

Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica

Volumen 24
Volume

Número 2
Number

Septiembre 2003
September

Artículo:

Riesgo de fractura del clavo intramedular en un espaciador tumoral para rodilla

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

Otras secciones de
este sitio:

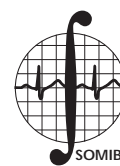
- 👉 Índice de este número
- 👉 Más revistas
- 👉 Búsqueda

*Others sections in
this web site:*

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



Medigraphic.com



Riesgo de fractura del clavo intramedular en un espaciador tumoral para rodilla

D. en C. Víctor Manuel Domínguez Hernández,* Ing. Víctor Manuel Araujo Monsalvo,* M. en C. José de Jesús Silva Lomeli,** Dr. Genaro Rico Martínez,* Dr. Luis Miguel Linares González,* Dr. Ernesto Delgado Cedillo*

* Centro Nacional de Rehabilitación.

** Unidad Profesional Interdisciplinaria de Ingeniería y Tecnologías Avanzadas, IPN.

Correspondencia:

D. en C. Víctor Manuel Domínguez Hernández
Calz. México-Xochimilco No. 289,
Col. Arenal de Guadalupe, Delegación Tlalpan. CP 13389, México DF, México
Teléfono (55) 5999-1000
Ext. 16166 y 16167
Fax (55) 5999-1000 Ext. 16166
Correo Electrónico:
vdominguez@cnr.gob.mx

RESUMEN

La rodilla (50%) es el sitio más afectado por tumores óseos. Se desarrolló un espaciador cuyo empleo reporta resultados satisfactorios. En un caso se fracturó el implante a consecuencia de una caída, en el barreno distal del fémur. El perno correspondiente no fue colocado. El espaciador había sido implantado después de eliminar un histiocitoma fibroso maligno en una paciente de 85 años. Se desarrolló un modelo de elementos finitos del conjunto fémur-tibia-espaciador, con cargas que simulan la marcha. Los desplazamientos obtenidos no mostraron diferencia apreciable. En el caso sin el perno distal del fémur, barreno a 0.5 cm del espaciador, los esfuerzos fueron 95% mayores que cuando se insertó el perno, y 83% mayor sin perno y sin barrenar el hueso. La ubicación del perno distal 1-5 cm no mostró diferencia apreciable respecto a 0.5 cm. Se analizó una carga que simula una caída lateral, encontrando que los esfuerzos en el barreno distal son superiores a la resistencia del acero inoxidable (1,100 MPa), para el caso sin perno (2,638 MPa), como con perno (1,388 MPa). Por lo anterior es claro que el implante se rompió por la ausencia del perno, cuando se presentó la caída de la paciente.

Palabras clave:

Espaciador, elemento finito, tumor de rodilla, ruptura del implante.

ABSTRACT

Bone tumors affects the knee in most of the cases. A new design of a spacer developed reported satisfactory results. In one case implant has broken due to a fall, in the distal hole of femur. Corresponding interlocking pin has not been inserted. The spacer has been implanted after resection of a malignant fibrous histiocitoma in a 85-years-old female patient. A finite-element model of femur-tibia-spacer was developed, including loads that are verified in gait cycles. Displacements obtained showed no significant difference. In the case where distal interlocking pin of femur was absent, stresses were 95% higher than those verified with pin present, and it was 83% higher without pin and when the bone was not drilled. When the distal pin was located 1-5 cm from spacer, stresses did not show any significant difference with respect to those case with pin at 0.5 cm. It was also studied one load set that reproduces a lateral fall, finding that stresses at distal pin hole were higher than the strength of stainless steel (1,100 MPa), for the case without pin (2,638 MPa), and with pin (1,388 MPa). For the mentioned above, it is clear that the implant was broken due to the absence of distal pin, when the patient fell.

Key Words:

Spacer, Finite element, Knee tumor, Implant breakage.

INTRODUCCIÓN

Los tumores óseos afectan de manera adversa la salud y la integridad física de los pacientes que los padecen, y en casos graves, amenazan la vida del huésped. La región anatómica que es afectada con mayor frecuencia es la rodilla (más del 50%), involucrando tanto al fémur como a la tibia.

Desde el punto de vista clínico existen dos alternativas de tratamiento: la amputación sobre la rodilla, o bien la eliminación quirúrgica del tumor (resección en bloque) seguida de la reconstrucción del sitio afectado^{1,2}.

Existen en esencia tres opciones terapéuticas para el tratamiento de los tumores óseos malignos y agresivos de la rodilla:

- A. Resección en bloque del tumor y reconstrucción por medio de una prótesis interna tipo bisagra.
- B. Amputación del miembro afectado por arriba de la rodilla.
- C. Resección en bloque del tumor seguida de artrodesis.

La primera opción sólo puede ser aplicada cuando el tumor que afecta la rodilla tiene una extensión limitada en la tibia y es posible conservar el aparato extensor. Adicionalmente, este tipo de implante presenta serios problemas de aflojamiento, ruptura, rechazo, por lo que los pacientes que lo portan deben limitar su actividad física a fin de alargar la vida útil del implante³.

La segunda alternativa implica la amputación del miembro por arriba de la rodilla y la colocación de una prótesis externa. Los pacientes presentan ciertas ventajas en cuanto a la función en general, no obstante experimentan limitaciones para caminar en pendientes pronunciadas, o en superficies resbalosas o disperejas. Adicionalmente, sufren irritación en la piel y la sensación de miembro fantasma.

