

Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica

Volumen
Volume 24

Número
Number 1

Marzo
March 2003

Artículo:

Análisis de una prótesis no convencional
bloqueada para cadera mediante el método
del elemento finito

Derechos reservados, Copyright © 2003:
Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica, AC

Otras secciones de
este sitio:

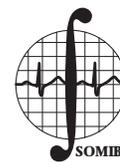
- 👉 Índice de este número
- 👉 Más revistas
- 👉 Búsqueda

*Others sections in
this web site:*

- 👉 *Contents of this number*
- 👉 *More journals*
- 👉 *Search*



Medigraphic.com



Análisis de una prótesis no convencional bloqueada para cadera mediante el método del elemento finito

D. en C. Víctor Manuel Domínguez-Hernández,* M. en C. Manuel Faraón Carbajal Romero,** Dr. Genaro Rico Martínez,* D. en C. Guillermo Urriolagoitia Calderón**

* Centro Nacional de Rehabilitación-Ortopedia.

** Sección de Estudios de Posgrado e Investigación ESIME, IPN.

Correspondencia:

D. en C. Víctor Manuel Domínguez-Hernández
Calz. México-Xochimilco 289
Col. Arenal de Guadalupe
C.P. 14289 México, D.F.
Teléfono: (55) 5999 1000 Ext. 16167
Fax: (55) 5999 1000 Ext. 16167
E-mail: vdominguez@cnr.gob.mx

RESUMEN

Se desarrolló un modelo tridimensional del método del elemento finito del sistema hueso-prótesis no convencional. Este implante se emplea para tratar tumores del tercio proximal del fémur, siendo la inestabilidad su principal desventaja. La geometría del fémur se estableció con sesenta cortes tomográficos, empleando el *software* Ansys versión 5.7. Posteriormente, se integró un modelo hueso-prótesis con 19895 elementos y 32154 nodos. Se estudiaron cuatro casos, en los primeros tres se consideró sólo la reacción de la cadera y se ubicó el perno proximal a 50, 25 y 75 mm del sitio de la osteotomía. Para todos los casos, el perno distal se colocó a 25 mm del proximal. Un cuarto caso consideró adicionalmente la acción del abductor mayor, con el perno proximal a 50 mm. Se encontró que entre más cerca se encuentren los pernos, los esfuerzos se incrementan. El caso 4 presentó los mejores resultados, seguido de 1, 2 y 3. Como la práctica actual no permite unir el abductor mayor al implante, el caso 1 es la mejor opción, no obstante, es promisorio dirigir esfuerzos de investigación para restablecer la palanca abductora y mejorar aún más la estabilidad del implante.

Palabras clave:

Prótesis no convencional para cadera, biomecánica, elemento finito.

ABSTRACT

A finite element model of a coupled bone-non-conventional prosthesis system was developed. The implant is mainly employed in the treatment of tumors that affect the proximal end of the femur, being instability the main disadvantage of this implant. The geometry of the femur was established by means of sixty tomographic scans using Ansys software, version 5.7. Afterwards, a bone-prosthesis model was integrated with 19895 elements and 34154 nodal points. We examined four cases, in the first three cases only hip joint reaction force was considered and a proximal pin was placed at 50, 25 and 75 mm from the osteotomy site. A distal pin was placed 25 mm from the proximal in all cases. A fourth case considered additionally abductor muscle force, with the proximal pin placed at 50 mm. We found that as pins approach the osteotomy site, stresses induced within pins are increased in the same rate. The fourth case presented the best results, followed by case 1, 2 and 3. Since current practice do not per-

mit to attach abductor muscle directly to the implant, case 1 is the best option, however, our results encourage research directed to restore abductor lever and improve implant stability.

Key words:

Non-conventional hip prosthesis, Biomechanics, Finite Element.

INTRODUCCIÓN

Las prótesis no convencionales para cadera se emplean para reconstruir la porción proximal del fémur cuando existen grandes pérdidas óseas. En tales casos, se pierden estructuras que sirven de anclaje a grupos musculares, las cuales estabilizan y le dan movilidad a esta articulación; en consecuencia, la biomecánica de esta región se ve alterada significativamente.

