

Efecto del espesor de la capa de cemento en el componente femoral de una prótesis de Charnley. Análisis biomecánico mediante el método del elemento finito

M. en C. Víctor Manuel Domínguez-Hernández,* Ing. Víctor Hugo Ramos Lugo,**
M. en C. César Víctor Feria Reyes,** Dr. Guillermo Urriolagoitia Calderón,** Dr. Luis Héctor Hernández Gómez**

Centro Nacional de Rehabilitación-Ortopedia. Ciudad de México

RESUMEN. Se analizan los esfuerzos y las deformaciones en el componente femoral de una prótesis de Charnley para cadera, cuando se aplican cargas fisiológicas. A partir de radiografías simples se determina la geometría bidimensional del fémur y se analiza su respuesta a cargas que corresponden a la etapa de apoyo medio de la marcha. Se emplea el Método del Elemento Finito, en particular el paquete Ansys versión 5.3 (Ansys, Inc., Houston PA, EUA). Se consideraron tres distintos materiales: hueso trabecular, hueso cortical del canal medular y hueso cortical de las zonas medial y lateral del fémur. Posteriormente se eligió el tamaño de prótesis adecuado para el hueso estudiado y se insertó en el modelo bidimensional del fémur. De igual forma, se desarrollan seis espesores de capa de cemento, los cuales varían de 1 a 6 mm. Los esfuerzos para el hueso fueron similares a los correspondientes para el fémur intacto, en tanto que los esfuerzos de menor intensidad son los preferidos cuando se trata de los materiales inertes: la prótesis y el cemento. De los espesores de la capa de cemento estudiados, el de 3 mm presenta los menores esfuerzos para la prótesis y el cemento, en tanto que el hueso trabecular es el que se asemeja en mayor grado al caso del hueso intacto. Para el hueso cortical, los resultados mejores corresponden al espesor de 4 mm. Con base en el presente estudio se recomienda emplear espesores de la capa de cemento de 3 a 4 mm.

Palabras clave: prótesis, cemento, elemento finito, biomecánica, cadera, fémur, análisis.

SUMMARY. Stress and strain fields were analyzed on femoral component of a Charnley hip prosthesis, when physiological loads were applied. Bidimensional geometry of femur was determined by plain X-rays and its behavior was studied when loads corresponding to stance phase of gait were applied. Finite element method, and Ansys version 5.3 (Ansys, Inc., Houston PA, U.S.A.) were used. During analysis, three different materials were considered: trabecular bone, cortical bone corresponding to the hollow part of bone and cortical bone corresponding to the medial and lateral cortex of femur. After that, prosthesis size was chosen to fit our modeled bone and it was inserted on bidimensional femur model. In the same fashion, six cement layer thickness are developed, varying from one to six centimeters. It is desired that stress levels in bone be similar to those found in intact femur, meanwhile lower stress levels are preferable for inert materials such prosthesis as and cement. From six different layer thickness evaluated, a three millimeters cap addresses lower stress levels between prosthesis and cement, meanwhile trabecular bone presents closest stress levels to those corresponding to intact femur. For cortical bone, best results were obtained when cement was 4 millimeters thick. Based upon the present studio we recommend cement mantle thickness between three and four millimeters.

Key words: prosthesis, cement, finite element, biomechanics, hip, femur, analysis.

* Centro Nacional de Rehabilitación-Ortopedia.

** Sección de Estudios de Postgrado e Investigación, ESIME. Instituto Politécnico Nacional.

Dirección para correspondencia:

Dr. Víctor Manuel Domínguez-Hernández. Centro Nacional de Rehabilitación-Ortopedia. José Othón de Mendizábal 195, Col. Zacatenco 07360. México, D.F. Tel: 5586-0300 Ext. 145. Tel. y Fax 5586-7643. E-mail: lbuser@cnr.gob.mx

Algunos conceptos relativos a la aplicación de las prótesis cementadas para cadera del tipo Charnley siguen siendo motivo de controversia, a pesar de que este tipo de prótesis ha sido ampliamente empleado a lo largo de las últimas décadas. Uno de estos conceptos lo constituye el espesor de la capa de cemento que se emplea para su colocación. Andriacchi y cols.¹ con base en análisis de esfuerzos sugirieron emplear el espesor del manto de cemento lo más delgado posible. Por otra parte, Blacker y Charnley² recomendaban em-

plear una capa gruesa de cemento, ya que una capa delgada se fragmentaría debido a las elevadas cargas que soporta.

