

## **Análisis biomecánico de un espaciador para neoplasias de rodilla en función del tamaño de la resección por medio de elementos finitos**

### **Biomechanical Analysis of a spacer for knee neoplasms in terms of resection extension by means of finite elements**

*Victor Araujo<sup>1,2</sup>, Victor Domínguez<sup>1,3\*</sup>, José Martínez<sup>2</sup>, Genaro Rico<sup>1</sup>, Ernesto Delgado<sup>1</sup>, Daniela Alcántara<sup>3</sup>, Azucena Noriega<sup>3</sup>, Paulina Carbajal<sup>3</sup>*

<sup>1</sup> Instituto Nacional de Rehabilitación, Calz. México-Xochimilco N.º. 289, Col. Arenal de Guadalupe, CP 14389, Ciudad de México, México

<sup>2</sup> Sección de Estudios de Posgrado e Investigación, Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Instituto Politécnico Nacional, Unidad Profesional Adolfo López Mateos Edif. 5 Tercer Piso, Col. San Pedro Zacatenco, CP 07738, Ciudad de México, México

<sup>3</sup> División de Ciencias de la Salud, Instituto Tecnológico de Estudios Superiores de Monterrey, Campus, Ciudad de México Calle del Puente N.º. 222, Col. Ejidos de Huipulco, CP 14380, Ciudad de México, México

(Recibido el 13 de febrero de 2009. Aceptado el 15 de febrero de 2010)

#### **Resumen**

Cuando se presentan tumores óseos en la rodilla, una opción terapéutica después de la resección en bloque de la neoplasia es la artrodesis, en la que el espacio eliminado quirúrgicamente es reemplazado por un espaciador, este se complementa con un clavo centromedular y cuatro pernos bloqueadores, todo el implante se manufactura en una aleación de titanio (Ti-6Al-4V). El espaciador tiene la capacidad de aumentar su longitud de 20 cm hasta los 30 cm y se utiliza como tratamiento definitivo. Su empleo reporta resultados satisfactorios a pesar de la artrodesis de la extremidad afectada. Sin embargo, presenta gran interés estudiar la influencia que tiene el tamaño de la resección del tumor en la integridad del implante. Para llevar a cabo este trabajo, se desarrolló un modelo de elementos finitos del conjunto fémur-implante-tibia, con el *software* Ansys versión 11 (Ansys Inc. Canonsburg, PA, EUA). Las cargas utilizadas en la simulación corresponden a una fase de la marcha

---

\* Autor de correspondencia: teléfono: + 52 + 55 + 59 99 10 00 ext. 16166, fax: + 52 + 55 + 56 03 91 27, correo electrónico: vdominguez@inr.gob.mx (V. Domínguez).

(apoyo medio). Se analizaron seis casos de estudio en los cuales se varió la longitud del espaciador: 20 cm, 22 cm, 24 cm, 26 cm, 28 cm y 30 cm. Los resultados indican que no existe riesgo de falla por fractura del implante al variar el tamaño del espaciador dentro de los rangos establecidos, ya que no se encontró diferencia significativa en los niveles de esfuerzo del implante. Sin embargo, los esfuerzos en los pernos tibiales se incrementan considerablemente a partir de los 24 cm de resección, lo que puede ocasionar el aflojamiento del implante.

----- *Palabras clave:* Elemento finito, espaciador, artrodesis

### **Abstract**

When knee bony tumors appear, arthrodesis is one therapeutic option after tumor block resection. The implant is composed of an intramedullary nail with four interlocking pins. The whole implant is manufactured using a titanium alloy (Ti-6Al-4V). The spacer has the capability of being extended from 20 cm up to 30 cm, and it is used as a definitive treatment. The use of this item reports good results despite the fact that the affected limb is arthrodesed. However, it has a great interest to study the influence of bone tumor resection size on the implant integrity. To perform this research work, we developed a finite element model of the complex femur-implant-tibia, by means of Ansys software version 11 (Ansys, Inc). The loading conditions used during the modeling process correspond to those occurring during the midstance phase of gait. We analyzed six cases, varying spacer length: 20 cm, 22 cm, 24 cm, 26 cm, 28 cm and 30 cm. Our results indicate that there is no fracture failure risk within the implant when varying spacer length over the range previously stated, since we did not find significant differences in stress levels within the implant. However, stress levels of interlocking tibial pins are increased considerably for a resection of 24 cm or higher, this fact could lead us to implant loosening.