El primer reemplazo del tercio proximal del fémur se llevó a cabo en 1943¹. Los autores emplearon un implante fabricado con una aleación de cobalto-cromo-molibdeno, posterior a la resección de un tumor recurrente de células gigantes. El siguiente paciente que fue sometido a este tipo de cirugía lo reportó Bingold, en 1972². La cirugía se llevó a cabo en 1951, con un seguimiento de 18 años. La mujer que fue intervenida quirúrgicamente caminaba distancias cortas sin apoyo y requería de bastón para distancias mayores. Presentaba marcha con signo de Trendelenburg, el cual se caracteriza por claudicación del miembro pélvico por falta de estabilidad en la cadera. A pesar de que han habido avances tecnológicos muy importantes desde entonces, el promedio de los pacientes que se someten a reemplazos de este tipo presentan una evolución similar a la paciente de Bingold^{3,4}.

Los objetivos de este tipo de cirugía son disminuir el dolor y restablecer la función^{5,6}, lo que redundará en una mejor calidad de vida. Cuando se presentan tumores de alto grado de malignidad del tercio proximal del fémur, existen dos alternativas: la amputación y las técnicas para salvar el miembro, que incluyen, entre otras, el empleo de prótesis no convencionales, también llamadas megaprótesis.

Las ventajas principales de esta técnica de reconstrucción es que permite reducir el dolor y tener un retorno rápido a la función máxima del miembro afectado, ya que el implante proporciona estabilidad inmediata y no depende de factores que tengan que ver con la consolidación ósea⁷, como es el caso de los sistemas de recons-

trucción basados en injertos homólogos de hueso de cadáver y prótesis convencionales de vástago largo⁸.

La complicación más frecuente es la dislocación de la prótesis, con un rango que varía entre 5 a 21% de los casos, según diferentes autores^{3,4,9,10}. Estos datos representan el doble de los reportados para las prótesis convencionales de cadera. Los altos índices de dislocación se relacionan con la debilidad de los músculos abductores^{6,7,11}, entre otras posibles causas.

Las solicitaciones más demandantes durante la marcha se presentan en la fase de apoyo medio, esto es cuando un solo miembro pélvico sostiene el peso del cuerpo. En esta situación la estabilidad de la cadera depende en gran parte de la palanca abductora (Figura 1). El glúteo medio (M), o abductor mayor, actúa para equilibrar el peso del cuerpo (P).

Se han empleado diferentes estrategias para restablecer la estabilidad de la cadera. Algunas prótesis no convencionales poseen medios para fijar directamente los ligamentos del glúteo medio, al cuerpo de la prótesis con el propósito de preservar al máximo la función del músculo⁹. No

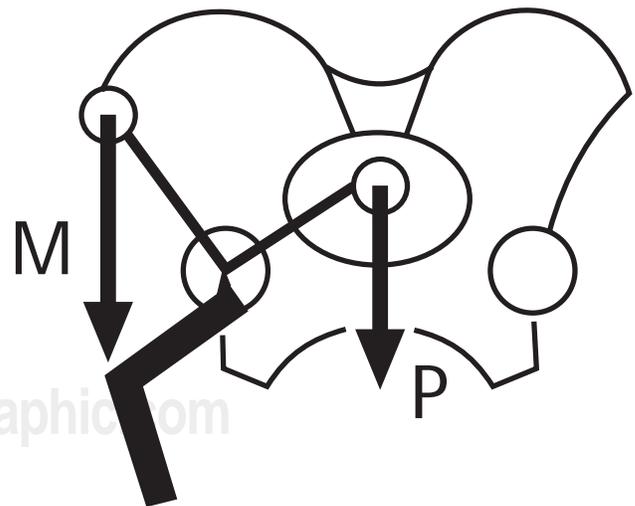


Figura 1. Palanca abductora. M es el glúteo medio y P es el peso corporal.

obstante, se ha comprobado¹⁰ que esta práctica no es correcta, en virtud de que los tendones sufren necrosis cuando se fijan directamente a un cuerpo metálico.

La práctica más aceptada actualmente consiste en suturar los tendones de los músculos glúteo medio, glúteo mayor y psoas-iliaco, con el vasto lateral, de tal modo que se tenga aposición de los músculos antes mencionados. A esta técnica se le conoce como miodesis (Figura 2).