La tercera opción implica la colocación de un clavo intramedular en el canal medular de la tibia y del fémur, posterior a la resección en bloque del tumor. El clavo se complementa con un espaciador, el cual es un cilindro metálico que tiene por función mantener la longitud del miembro pélvico, ya que ocupa el espacio que fue eliminado quirúrgicamente. Adicionalmente, el clavo se bloquea mediante cuatro pernos, dos en el fémur y dos en la tibia. La función de los pernos es evitar la rotación del implante y transmitir las cargas axiales. La artrodesis mediante un clavo intramedular

tiene una gran estabilidad, no obstante, las posibles complicaciones son la ruptura del clavo, lesión neurovascular, fractura de la tibia durante la inserción, infección y no-unión⁴.

En un estudio clínico⁵ donde se evaluaron las tres opciones terapéuticas mencionadas, se encontró que los pacientes con artrodesis de la rodilla presentaban la mayor estabilidad en el miembro afectado y mostraban mayor habilidad para caminar en superficies disperejas, o resbalosas, o para subir y bajar pendientes. Estos pacientes podían levantar objetos del suelo estando de pie. Los pacientes de este grupo realizaban las actividades más demandantes desde el punto de vista físico. No obstante de presentar limitaciones en cuanto a la función del miembro afectado, la artrodesis tiene la ventaja de involucrar un menor costo y de preservar la anatomía del paciente, lo cual representa una mejor opción desde el punto de vista emocional.

En el Centro Nacional de Rehabilitación se cuenta con un diseño propio de espaciador y clavo intramedular, el cual se ha empleado con éxito en un número considerable de pacientes⁶. No obstante, en un caso en particular se presentó la ruptura del clavo, en una paciente portadora de un tumor óseo de rodilla.

El caso clínico corresponde a una paciente de 85 años de edad, con un peso de 70 kg y una estatura de 1.55 m, la cual acudió a consulta al Servicio de Tumores Óseos del Centro Nacional de Rehabilitación por dolor en la rodilla derecha posterior a una torcedura de pie (eversión forzada del tobillo). Después de practicar diversos estudios, se le diagnosticó a la paciente un histiocitoma fibroso maligno en la rodilla afectada (Figura 1). La paciente fue tratada mediante un procedimiento quirúrgico de resección en bloque del tumor y colocación de un clavo intramedular y un espaciador (Figura 2).

El implante consiste de un clavo intramedular sólido de acero inoxidable 316 LVM grado médico, de 12 mm de diámetro y 70 cm de longitud, el cual posee cuatro barrenos para la colocación de igual número de pernos bloqueadores. El clavo se inserta a través del canal medular del fémur y la tibia, los cuales fueron fresados previamente. En el sitio correspondiente a la rodilla se colocó un espaciador de forma cilíndrica, con una longitud de 20 cm y un diámetro exterior de 26 mm. El espaciador tiene la función de permitir la continuidad ósea y la uniforme transmisión de la carga evitando la concentración de la misma en los pernos, principalmente en los distales. Se desliza libremente



Figura 1. Histiocitoma fibroso maligno en la rodilla derecha de una paciente de 85 años de edad.

te sobre el clavo intramedular transmitiendo la carga del fémur a la tibia.

El implante posee en cada extremo del espaciador una corona dentada cuyo objetivo es fijar el extremo libre de la tibia y del fémur al espaciador para proporcionar mayor estabilidad al sistema de fijación.

El sistema se complementa con cuatro pernos bloqueadores de 3.2 mm de diámetro, los cuales se insertan a través de una perforación que se realiza a la cortical tanto del fémur como de la tibia y pasan por los barrenos provistos para tal fin en el clavo intramedular. En este caso en particular, el perno proximal de la tibia se colocó a 50 mm por debajo del espaciador, en tanto que el distal fue insertado a 25 mm del perno proximal. En el fémur, se realizó la perforación en el hueso para insertar el perno distal, a 5 mm del extremo del espaciador, pero, debido a su proximidad con respecto del espaciador y de la corona, no se colocó dicho perno. El perno proximal se colocó a 25 mm del sitio elegido para ubicar el perno distal, o sea a 30 mm del espaciador.

La paciente evolucionó sin complicaciones, no obstante, 17 meses después de la cirugía presen-

tó la ruptura del clavo intramedular posterior a una caída sobre el plano de sustentación. El clavo intramedular se fracturó a la altura del sitio de inserción del perno distal del fémur (Figura 3). Se programó el recambio del implante, pero la paciente falleció antes de la cirugía debido a una metástasis cerebral derivada del tumor en cuestión.

En un estudio previo⁷, se encontró que la ubicación de los pernos juega un papel muy importante en el desempeño biomecánico de un implante que emplea un principio similar al espaciador.

El objetivo del presente trabajo es establecer el papel que juega la ubicación de los pernos bloqueadores en el riesgo de fractura del implante, en el caso particular de la paciente mencionada previamente. Para ello, se desarrollará un modelo de elementos finitos del implante y sus componentes, así como de las estructuras óseas involucradas.

MÉTODOS

Se desarrolló un modelo tridimensional del método del elemento finito del espaciador, fémur y tibia a partir de cortes tomográficos practicados a la paciente, en concordancia con la metodología descrita previamente⁷. Los cortes tomográficos fueron digitalizados y procesados para obtener los *keypoints*. A partir de los *keypoints* se definieron las líneas, las áreas, los volúmenes, y por último, los elementos finitos (Figura 4).

Se plantearon ocho casos de estudio en los cuales se varió la posición de los pernos del fémur. El primer caso, denominado 0a, corresponde exactamente al caso clínico analizado, en virtud de que el perno distal no se colocó, pero sí se barrenó el hueso. El sitio destinado a este perno se encuentra a 0.5 cm del espaciador. El perno proximal se ubica, como en todos los casos, a 25 mm del distal. El segundo caso, llamado 0b, consiste en la misma configuración del anterior excepto que el hueso no se perforó. El tercer caso, 0c, es similar a 0a, sólo que en este último sí se colocó el perno.