Kwak y cols.¹² desarrollaron un modelo bidimensional de una prótesis cementada, por medio del método del elemento finito. El estudio analizó espesores desde 1 hasta 5 mm. Los autores encontraron que un espesor de 3 a 4 mm reduce los niveles de esfuerzo en la prótesis, por lo que es el recomendable. Existen, sin embargo, algunas limitaciones en este trabajo, como son el empleo de una sola carga y la malla de elementos finitos que es muy simple, ya que cuenta con sólo 152 elementos. La práctica más aceptada, es considerar dos cargas en los modelos de elementos finitos de las prótesis de cadera,^{3,6,8,9,13-16,18} correspondiente a la fase de apoyo medio de la marcha. Una carga representa el peso del cuerpo que se transmite a través de la articulación de la cadera y se aplica a la cabeza femoral; en tanto que la otra representa la acción abductor mayor y se aplica al trocánter mayor.

Estudios clínicos⁵ han sugerido que el espesor de la capa de cemento debe ser de 2 a 5 mm. Por su parte, otro estudio que analizó la iniciación de las grietas y su consecuente propagación⁷ proporciona evidencias de que las grietas se inician en la superficie del vástago de la prótesis y se propagan a través del manto de cemento, representando un mecanismo de aflojamiento aséptico del implante. Siguiendo esta misma línea, Kim y Mann¹¹ proponen un modelo de la mecánica de la fractura para estudiar la propagación de grietas a través del cemento para estar en condiciones de recomendar el espesor adecuado. Estos autores encontraron que capas de 1 ó 2 mm estarían sujetas a niveles de esfuerzo muy elevados, por lo que recomiendan espesores de 3 ó 4 mm.

El propósito del presente trabajo es analizar el efecto del espesor de la capa de cemento en una prótesis para cadera. Para ello, se analizan espesores desde 1 hasta 6 mm, por medio de modelos bidimensionales del método del elemento finito.

El criterio de von Mises es el que se emplea en estos modelos por ser el que mejor predice la falla del hueso.

Material y métodos

Se desarrolló un modelo bidimensional de un fémur a partir de radiografías simples tomadas al fémur izquierdo de un voluntario aparentemente sano, sin antecedentes de traumatismos severos, de 27 años, 1.74 m de estatura y 70 kg de peso. Se dividió el fémur en cuatro áreas (*Figura 1*), dos que corresponden al hueso cortical lateral y medial, una al hueso del canal medular y la otra al hueso trabecular. La razón por la cual se consideraron dos tipos de hueso cortical es que se trata de compensar el efecto que tiene la geometría tubular del fémur, lo que hace que la porción del canal medular tenga una mayor resistencia a la flexión que las porciones lateral y medial. Por esta razón, la región del canal medular puede resistir mayor esfuerzo que la lateral y medial y se le asigna un módulo de elasticidad mayor.

Los datos correspondientes a la geometría del fémur se alimentaron al *software* ANSYS University High versión

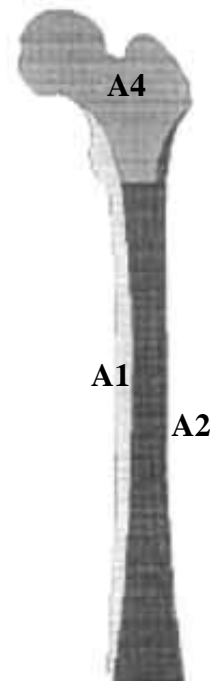


Figura 1. Materiales considerados para el modelo del hueso. Región proximal con hueso trabecular. Región diafisaria dos tipos de hueso cortical, medial y lateral.



Figura 2. Malla de elementos finitos. 4,829 elementos Plane2 y 10,028 nodos.