Se ha desarrollado un modelo de prótesis no convencional para cadera en nuestro país, la cual ha sido probada en un número reducido de pacientes¹². El implante se fabrica en acero inoxidable 316 LVM grado médico. Posee un vástago largo, el cual se complementa con espaciadores de diferentes medidas. Esta prótesis no posee medios para anclar los músculos abductores de la cadera, por lo que se opta por la miodesis. El empleo de pernos bloqueadores hacen único este sistema, ya que en otros diseños disponibles comercialmente se emplean vástagos intramedulares cementados, o bien con cubierta porosa. Los pernos restringen los movimientos tanto axiales como rotacionales del clavo respecto del hueso.

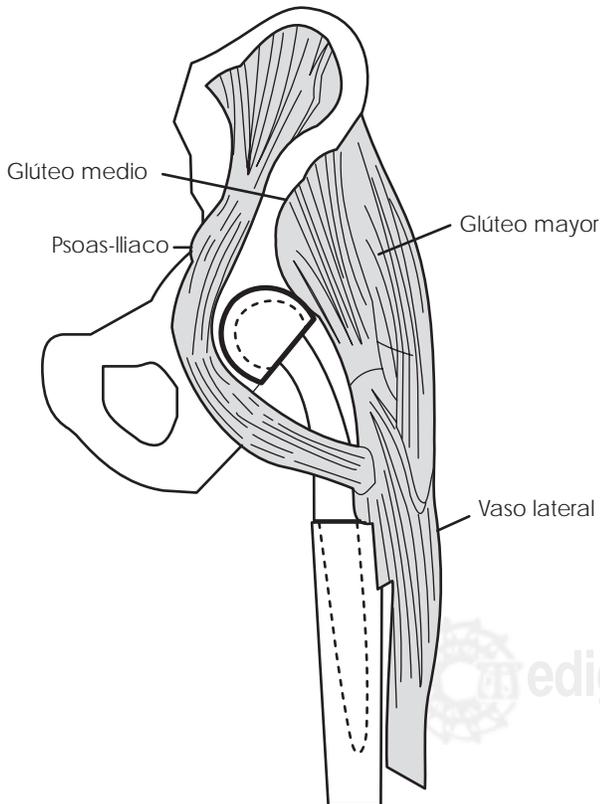


Figura 2. Miodesis de los músculos de la cadera.

Un estudio clínico reveló que de diez pacientes tratados con la prótesis, sólo hubo una ruptura del vástago del implante por mala técnica quirúrgica y un problema neurológico por daño al nervio ciático¹².

Existe la noción general que la ubicación de los pernos respecto del sitio de la osteotomía juega un papel muy importante en la estabilidad del sistema. El objetivo de este trabajo es determinar el desempeño biomecánico del implante variando la ubicación de los pernos bloqueadores respecto del sitio de la osteotomía, así como analizar el papel que juega el restablecer la palanca abductora en la estabilidad del implante.

MÉTODOS

En un trabajo previo¹³, se desarrolló un modelo tridimensional de un fémur, empleando para ello el método del elemento finito.

A partir de un prototipo de prótesis no convencional con espaciador fijo, se tomaron sus dimensiones y se construyó un modelo de elementos finitos del implante, por medio del paquete *Ansys ResearchFS* versión 5.7 (*Ansys Inc.*), el cual se ejecuta en una estación de trabajo *Indigo2 Extreme System* (*Silicon Graphics Inc.*)

Se integraron ambos modelos, para lo cual se eliminó la porción proximal del fémur y se insertó el modelo de la prótesis. De igual forma, se desarrollaron los modelos de elementos finitos correspondientes a los pernos bloqueantes y fueron insertados al sistema hueso-prótesis. Se emplearon elementos tipo Solid92 (tetraedros de 10 nodos) tanto para el hueso, como para el implante.

El fémur posee dos tipos de hueso, el cortical y el esponjoso. El hueso esponjoso es de menor densidad y rigidez que el cortical y se encuentra en la cabeza femoral. Al eliminar la porción superior del fémur, el hueso esponjoso se elimina y sólo queda el hueso cortical. El hueso cortical se considera transversalmente isotrópico. Su módulo de elasticidad en el eje diafisario (longitudinal) es de 17 GPa, y en los ejes transversales es de 11.5 GPa. Su relación de Poisson es de 0.33.