Los casos 1, 2, 3, 4 y 5 son similares a 0c, la única diferencia es que los pernos distales del fémur se ubican a la distancia, en centímetros, indicada en el nombre de cada caso. En todos los modelos, los pernos proximales de la tibia se ubicaron a 5 cm del espaciador, en tanto que los distales se colocaron a 2.5 cm de los anteriores.

La Figura 5 muestra el modelo del caso 0c con su malla de elementos finitos. En el modelo se incluyeron tres distintos materiales, el hueso trabecular o esponjoso, en la cabeza femoral; el hueso

cortical, en las diáfisis del fémur y de la tibia; y el acero inoxidable 316 LVM grado médico para el clavo intramedular, el espaciador y los cuatro pernos bloqueadores.

Las propiedades mecánicas de los dos tipos de tejido óseo fueron tomados de la literatura⁹. El hueso cortical se tomó como transversalmente ortotrópico, con un módulo de elasticidad en el eje vertical de 17 GPa, en tanto que en las otras dos direcciones se le asignó un módulo de 11.5 GPa, en tanto que la relación de Poisson fue de 0.33. El hueso trabecular se consideró isotrópico, con un módulo elástico de 1 GPa y una relación de Poisson de 0.33. El acero inoxidable grado médico fue tomado como isotrópico con un módulo elástico de 200 GPa y una relación de Poisson de 0.30.

Se consideró que el modelo se encuentra empujado en su extremo distal, en tanto que en la cabeza femoral se aplican dos fuerzas, la reacción de la cadera y la acción del músculo abductor mayor (glúteo medio)¹⁰⁻¹³. Las magnitudes de las fuerzas, así como su dirección y punto de aplicación corresponden a la fase de apoyo medio de la marcha¹⁴, en la cual el peso del cuerpo se apoya sobre una sola pierna, que se mantiene recta, mientras el cuerpo se mantiene en equilibrio. El Cuadro 1 muestra los valores de las cargas aplicadas a los modelos estudiados.

Las zonas de contacto entre el fémur, la tibia, el espaciador, los pernos y el clavo se encuentran firmemente unidos, excepto en la porción superior de la diáfisis femoral, la cual se considera completamente despegada del clavo intramedular.



(a)



(b)

Figura 2. Radiografías postoperatorias del espaciador y clavo intramedular. a) En el fémur se ubicó el perno proximal a 30 mm del espaciador, en tanto que el perno distal no se colocó por interferir la corona del mismo. b) En la tibia se colocó el perno proximal a 50 mm del espaciador y el distal a 25 mm del proximal.

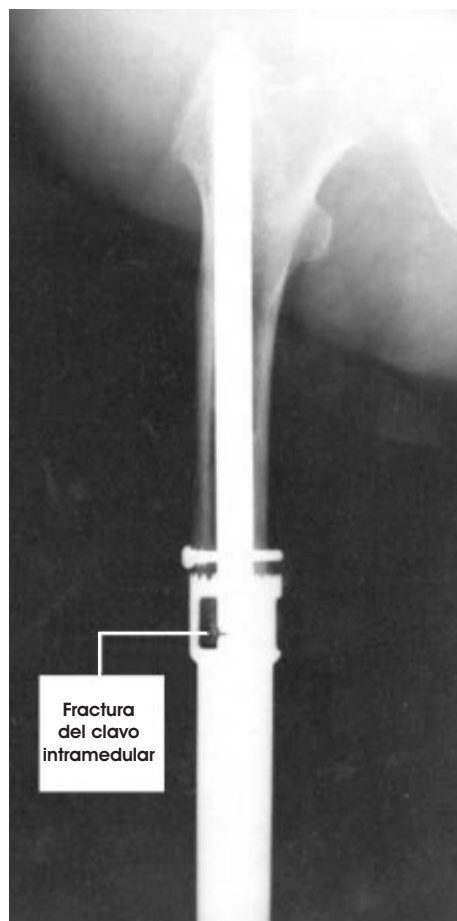


Figura 3. Ruptura del clavo intramedular en el sitio de inserción del perno distal del fémur, posterior a una caída desde el plano de sustentación.

Se empleó el *software* ANSYS versión 5.7 (ANSYS Inc, Houston, PA). Los modelos de elementos finitos consisten de 114,687 elementos *Solid92* (tetraedros de 10 nodos), con 168,433 nodos, un *wavefront* de 1,771 y un total de 398,394 grados de libertad. El software fue ejecutado en una estación de trabajo DELL Presicion 530 equipada con dos procesadores Xeon de 1.7 GHz y 3 Gb de memoria R-DRAM. El tiempo efectivo de procesamiento es de 29.44 minutos para cada caso.

RESULTADOS

Para todos los casos se determinaron los esfuerzos de von Mises para la cabeza femoral, la diáfisis femoral y tibial, el espaciador, los pernos del fémur y de la tibia, así como del clavo intramedular en la región de los barrenos. De igual forma se registraron los desplazamientos de todo el modelo en las tres direcciones consideradas.

Los esfuerzos de von Mises en el fémur son máximos en el sitio donde se aplica la reacción de la

cadera. De igual forma se incrementan en la región de la diáfisis (Figura 6). En los pernos (Figura 7) el esfuerzo es mayor para el perno proximal que para el distal. El máximo esfuerzo se observa en la región donde el perno hace contacto con el clavo intramedular. Se observa que el esfuerzo disminuye apreciablemente en los extremos del perno, en la zona donde no hacen contacto con ningún elemento.

En el caso 0a, el mayor esfuerzo en el clavo intramedular se localiza en el sitio de inserción del perno distal del fémur, como se observa en la Figura 8. Esto mismo ocurre para el caso 0b, en virtud de que ambos casos tienen como característica común que el perno distal no fue colocado. Para el resto de los casos el esfuerzo máximo en el clavo se localiza en el extremo distal, el cual se encuentra empotrado.