----- *Keywords:* Finite Element, spacer, arthrodesis

### **Introducción**

Las neoplasias óseas afectan de manera adversa la salud y la integridad física de los pacientes que las padecen, y en casos graves, amenazan la vida del portante. Tienen una incidencia del 1% respecto a otros tipos de neoplasias, la región anatómica que es afectada con mayor frecuencia es la articulación de la rodilla más del 50%, involucrando tanto al fémur como a la tibia [1]. Desde el punto de vista clínico existen dos alternativas de tratamiento: la amputación sobre la rodilla, o bien la eliminación quirúrgica de la neoplasia (resección en bloque) seguida

de la reconstrucción del sitio afectado [2, 3]. En esencia existen tres opciones terapéuticas para el tratamiento de las neoplasias óseas de la rodilla:

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

La primera opción sólo puede ser aplicada cuando la neoplasia que afecta la rodilla tiene

una extensión limitada en la tibia y es posible conservar el aparato extensor. No obstante, este tipo de implante presenta serios problemas de aflojamiento, ruptura y rechazo, por lo que se requiere de muchos cuidados por parte del paciente [4]. La segunda opción implica la amputación de la extremidad 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 irregulares y con poca adherencia. Adicionalmente, sufren irritación en la piel y la sensación de miembro fantasma. La tercera opción implica la colocación de un implante, posterior a la resección en bloque de la neoplasia. El implante tiene la función de permitir la continuidad ósea y la uniforme transmisión de la carga fémur-implante-tibia. 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 del clavo e infección [5].

Harris y col. [6] en un estudio clínico evaluaron las tres opciones terapéuticas mencionadas. Sus resultados muestran que los pacientes con artrodesis de la rodilla presentaban la mayor estabilidad en la extremidad afectada y mostraban mayor habilidad para caminar en superficies dispares, o resbalosas, o para subir y bajar pendientes. Además, dichos pacientes podían levantar objetos del suelo estando de pie, así como realizar las actividades más demandantes desde el punto de vista físico. No obstante de presentar limitaciones en cuanto a la función de la extremidad afectada, 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.

Ante la falta de la detección temprana de las neoplasias óseas en la población mexicana, es común encontrarse con tumores de gran tamaño. Por ello se diseñó una alternativa de tratamiento para las neoplasias cuyo tamaño sobrepasan los 20 cm de longitud, convirtiéndose ésta en

una de las opciones para la reconstrucción del sitio afectado que se utiliza como alternativa ante la amputación de la extremidad. En el Instituto Nacional de Rehabilitación (INR) se cuenta con un diseño propio de espaciador y clavo intramedular, el cual se ha empleado con éxito en un número considerable de pacientes. No obstante, se tiene el interés de estudiar la influencia que presenta el aumentar el tamaño de la resección de la neoplasia, respecto del riesgo de fractura del implante. En particular, se ha observado que la carga sobre los pernos provoca que se encajen en el hueso hasta que se afloja el implante, provocando dolor.

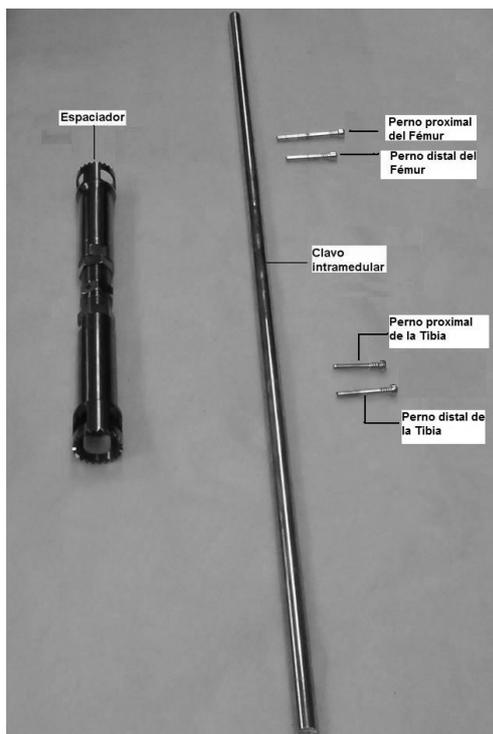
El objetivo del trabajo es realizar un análisis comparativo por elementos finitos de la distribución de esfuerzos en el conjunto fémur-implante-tibia para determinar, el riesgo de fractura del implante cuando el tamaño de la resección varía desde 20 cm hasta 30 cm, para proporcionar elementos cuantitativos que le permitan al equipo médico tomar decisiones clínicas relativas al tratamiento ortopédico de la neoplasia ósea.

### ***Dimensiones y procedimiento quirúrgico del implante***

El implante consiste de un clavo intramedular sólido de una aleación de titanio (Ti-6Al-4V), de 12 mm de diámetro y 700 mm 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 coloca un espaciador de forma cilíndrica, el cual tiene la capacidad de aumentar su longitud (de 20 cm hasta 30 cm) y tiene un diámetro exterior de 25 mm. El espaciador tiene la función de permitir la continuidad ósea y la uniforme transmisión de la carga del fémur a la tibia evitando la concentración de la misma en los pernos, principalmente en los distales.