Todos los puntos del extremo distal del hueso se consideran como fijamente empotrados. Se ubicó del vástago de la prótesis dentro del canal medular siguiendo las indicaciones de un cirujano con experiencia en la colocación de este tipo de implante.

El modelo desarrollado consta de 19,895 elementos, 32,154 nodos, *wavefront* de 2,423.6 y 111,573 grados de libertad.

Se consideraron dos casos de carga:

- A. Una sola carga aplicada al extremo superior de la prótesis, la cual representa el apoyo de la articulación de la cadera, con un valor de 2 997 N.
- B. Dos cargas: la primera idéntica al inciso A; la segunda se aplica a un costado de la prótesis simulando la acción del glúteo medio, con un valor de 1,237 N.

La Figura 3 muestra un esquema de las dos cargas descritas, cuyos valores fueron tomados de estudios publicados previamente¹⁴. El caso A plantea un escenario en el cual el abductor mayor pierde completamente su capacidad para estabilizar la cadera, en tanto que el caso B representa una situación en la cual la palanca abductora funciona normalmente.

Adicionalmente, se analizaron tres distintas posiciones de los pernos respecto del sitio del corte, tal como se muestra en la Figura 4. En 4a la distancia del perno proximal al sitio de la osteotomía es de 50 mm, para 4b es de 25 mm; por último, para 4c es de 75 mm. En todos los casos la distancia entre pernos es de 25 mm. El Cuadro 1 resume los casos planteados para su estudio.

RESULTADOS

Las Figuras 5 y 6 muestran los desplazamientos en los sistemas hueso-prótesis para los cuatro casos analizados. La Figura 5 muestra proyecciones antero-posteriores (A-P), en tanto que en la Figura 6 se observa la vista medial-lateral (M-L) de cada uno de los casos bajo estudio. En ambas figuras las líneas punteadas muestran la posición antes de aplicar la carga, en tanto que la figura sólida muestra los elementos finitos deformados. Los desplazamientos fueron magnificados tres veces con el objeto que sean más evidentes las diferencias existentes en los casos estudiados.

Los máximos desplazamientos se localizaron en el extremo proximal del fémur, esto se debe a que el extremo distal del modelo del sistema hueso-prótesis se consideró fijo.

Los desplazamientos en la proyección A-P son muy similares para los casos 1 y 2, y se incrementan ligeramente para el caso 3. Por su parte, el caso 4 muestra los menores desplazamientos en A-P de todos los casos estudiados (Figura 5). En la proyección M-L, los casos 2 y 3 presentan desplazamientos similares, las cuales se incrementan para el caso 1, en tanto que el caso 4 nuevamente presenta los desplazamientos menores.