En todos los casos analizados, los desplazamientos máximos se encontraron para el extremo superior del modelo (la cabeza femoral), y disminuyeron paulatinamente hasta el extremo distal. Este comportamiento se explica por las condiciones de carga y de frontera considerados, ya que el extremo distal del modelo se consideró fijo y las cargas se aplicaron en la cabeza femoral.

Los desplazamientos para los ocho casos estudiados mostraron una diferencia despreciable (menor al 0.1%). De igual forma ocurre para los valores de los esfuerzos en las distintas secciones analizados en los ocho modelos estudiados, excepto para los dos pernos del fémur y el clavo en los dos barrenos del vástago donde se insertan los pernos. La gráfica de la Figura 9 muestra los valores de los esfuerzos de von Mises en los pernos y barrenos del calvo del fémur para estos cuatro sitios.

Es claro que los esfuerzos para los barrenos son mayores que para sus pernos correspondientes en los ocho casos estudiados. Los esfuerzos en los pernos presentan una tendencia a incrementarse ligeramente en los casos en los que se encuentran más alejados del espaciador. En general los esfuerzos muestran valores que cambian muy poco con excepción de los correspondientes al barreno

Cuadro 1. Cargas aplicadas a los modelos de elementos finitos desarrollados.

Fuerza	Componentes de las fuerzas		
	X	Y	Z
Reacción de la cadera	616 N	171 N	-2,800 N
Acción del abductor mayor	-430 N	-	1,160 N

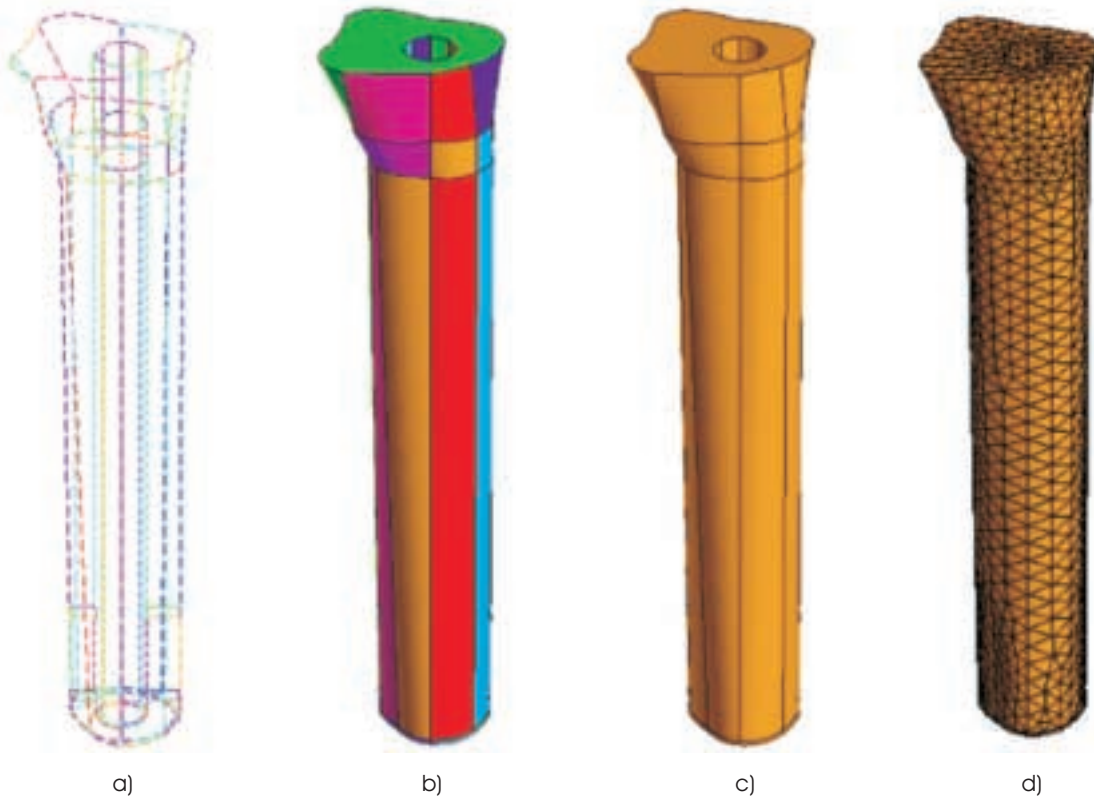


Figura 4. Desarrollo del modelo de elementos finitos del fémur. a) Líneas y *keypoints*. b) Áreas. c) Volumen. d) Elementos finitos.