5.3 (Ansys, Inc., Houston PA, EUA), en una computadora personal. La malla de elementos finitos consta de 4,829 elementos tipo Plane2 y 10,028 nodos (*Figura 2*).

Las cargas seleccionadas en el modelo corresponden a la fase de apoyo medio de la marcha y consiste en la reacción de la cadera, aplicada a la cabeza femoral y la acción del abductor mayor, aplicada al trocánter mayor, tal como se aprecia en la *figura 3*. El extremo distal del modelo se considera fijo.



Figura 3. Cargas consideradas en el modelo.

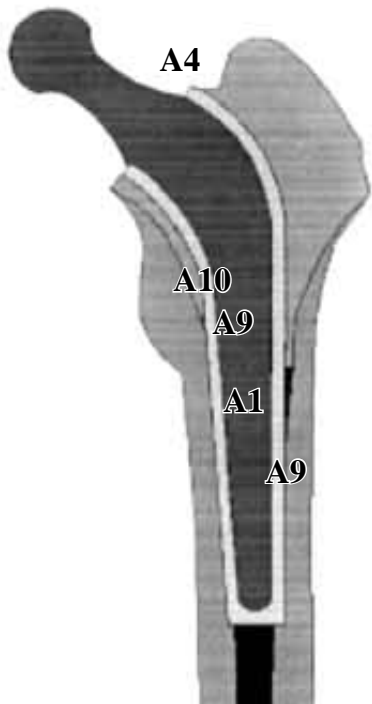


Figura 4. Integración del modelo de una prótesis de Charnley a un fémur.

Cuadro 1. Propiedades mecánicas de los materiales empleados en el modelo.

Material	Módulo elasticidad (GPa)	Relación de Poisson
Hueso trabecular	1	0.3
Hueso cortical lateral y medial	7.3	0.3
Hueso cortical canal medular	17	0.3
Acero inoxidable 316 LVM	200	0.3
Cemento PMMA	2	0.3

Posteriormente, se seleccionó un tamaño de prótesis de Charnley (DePuy Inc, Warsaw IN, EUA) que fuera adecuado para el fémur empleado (catálogo 9623-43). Se obtuvieron sus dimensiones y se desarrolló su correspondiente modelo de elementos finitos. Se integró el modelo de la prótesis con el del hueso, tal como se muestra en la *figura 4*.

Se desarrollaron seis modelos hueso-prótesis-cemento, en los cuales el espesor de la capa de cemento varió de 1 a 6 mm, con incrementos de 1 mm cada uno.

Las cargas consideradas son las mismas que se emplearon en el caso del fémur intacto. Las propiedades mecánicas de los materiales empleados se resumen en el *cuadro 1*.

Resultados

Las *figuras 5 y 6* muestran los desplazamientos y los esfuerzos de von Mises para el hueso intacto. Los desplazamientos son mayores en el extremo proximal debido a que el fémur se considera fijo en el extremo distal. Se aprecia una tendencia clara a desplazarse en sentido medial (*Figura 5*). Los esfuerzos encontrados (*Figura 6*) presentan su valor máximo en una pequeña zona de la cortical por debajo del trocánter menor. Otras zonas que presentan elevados niveles de esfuerzo son las regiones tanto de la cabeza femoral, como del trocánter mayor donde se aplicaron las cargas, lo cual era de esperarse. La zona del *calcar femorale* se encuentra sometida al nivel de esfuerzos más elevados de la epífisis proximal, en tanto que en la región diafisaria, los esfuerzos para la cortical medial y lateral son más elevados respecto de la región del canal medular. Esto se debe a la mayor rigidez que se consideró para esta zona, lo cual concuerda con la realidad.

La *figura 7* muestra los desplazamientos para el espesor del manto de cemento de 4 mm. Obsérvese que en este caso el desplazamiento es similar al hueso intacto. La *figura 8* muestra los esfuerzos de von Mises para el mismo caso. Se presentan sólo las figuras correspondientes al desplazamiento y los esfuerzos de von Mises de un caso, en virtud que las figuras correspondientes a los casos restantes son casi idénticas. Debido al gran parecido encontrado se determinaron los esfuerzos máximos para los seis casos, para la prótesis, el cemento PMMA, el hueso trabecular y el cortical (*Cuadro 2*).