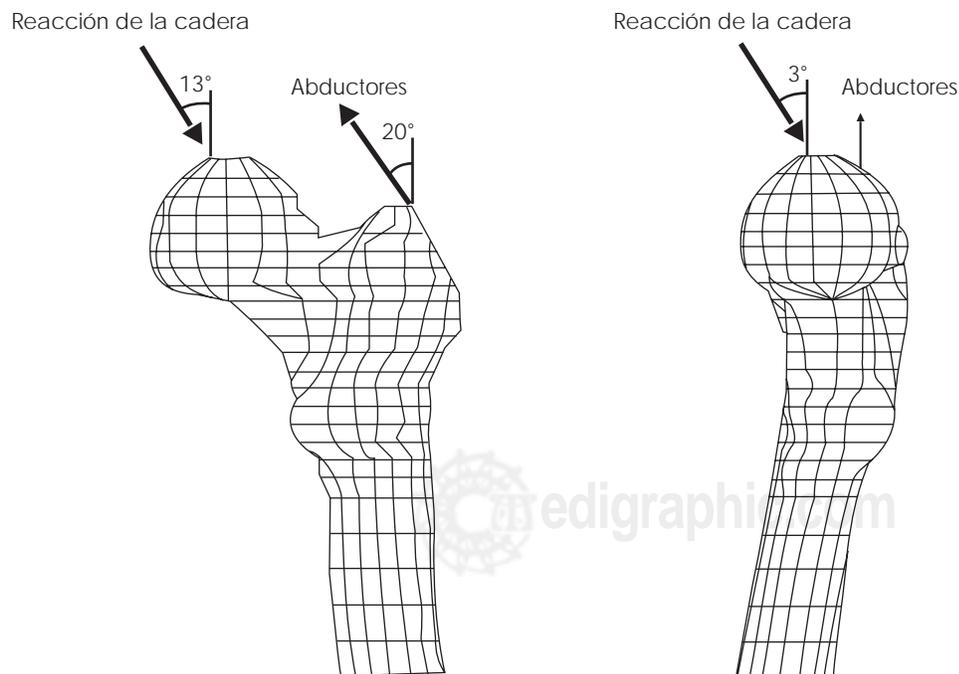


Figura 3. Condiciones de carga consideradas en el estudio.

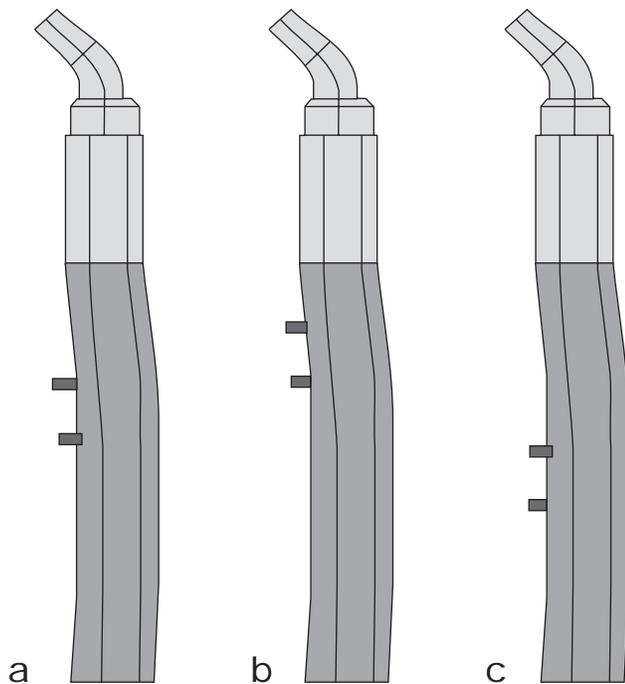


Figura 4. Ubicaciones de los pernos bloqueadores en los sistemas hueso-prótesis estudiadas. A). 50 mm del perno proximal al sitio de la osteotomía. B) 25 mm. C) 75 mm.

Cuadro 1. Casos analizados.

Caso	Posición del perno proximal (mm)	Carga aplicada
1	50	Reacción de la cadera
2	25	Reacción de la cadera
3	75	Reacción de la cadera
4	50	Reacción de la cadera y abductor mayor

En el Cuadro 2 se comparan los esfuerzos de von Mises y los desplazamientos obtenidos para los cuatro casos con respecto al hueso intacto. Tanto los desplazamientos, como los esfuerzos de von Mises son menores para el hueso intacto que para los cuatro casos.

Los esfuerzos máximos de von Mises para los pernos bloqueadores se muestran en el Cuadro 3. Como se puede apreciar, en cada uno de los casos, los esfuerzos para los pernos proximales son mayores que los correspondientes a los pernos distales. Los valores menores de esfuerzo se encontraron para el caso 3, seguido del caso 4, el caso 1, y por último, el caso 2.

DISCUSIÓN

Cuando se requiere reconstruir el tercio proximal del fémur, los dos métodos más comunes son los sistemas aloinjerto-prótesis y las prótesis no convencionales^{8,15}. Los sistemas aloinjerto-prótesis consisten de un injerto homólogo de cadáver con una prótesis del tipo convencional de vástago largo. El tendón del abductor mayor se sutura directamente al injerto, con lo cual se obtiene una gran estabilidad en la articulación.