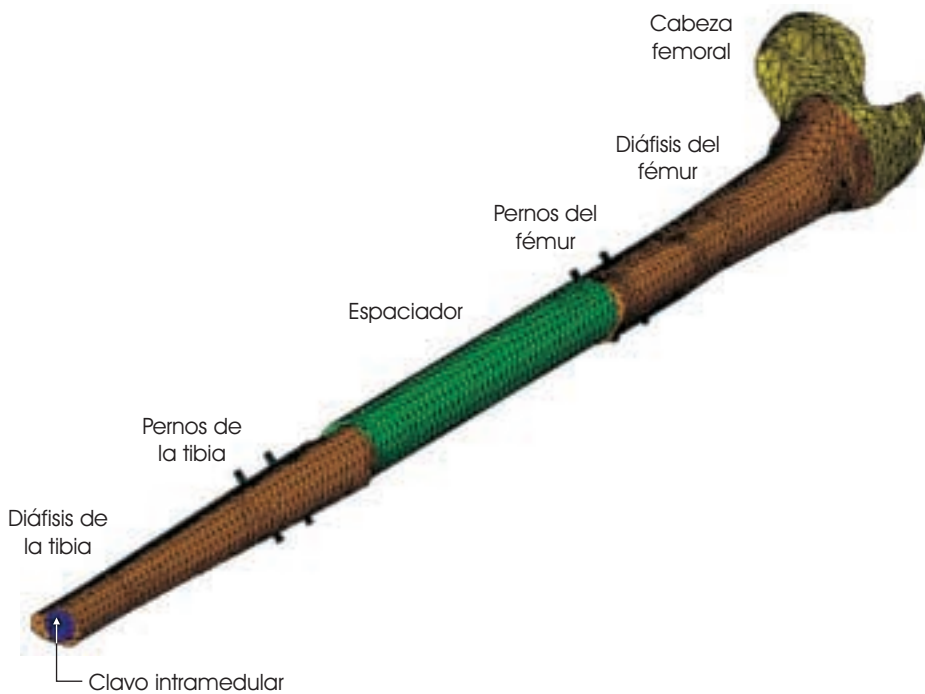


Figura 5. Modelo de elementos finitos del caso 0c. El clavo intramedular pasa a través de las diáfisis del fémur y de la tibia, así como del espaciador y la cabeza femoral.

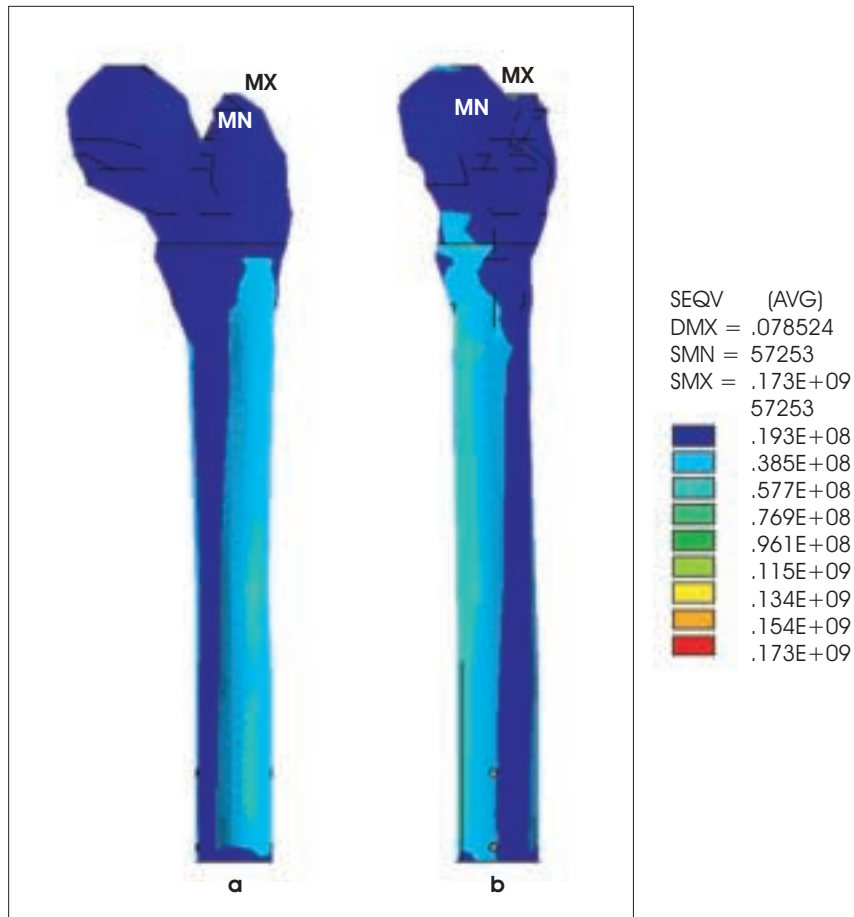


Figura 6. Esfuerzos de von Mises en el fémur para el caso 0c. a) Vista antero-posterior (A-P). b) Vista medial-lateral (M-L).

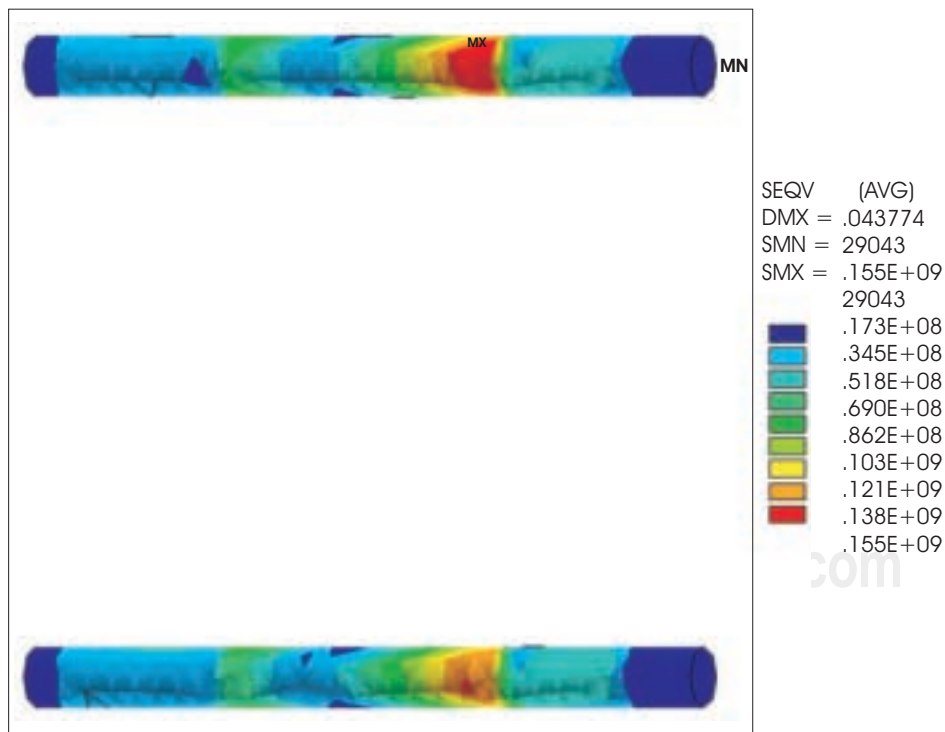


Figura 7. Esfuerzos de von Mises en los pernos del fémur para el caso 0c. Los valores son mayores para el perno proximal (arriba), que para el distal (abajo).

