtiene que durante el tiempo total, el desgaste lineal (buje)  $Wh = 2.89 \mu\text{m}$ , lo cual justifica que con el empleo de la lubricación es posible limitar el desgaste a las asperezas superficiales y prolongar la vida útil del buje. La figura 7 también permite afirmar que el pasador experimenta un desgaste cuya magnitud para el número de ciclos correspondientes a un año se encuentra confinado a valores inferiores a la altura máxima de las irregularidades ( $R_{\text{max}} = 6.15 \mu\text{m}$ ).

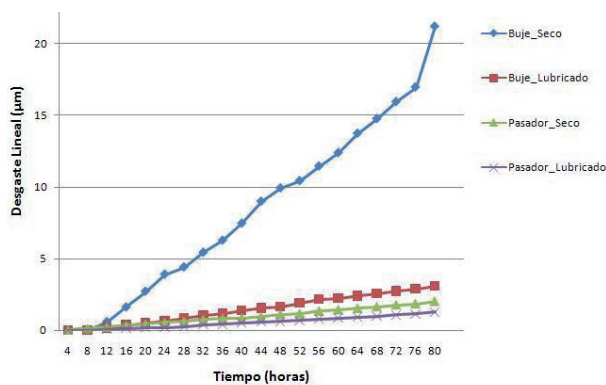


Fig. 7. Desgaste lineal de las piezas buje y pasador.

## CONCLUSIÓN

En este trabajo de investigación se integran diferentes métodos de análisis para la evaluación de la funcionalidad y resistencia mecánica para prótesis transfemorales. Los análisis de movimiento practicados a los amputados, mostraron la directa relación entre los diseños mecánicos de las prótesis y calidad de la marcha e influyen negativamente en el bienestar de los pacientes, lo cual puede observarse en la insuficiente articulación del tobillo, su relación con el grado de hiperextensión de la rodilla y la anormal elevación de la cadera. Estos problemas de



diseños llevan al incremento del régimen de carga en las articulaciones, las cuales son transferidas a las piezas que conforman los pares de fricción. En este sentido, se demuestra la necesidad de integrar en la evaluación del diseño protésico de los pares articulados, además de la caracterización cinemática y los criterios tradicionales de resistencia mecánica, otros más específicos, como es el caso del método del Cero Desgaste, estableciendo de esta forma criterios de funcionalidad en el diseño como la selección de los materiales del par tribológico y el régimen de lubricación, de gran influencia en la durabilidad de los elementos. Tal aseveración se confirmó con la comprobación experimental del desgaste del par- buje pasador. Todos estos argumentos justifican en nuestra opinión la necesidad del análisis integrado para el diseño de prótesis ortopédicas transfemorales.

## REFERENCIAS

1. M. Günther, V.A. Sholukha, D. Kessler, K. Schneider, V. Wank, R. Blickhan. Dealing with skin motion and wobbling masses in inverse dynamics. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, Vol. 3, No. 3-4 (2003), 309-335.
2. Bayer, R.G.; Ku, T. *Handbook of analytical design for wear*. Plenum Press. New York, 1967.
3. Sutherland, Jeffrey L. Case Study Forum: Gait Comparison of Two Prosthetic Knee Units. *Journal of Prosthesis & Orthosis*, 1997, Vol. 9, Num. 4, p 168-173.
4. Ayyappa, Edmond. Normal Human Locomotion, Part 2: Motion, Ground Reaction Force and Muscle Activity. *Journal of Prosthesis & Orthosis*, 1997, Vol. 9, Num. 2, p 42-57.

5. Sánchez-Lacuesta, Javier y Prat, Jaime. Biomecánica de la Marcha Humana Normal y Patológica. Instituto de Biomecánica de Valencia. Generalitat Valencia. 1993.
6. Harmen van der Linde. A systematic literature review of the effect of different prosthetic components on human functioning with a lower-limb prótesis. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, Volume 41, Number 4, Pages 555–570, July/August 2004.
7. T. Kretschmer, R. Ellegast. Conceptual model for comparative studies of prosthetic devices in the lower limb with an ambulatory system for monitoring for hip and knee joint angles. *Proceeding of Biomechanics of the Lower Limb in Health Disease and Rehabilitation Congress*, Salford, September 2003.
8. Sutherland, Jeffrey. Design Principles, Biomechanical Data and Clinical Experience with a Polycentric Knee Offering Controlled Stance Phase Knee Flexion: A Preliminary Report. *Journal of Prosthesis & Orthosis*, 1997, Vol. 9, Num. 1, p 18-24.
9. Felix E. Zajac; Richard R. Neptune. Biomechanics and muscle coordination of human walking Part II: Lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait and Posture* 17 (2003) 1-/17.
10. Jennifer L. McGinley, Richard Baker. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait Posture* (2008), doi:10.1016/j.gaitpost.2008.09.003.
11. Zatsiorski, V. et al. *Biomecánica del Ejercicio Físico*. Editorial Pueblo y Educación. ISBN 5-05-001279-I, 1988.
12. Justus F. Lehmann, MD, Robert Price, Mass and Mass Distribution of Below-Knee Prostheses: Effect on Gait Efficacy and Self-Selected Walking Speed. *Arch Phys Med Rehabil* Vol79, February 1998.
13. Todd D. Royer; Philip E. Martin. Manipulations of Leg Mass and Moment of Inertia: Effects on Energy Cost of Walking. *MEDICINE & SCIENCE IN SPORTS & EXERCISE*. DOI: 10.1249/2001.MSS.0000159007.56083.96.
14. Scott A. Foerster; Anita M. Bagley. The prediction of metabolic energy expenditure during gait from mechanical energy of the limb: A preliminary study. *Journal of Rehabilitation Research and Development* Vol. 32 No. 2, May 1995, P 128-134.
15. Winter DA. Biomechanics of human movement with applications to the study of human locomotion. *Crit Rev Biomed Eng*. 1984; 9, p 287 -/314.
16. Wu, G. Dynamic estimation of human joint loading during locomotion, 1991.
17. Caroline Forsell; Kjartan, Halvorsen. A method for determining minimal sets of markers for three estimation of center of mass, linear and angular momentum. *Journal of Biomechanics* (2008), doi:10.1016/j.jbiomech.2008.10.029.

**Ingenierías**  
**en línea**  
<http://ingenierias.uanl.mx>

Ingenierías  
Ingenierías  
Ingenierías  
Ingenierías