Figura 5. Desplazamientos para el hueso intacto. Las líneas punteadas muestran la posición del hueso antes de aplicar las cargas. El desplazamiento se magnificó 40 veces.



Figura 7. Desplazamientos para el modelo prótesis-cemento-hueso.

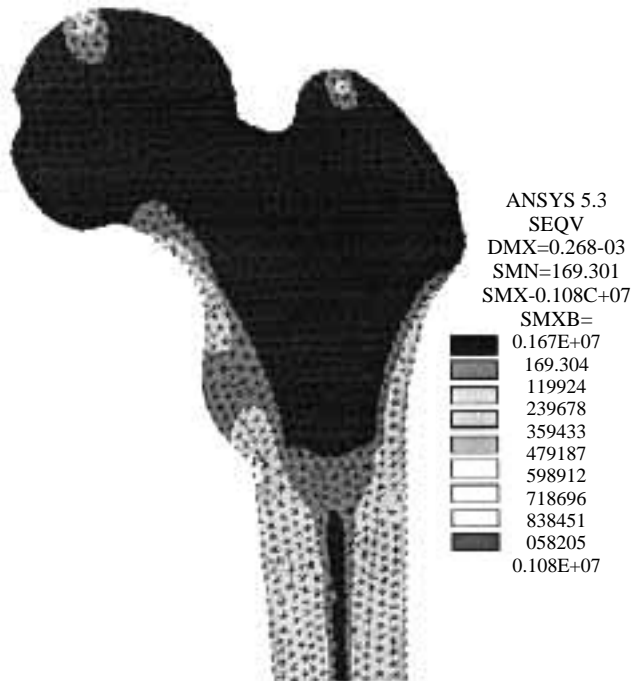


Figura 6. Esfuerzos de von Mises para el fémur intacto.

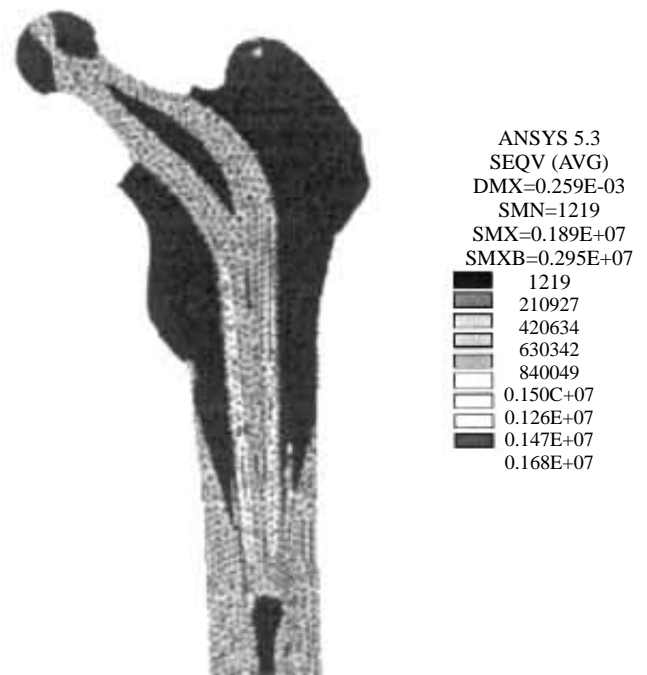


Figura 8. Esfuerzos de von Mises para el modelo prótesis-cemento-hueso.

Discusión

Los implantes empleados en ortopedia presentan el inconveniente de reducir los niveles de esfuerzo en el hueso

que lo rodea, lo cual constituye un fenómeno bien identificado. Esto se debe a la diferencia en módulo elástico que tienen los tejidos (hueso cortical y trabecular) y el implante metálico. La prótesis absorbe los esfuerzos y se reducen en el hueso. En nuestro caso, este efecto se verifica si se comparan los niveles de esfuerzo en el hueso intacto y en el hueso con prótesis (*Figuras 6 y 8*). En la región del cal-

Cuadro 2. Esfuerzos máximos de von Mises.