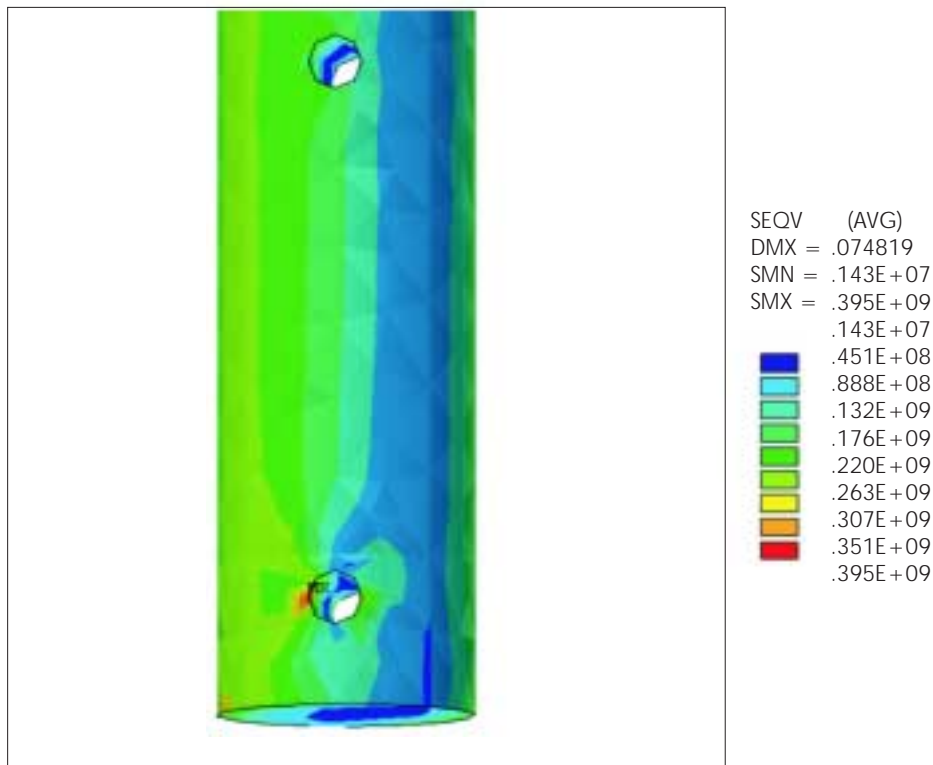


Figura 8. Esfuerzos de von Mises en el clavo intramedular del fémur para el caso 0a. Los valores máximos se presentan en el sitio de inserción del perno distal.

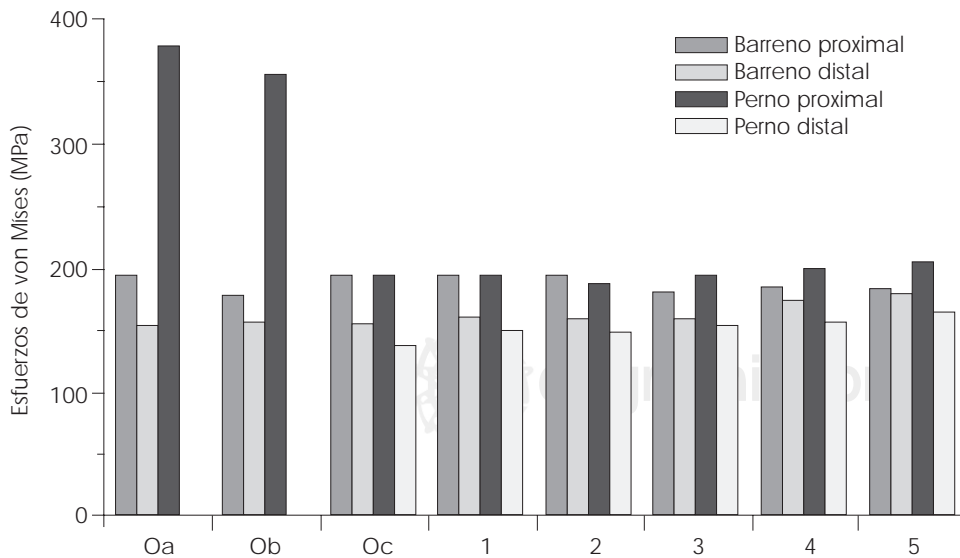


Figura 9. Esfuerzos de von Mises máximos en los pernos y los barrenos del clavo intramedular correspondientes al fémur.