Los sistemas aloinjerto-prótesis proporcionan un medio biológico para reconstruir las estructuras óseas cuando se presentan pérdidas óseas, al mismo tiempo que permiten restablecer la palanca abductora. No obstante, la técnica de colocación es complicada y el éxito de la intervención depende de los eventos biológicos relativos a la integración del injerto al huésped. Por otra parte, las prótesis no convencionales presentan una técnica más simple para su implantación, permiten una rehabilitación más rápida, y evitan la transmisión de enfermedades asociadas al empleo de materiales biológicos. La principal preocupación con respecto a las prótesis no convencionales es su falta de estabilidad¹⁵, la cual es la responsable del patrón de marcha alterado, así como una de las principales causas de aflojamiento aséptico del implante.

Las mejoras que se hagan en términos de estabilidad mejorará el desempeño biomecánico de las prótesis no convencionales, y de este modo, mejorará la longevidad del implante. El mejor arreglo es aquel que le confiere al sistema la mayor estabilidad.

a) Casos 1 al 3

Con respecto a los casos donde se aplicó la carga A (Casos 1 al 3), es claro que los mejores resultados en términos de desplazamiento se obtuvieron al colocar los pernos a 50 mm del sitio de la osteotomía. El arreglo que proporciona menor desplazamiento, y por ende mayor estabilidad, es el caso 1, seguido del 2, y por último el 3.

En términos de esfuerzos de von Mises, los menores esfuerzos corresponden al caso 3, tanto en el hueso como en los pernos distales. El caso 2 es el que muestra los mayores esfuerzos en los pernos. Por lo anterior, es claro que existe una relación entre la localización de los pernos y los esfuerzos de von Mises. En la medida que el perno se aproxime al sitio de la osteotomía los esfuerzos aumentarán.

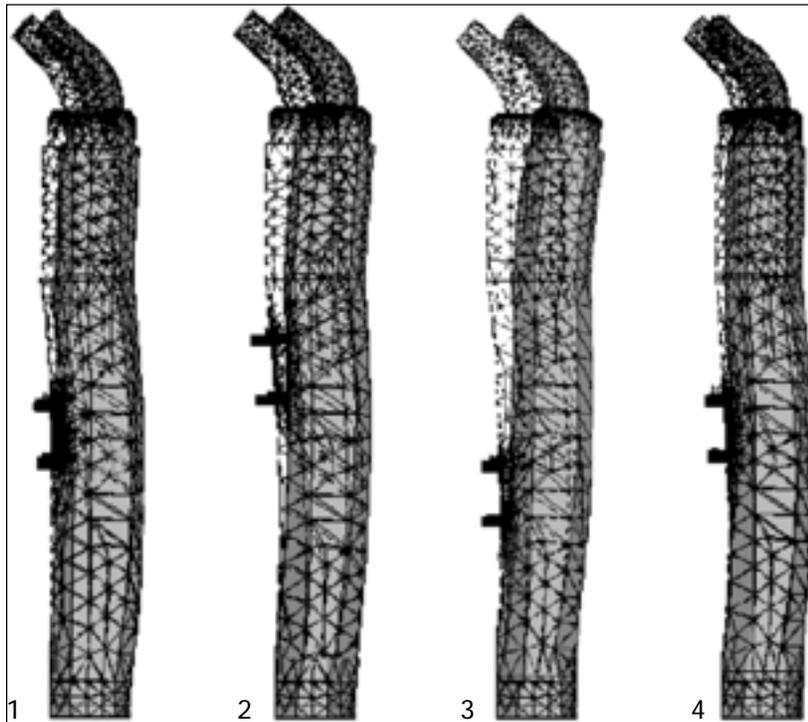


Figura 5. Desplazamientos en la proyección A-P para los cuatro casos estudiados.