Elemento	Esfuerzos de von Mises					
	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm	6 mm
Prótesis	2.727	2.727	2.691	2.712	2.756	2.758
Cemento PMMA	1.049	0.456	0.449	0.470	0.480	0.486
Hueso trabecular	0.539	0.530	1.025	0.768	0.589	0.595
Hueso cortical	0.813	1.006	0.583	0.583	0.587	0.578

car y de la cortical proximal lateral, los niveles de esfuerzo son menores para el hueso con prótesis respecto al hueso intacto. Por lo contrario, en la región del fémur que rodea la punta del vástago femoral, los esfuerzos son mayores. Este mismo fenómeno fue identificado por Maquet y cols.¹⁷ Estos autores emplearon fotoelasticidad de transmisión para analizar el comportamiento biomecánico de una prótesis de Furlong. El modelo es también bidimensional y se le aplicaron las mismas cargas que al modelo presentado. En este trabajo experimental se identificaron zonas del *calcar* que presentaban menor nivel de esfuerzo, en tanto que en la punta del implante los esfuerzos eran más elevados que para el hueso intacto. Estos resultados fueron correlacionados con observaciones clínicas, en las cuales se aprecia una disminución en la densidad mineral ósea en la zona sometida a menor nivel de estímulo mecánico, en tanto que encontraron un incremento tanto en el volumen, como en la densidad del hueso que está sometido a mayor esfuerzo en un plazo de seis meses a cuatro años postquirúrgico.

Estas observaciones concuerdan con la teoría de la remodelación adaptativa del hueso,¹⁸ en la que se afirma que el hueso se adapta a las sollicitaciones a que se somete, o sea el llamado estímulo mecánico. Un mayor nivel de estímulo mecánico resultará en un incremento de la densidad mineral ósea (DMO); por lo contrario, una disminución en el estímulo mecánico traerá como consecuencia una disminución en la DMO.

En el *cuadro 2* se aprecian los valores máximos de esfuerzo de von Mises para el hueso con prótesis. No se hace distinción entre hueso cortical lateral y medial, y el del canal medular.

El criterio para elegir los espesores que representen los mejores resultados tiene que ver con los conceptos de la teoría de la remodelación ósea, para los tejidos vivos; en tanto que para los materiales inertes deberán elegirse los que presenten los menores niveles de esfuerzo, en particular para el cemento PMMA, por ser el más susceptible de fallar.

Aplicando estos criterios, los mejores resultados son, en lo que concierne a la prótesis, espesores de 3 y 4 mm; para el cemento, la elección es 3 y 2 mm de espesor; para el hueso trabecular, los espesores que dan los mejores resultados son de 3 y 4 mm.

A primera vista se podría pensar que los mejores resultados para el hueso cortical lo constituyen los espesores que presentan los esfuerzos máximos más elevados. No obstante, en el hueso cortical existe una distribución de esfuerzos que ha sido alterada por la presencia de la pró-

tesis y causa que disminuyan los esfuerzos en el extremo proximal de las corticales medial y lateral (incluyendo al *calcar*) y que aumenten en el área de la punta del vástago. Los mejores resultados serán entonces los que presenten los esfuerzos en el *calcar* más elevados y los menores en la punta del vástago. El espesor de la capa de cemento que presenta los máximos esfuerzos en el *calcar* es de 5 mm, seguido de los de 6 y 4 mm; en tanto que, en la punta del vástago, los esfuerzos mínimos se presentan para el espesor de 1 mm, seguido de los espesores de 3, 2 y 4 mm. El espesor que presenta el balance más favorable es el de 4 mm, en virtud de presentar esfuerzos en el *calcar* relativamente altos, combinados con esfuerzos en la punta del vástago relativamente bajos.

Es claro que el espesor de 3 mm es la mejor opción de las estudiadas, en virtud de que es la primera elección para tres de los cuatro componentes analizados. Se considera que el espesor que tiene el mejor desempeño para el hueso cortical, es la segunda opción para la prótesis y el hueso trabecular, y que, en el caso del cemento, los esfuerzos máximos para los espesores de 2, 3 y 4 mm son muy similares entre sí.