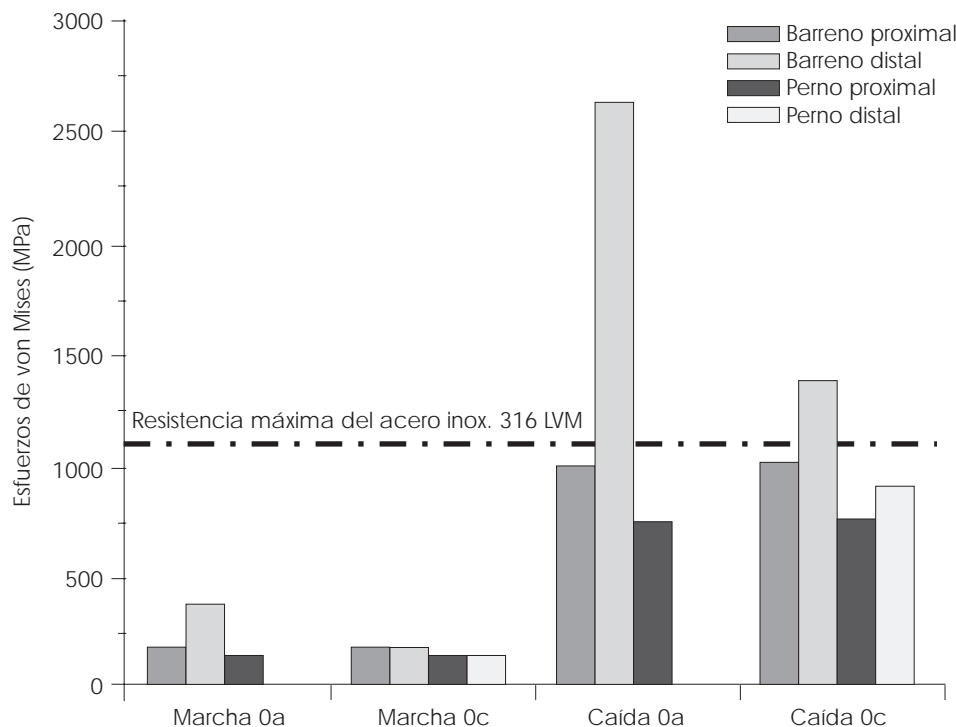


Figura 10. Esfuerzos de von Mises para los casos 0a y 0c con cargas correspondientes a la marcha y a una caída lateral.

distal en los casos 0a y 0b, que son los que se encuentran vacíos, sin el perno distal insertado en ellos. El caso 0a, los esfuerzos son un poco mayores que en 0b, lo cual indica que se reducen las solicitaciones sobre el barreno cuando no se agujera el hueso.

DISCUSIÓN

El método del elemento finito es una herramienta muy útil para evaluar el papel que juegan los parámetros de diseño en el desempeño mecánico de un implante. Cuando se aplica para estudiar un caso en particular nos permite analizar escenarios hipotéticos, y que no pueden reproducirse de otra forma. En el presente trabajo se estudió la ruptura de un clavo intramedular que se presentó en una paciente implantada con espaciador, posterior a una caída desde el plano de sustentación. En este caso, se colocaron los dos pernos de la tibia y sólo el perno proximal del fémur. El perno distal del fémur no se colocó debido a su proximidad con el espaciador, no obstante, el hueso se perforó siguiendo los procedimientos convencionales. Se evaluaron dos escenarios hipotéticos, el primero de ellos consideró la ubicación original de los pernos (caso 0a), pero con dos variantes, la primera consiste en no colocar el perno distal y no

barrenar el hueso (caso 0b). La segunda implicó la colocación del perno distal (caso 0c). El segundo escenario estudiado consiste en variar la ubicación del sitio de inserción de los pernos del fémur, de modo tal que el perno distal se ubicó a 1, 2, 3, 4 y 5 cm del espaciador (casos 1, 2, 3, 4 y 5, respectivamente). En los ocho casos descritos el perno proximal se ubicó a 2.5 cm del distal.

Si se comparan los valores del esfuerzo de von Mises en los pernos del fémur y sus barrenos en el clavo, para los tres casos que se estudiaron primero, se encuentra que la variación es mínima para todos los parámetros, excepto para el barreno donde se inserta el perno distal en los casos 0a y 0b, o sea donde el perno no se insertó. El valor calculado del esfuerzo en este sitio se incrementa en un 82.7% si se toma como base a 0c, respecto de 0b; y un 95.2% si se compara 0c contra 0a. Como se aprecia, el hecho de no colocar el perno en el barreno distal del clavo en la porción femoral, incrementa de manera notoria los esfuerzos en este sitio.

La resistencia a la tensión del acero 316 LVM se reporta que varía entre 860 y 1,100 MPa, en tanto que su resistencia a la cedencia es de 690 MPa¹⁵. El valor máximo de esfuerzo en los barrenos del perno distal del fémur para los casos 0a y 0b es de 380.8 y 356.4 MPa respectivamente. En primera

instancia parecería que estos valores están lejos de poner en riesgo la integridad del implante, no obstante hay que recordar que en los modelos se incluyeron cargas que simulan la marcha, en las cuales la sollicitación mayor corresponde a la reacción de la cadera, con un valor de cuatro veces el peso corporal, o sea 2,872 N. El mecanismo de falla del implante no parece deberse a fatiga, ya que ocurrió como consecuencia de una caída desde el plano de sustentación.

En un estudio realizado por Sabick y cols.¹⁶ encontraron que la fuerza aplicada a la cadera cuando ocurre una caída lateral, a partir de la posición de rodillas es de 2.76 ± 0.83 veces el peso corporal. Con el objeto de evaluar el nivel de esfuerzo en el barreno del perno distal del fémur, se retomó el caso 0a con una configuración de carga diferente, equivalente a 2.76 veces el peso corporal (1,895.3 N), aplicada al trocánter mayor del fémur. No se incluyeron fuerzas musculares en el modelo, las cuales deben actuar para proteger a las estructuras óseas de la extremidad.