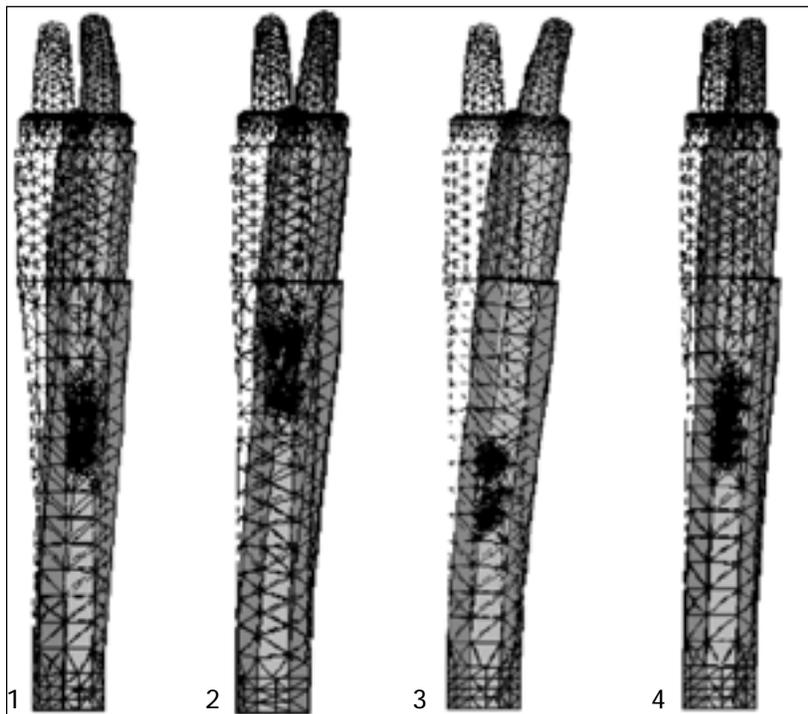


Figura 6. Desplazamientos en la proyección M-L para los cuatro casos bajo estudio.

b) Casos 1 y 4

Para analizar los efectos de restablecer la palanca abductora, se comparan los casos 1 y 4. Ambos casos tienen los pernos ubicados en la mis-

ma posición; no obstante, en el caso 4 se consideraron dos fuerzas, la acción del abductor mayor y la reacción de la cadera, mientras que en el caso 1 sólo se consideró la fuerza de reacción de la cadera.

Cuadro 2. Desplazamientos y esfuerzos de von Mises para los casos analizados y el modelo del hueso intacto. Los esfuerzos se calcularon sólo para el hueso en los casos 1 a 4.

	Desplazamiento antero-posterior (mm)	Desplazamiento medial-lateral (mm)	Desplazamiento vertical (mm)	Esfuerzos de von Mises (MPa)
Fémur intacto	0.52	0.91	0.16	31.28
Caso 1	3.49	2.56	0.65	457.41
Caso 2	3.63	2.71	0.67	530.79
Caso 3	4.66	3.63	0.79	218.12
Caso 4	2.25	1.41	0.40	269.33

Cuadro 3. Esfuerzos de von Mises en los pernos bloqueadores proximal y distal.

	Esfuerzos de von Mises MPa	
	Proximal	Distal
Caso 1	515.0	451.8
Caso 2	999.0	586.8
Caso 3	213.3	104.6
Caso 4	314.9	268.9

En términos de desplazamiento se encontró una reducción del 35.4%, 45% y 38.5% en los desplazamientos A-P, M-L y vertical, lo cual significa una mejoría considerable en la estabilidad del implante. De igual forma, en términos de esfuerzo se observa una disminución de un 41.4%, 38.9% y 40.5% en los esfuerzos de von Mises para el hueso, el perno proximal y el distal, respectivamente.

Los casos 1 y 4 son situaciones extremas en términos de efectividad de la palanca abductora. Ambas situaciones son hipotéticas, en virtud que la miodesis restablece la palanca abductora en una medida que no hemos determinado, pero que no corresponde con ninguno de los dos casos. No obstante, se examinan ambas situaciones para valorar el efecto que tiene el restablecer la palanca abductora en la estabilidad del implante.

c) Casos del 1 al 4

De los cuatro casos estudiados, el caso 4 es la mejor opción ya que presenta los menores desplazamientos y esfuerzos. El caso 1 es la segunda opción. El caso 2 muestra desplazamientos ligeramente menores que el caso 1, pero, por otra parte, los esfuerzos de von Mises en los pernos son casi el doble de los correspondientes al caso 1. El caso 3 tiene los menores valores de esfuerzo en los pernos, pero, en términos de estabilidad presenta el desempeño más pobre.

CONCLUSIONES

Se encontró una clara relación entre la ubicación de los pernos bloqueadores respecto al sitio de la osteotomía y la estabilidad del implante. De igual forma se demostró que el restablecer la palanca abductora mejora considerablemente la estabilidad del sistema implante-hueso.