Reconocimientos. Los autores expresan su agradecimiento al Dr. José Rivera Rivera y Dr. Iván Encalada Díaz, del Instituto Nacional de Ortopedia por su colaboración en la selección del implante y las indicaciones dadas para su correcta colocación.

Bibliografía

1. Andriacchi TP, Galante JO, Belytschko TB, Hampton S: A stress analysis of the femoral stem in total hip prosthesis. *J Bone Joint Surg* 1976; 58A: 618-24.
2. Blacker G, Charnley J: Long-term study of changes in the upper femur after low-friction arthroplasty, Internal Publication No 62, Centre for Hip Surgery, Wrightinton Hospital, 1976.
3. Brekelmans WAM, Poort HW, Slooff TJ: A new method to analyze the mechanical behavior of skeletal parts. *Acta Orthop Scand* 1972; 43: 301-17.
4. Buckwalter JA, Glimcher MJ, Cooper RR, Recker R: Bone biology. Part II: Formation modeling, remodeling, and regulation of cell function. *J Bone Joint Surgery* 1995; 77A: 1276-89.
5. Ebramzadeh E, Sarmiento A, McKellop HA, Llinas A, Gogan W: The cement mantle in total hip arthroplasty. Analysis of long-term radiograph results. *J Bone Joint Surg* 1994; 76A: 77-87.
6. Huiskes R, Verdonschot N, Niubrant B: Migration, stem shape, and surface finish in cemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1998; 355: 103-12.
7. Jasty M, Maloney WJ, Bragdon CR, Haire T, Harris WH: Histomorphological studies of the long-term skeletal responses to well fixed cemented femoral components. *J Bone Joint Surg* 1990; 72A: 1220-9.

8. Kang YK, Park HC, Youm Y, Lee IK, Ahn MH, Ihn JC: Three dimensional shape reconstruction and finite element analysis of femur before and after the cementless type of total hip replacement. *J Biomed Eng* 1993; 15: 497-504.
9. Keyak JH, Fourkas MG, Meagher JM, Skinner HB: Validation of an automated method of three-dimensional finite element modeling of bone. *J Biomed Eng* 1993; 15: 505-9.
10. Keyak JH, Rossi SA: Estimation of femoral fracture load using finite element models: An examination of stress-and strain-based failure theories. Trans 44th Annual Meeting Orthop Res Soc 1998; 956.
11. Kim BS, Mann KA: A thin cement mantle decrease fatigue life of cemented femoral hip components. Trans 45th Annual Meeting Orthop Res Soc 1999: 880.
12. Kwak BM, Lim OK, Kim YY, Rim K: An investigation of the effect of cement thickness on an implant by finite element stress analysis. *Int Orthop* 1979; 2: 315-19.
13. Mann KA, Bartel DL, Ayers DC: Influence of stem geometry on mechanics of cemented femoral hip components with proximal bond. Trans 43rd Annual Meeting Orthop Res Soc 1997: 840.
14. Mann KA, Bartel DL, Wright TM, Burstein AH: Coulomb frictional interfaces in modeling cemented total hip replacements: A more realistic model. *J Biomech* 1995; 28(9): 1067-78.
15. McNamara BP, Cristofolini L, Toni A, Taylor D: Relationship between bone-prosthesis bonding and load transfer in total hip reconstruction. *J Biomech* 1997; 30(6): 621-30.
16. Namba RS, Keyak JH, Kim AS, Vu LP, Skinner HB: Cementless implant composition and femoral stress. *Clin Orthop* 1998; 347: 261-7.
17. Rohlmann A, Mössner U, Bergmann G, Koebel R: Finite-element analysis and experimental investigation with hip endoprosthesis. *J Biomech* 1983; 16: 727-42.
18. Van Rietbergen B, Müller R, Ulrich D, Rügsegger P, Huiskes R: Quantitative assessment of tissue loading in proximal femur, using a full scale microstructural FE-model. Trans 43rd Annual Meeting Orthop Res Soc 1997: 62.