En la gráfica de la Figura 10 se muestran los valores de los esfuerzos para los casos 0a y 0c con dos tipos de cargas, la marcha y el descrito para la caída lateral. La línea punteada señala el valor de la resistencia máxima del acero inoxidable 316 LVM. Como se observa, el esfuerzo de von Mises en el barreno distal del fémur, para los casos con cargas que simulan la caída (casos 0a y 0c), son mayores que la resistencia del material empleado para su fabricación. No obstante, es claro que en el caso 0a, o sea donde no se insertó el perno, el esfuerzo en el barreno distal es prácticamente del doble que en el caso 0c. Adicionalmente, se debe tomar en cuenta que la configuración de carga que simula la caída lateral no considera ninguna fuerza ejercida por los músculos, por lo que se cree que las sollicitaciones que se verifican en esta situación son menos demandantes. Por lo anterior se puede afirmar que no existe la certeza de que en el caso 0c el barreno del perno femoral distal del clavo intramedular sufra una fractura en caso de una caída lateral. Por otra parte, se puede asegurar que para el caso 0c el clavo sufriría una ruptura en caso de presentarse una caída lateral.

El segundo escenario analiza el desempeño del implante cuando se varían los pernos del fémur. Los resultados obtenidos indican que este factor no tiene mayor impacto en los esfuerzos de los pernos del fémur y los barrenos donde se insertan. Se advierte una tendencia a disminuir los esfuerzos para el caso 2, y a partir del caso 3 los valores se

incrementan discretamente. No obstante, las diferencias encontradas son mínimas.

Después de analizar los casos planteados podemos afirmar que existe la certeza de que la ruptura del clavo intramedular se debió al hecho de que el perno distal del fémur no se insertó. De igual forma se observa que a pesar de que los esfuerzos se reducen un poco cuando no se perfora el hueso (caso 0b), los niveles de esfuerzo siguen siendo tan elevados que no eliminan el riesgo de fractura en el implante. Como consecuencia del estudio se puede afirmar que los barrenos disponibles en el clavo deben ocuparse con pernos para reducir significativamente el riesgo de ruptura del implante. Por otra parte, no se encuentre diferencia apreciable cuando se coloca el perno distal del fémur entre 0.5 y 5 cm del espaciador, por lo que se recomienda ubicar el perno distal del fémur de preferencia en un rango de 1 a 5 cm del espaciador.

Los resultados de esta investigación aportan elementos de utilidad para la toma de decisiones, tanto en las etapas de planeación pre-operatoria, como durante los procedimientos quirúrgicos mediante los cuales los cirujanos ortopedistas colocan este tipo de implante.

De igual forma, es claro que existen todavía varios parámetros de diseño por analizar, tal es el caso de la ubicación de los pernos de la tibia, estudiar otros posibles materiales para la construcción de la prótesis, cambiar las dimensiones del espaciador, entre otros.

El trabajo conjunto de los especialistas en biomecánica y del equipo de cirujanos ortopedistas oncólogos, para el estudio de implantes de este tipo, mejorará el desempeño biomecánico de los mismos, beneficiando a los pacientes que los portan de manera considerable.

AGRADECIMIENTOS

Los autores desean expresar su reconocimiento al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología, ya que gracias al apoyo brindado por dicha institución a través del proyecto 112002-5-J34778-U "Aplicaciones del método del elemento finito a la biomecánica de prótesis, implantes y estructuras óseas en ortopedia y rehabilitación" fue posible desarrollar el presente trabajo de investigación.

BIBLIOGRAFÍA

1. Malawer MM, Chou LB. Prosthetic survival and clinical results with use of large-segmental replacements in the treat-

- ment of high-grade bone sarcomas. *J Bone Joint Surg* 1995; 77-A(8): 1154-1165.
2. Simon A. Current concept review. Limb salvage for osteosarcoma. *J Bone Joint Surg* 1988; 70A(2): 307-310.
 3. Blunn GW, Briggs TWR, Cannon SR, Walker PS, Unwin PS, Culligan S, Cobb JP. Cementless fixation for primary segmental bone tumor endoprostheses. *Clin Orthop* 2000; 372: 223-230.
 4. Arroyo JS, Garvin KL, Neff JR. Arthrodesis of the knee with a modular titanium intramedullary nail. *J Bone Joint Surg* 1997; 79A(1): 26-35.
 5. Harris IE, Leff AR, Gitelis S, Simon MA. Function after amputation, arthrodesis, or arthroplasty for tumors about the knee. *J Bone Joint Surg*, 1990; 72A(10): 1477-1485.
 6. Rico MG, Linares GLM, Díaz RL, de la Garza NM. Tratamiento de los tumores óseos mediante resección en bloque y colocación de clavo Colchero especial con espaciador metálico. *Rev Mex Ortop Traum* 1996; 12(5): 445-449.
 7. Domínguez HVM. Optimización del componente femoral de una prótesis no convencional bloqueada para cadera. Tesis doctoral, Sección de Estudios de Postgrado e Investigación ESIME, IPN. México, 2000.
 8. Domínguez HVM, Carbajal RMF, Feria RCV, Urriolagoitia CG, Hernández GLH, Rico MG, Damián NZ, Lomeli MPA. 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.
 9. Kalidindi SR, Ahmad P. A numerical investigation of the mechanics of swelling-type intramedullary hip implants. *J Biomech Eng* 1997; (119): 241-247.
 10. 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. Transactions of the 43rd Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, 1997: 62.
 11. 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): 621-630.
 12. Namba RS, Keyak JH, Kim AS, Vu LP, Skinner HB. Cementless implant composition and femoral stress. *Clin Orthop* 1998; 347: 261-267.
 13. Huiskes R, Verdonschot N, Niubrant B. Migration, stem shape, and surface finish in cemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1998; 355: 103-112.
 14. Gage JR, Deluca PA, Renshaw TS. Gait analysis. Principles and applications. Emphasis on its use in cerebral palsy. *J Bone Joint Surg* 1995; 77-A(10): 1607-1623.
 15. Disegi JA, Eschbach L. Stainless steel in bone surgery. *Injury* 2000; 31S: D2-6.
 16. Sabick MB, Hay JG, Goel VK, Banks SA. Active responses decrease impact forces at the hip and shoulder in falls to the side. *J Biomech* 1999; 32(9): 993-998.