Debido a que la situación actual no permite unir el tendón del glúteo medio directamente a la prótesis, el caso 1 es la mejor opción. No obstante, los resultados obtenidos nos muestran que se deben realizar trabajos de investigación dirigidos a restablecer la palanca abductora, con lo cual el implante mejoraría considerablemente su desempeño biomecánico.

AGRADECIMIENTOS

Los autores expresamos nuestro agradecimiento al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por el apoyo obtenido a través del proyecto J34778-U "Aplicaciones del método del elemento finito a la biomecánica de prótesis, implantes y estructuras óseas en ortopedia y rehabilitación", sin el cual no hubiera sido posible desarrollar el presente trabajo.

BIBLIOGRAFÍA

1. Moore AT, Bohlman HR. Metal hip joint. A case report. *J Bone Joint Surg* 1943; 25A: 688.
2. Bingold AC. Prosthetic replacement of a chondrosarcoma of the upper end of the femur. Eighteen years follow-up. *J Bone Joint Surg* 1972; 54B: 139-142.
3. Johnson R, Carlsson A, Kirsch K. Function following mega total hip arthroplasty compared with total hip arthroplasty and healthy matched controls. *Clin Orthop* 1985; 192: 159-167.
4. Lewis MM, Chekofsky KM. Proximal femur replacement for neoplastic disease. *Clin Orthop* 1982; 171: 72-79.
5. Gebhart M, Maini-Varlet P, Aerens C. Functional evaluation of megaprotheses replacing the proximal femur. *Acta Othop Belg* 1993; 59, Suppl I: 47-51.

6. Malkani AL, Settecerri JJ, Sim FJ, Chao EYS, Wallrichs SL. Long term results of proximal femoral replacement for non-neoplastic disorders. *J Bone Joint Surg* 1995; 77-B(3): 351-356.
7. Johnson R, Carlsson A, Kirsch K. Function following mega total hip arthroplasty compared with total hip arthroplasty and healthy matched controls. *Clin Orthop* 1985; 192: 159-167.
8. Clarke HD, Berry DJ, Sim FH. Salvage of failed femoral megaprotheses with allograft prosthesis composites. *Clin Orthop* 1998; 356: 222-229.
9. Flores-Verdugo VM, Nájera-Castro MA, Rodríguez-Cabrera R, Bárcena-Jiménez LR. Megaprótesis del extremo proximal del fémur para el tratamiento de las lesiones tumorales, osteosíntesis fallida o ruptura del vástago femoral. Resultados radiográficos a mediano plazo en 20 casos. *Rev Mex Ortop Traum* 1994; 8(2): 65-70.
10. Veth R, Nielsen H, Oldhof J. Megaprotheses in the treatment of primary malignant and metastatic tumors in hip region. *J Surg Oncol* 1989; 40: 214-218.
11. Haentjens P, De Boeck H, Opdecam P. Proximal femoral replacement prosthesis for salvage of failed hip arthroplasty. Complication in a 2-11 follow-up study in 19 elderly patients. *Acta Orthop Scand* 1996; 67(1): 37-42.
12. Rico-Martínez G, Linares-González LM, Domínguez-Hernández VM. Prótesis tumoral no convencional bloqueada para cadera. *Rev Mex Ortop Traum* 1997; 11(6): 385-388.
13. Domínguez Hernández VM, Carbajal Romero MF, Feria Reyes CV, Urriolagoitia Calderón G, Hernández Gómez LH, Rico Martínez G, Damián Noriega Z, Lomelí Mejía PA. Biomecánica de un fémur sometido a carga. Desarrollo de un modelo tridimensional por medio del método del elemento finito. *Rev Mex Ortop Traum* 1999; 13(6): 633-638.
14. Taylor ME, Tanner KE, Freeman MAR, Yettram AL. Stress and strain distribution within the intact femur; compression of bending?. *Med Eng Phys* 1996; 18(2): 122-131.
15. Zehr RJ, Enneking WF, Scarborough MT. Allograft-Prosthesis composite *versus* megaprosthesis in proximal femoral reconstruction. *Clin Orthop* 1996; 322: 207-223.