El sistema se complementa con cuatro pernos bloqueadores de 3 mm de diámetro y 50 mm de

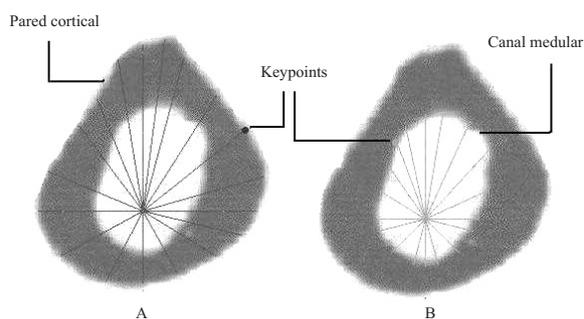
longitud, los cuales se insertan a través de una perforación que se realiza a la cortical tanto del fémur como de la tibia y pasan por los barrenos provistos para tal fin en el clavo intramedular (figura 1).



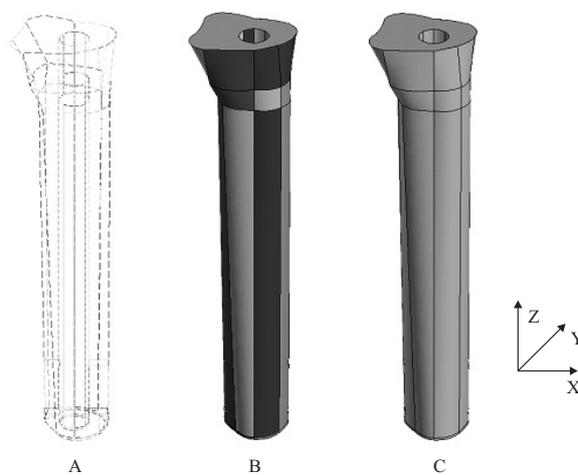
**Figura 1** Elementos que conforman el implante para tumores de rodilla

### Modelo geométrico

Se desarrolló un modelo tridimensional del espaciador y del sistema óseo involucrado (fémur y tibia derecha) a partir de cortes tomográficos practicados a un voluntario de 27 años, 1,74 m y 70 kg de peso, en concordancia con la metodología descrita por Domínguez y col. [7]. Los cortes tomográficos fueron digitalizados y procesados para obtener diez y ocho puntos de cada corte, denominados *keypoints*, los cuales describen la geometría tanto del interior como del exterior del hueso (figura 2). A partir de los *keypoints* se definieron las líneas, las áreas y los volúmenes. (figura 3).



**Figura 2** Obtención de los keypoints: A) en la pared cortical del hueso, B) en el canal medular del hueso



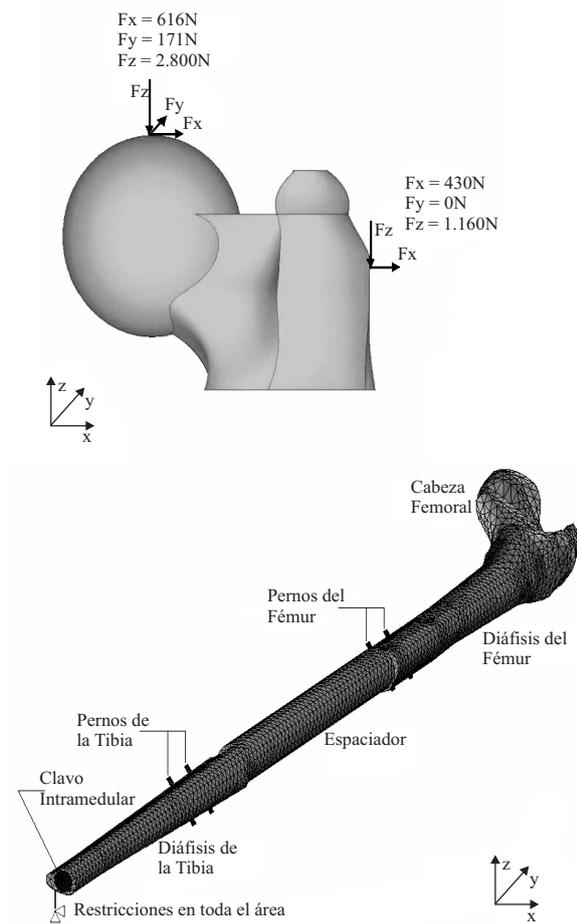
**Figura 3** Desarrollo del modelo geométrico del fémur: A) Líneas, B) Áreas, C) Volumen

### Definición de las propiedades mecánicas del modelo

Para llevar a cabo el análisis se consideraron tres materiales: la aleación Ti-6Al-4V, el hueso cortical y el hueso trabecular. La aleación de titanio, se consideró isotrópico, con un módulo de elasticidad de 110 GPa y la relación de Poisson de 0,3 [8]. El hueso cortical se consideró transversalmente ortotrópico, con un módulo de elasticidad en el eje vertical de 17 GPa, en tanto que el módulo en los dos ejes restantes fue de 11,5 GPa, la relación de Poisson considerada fue de 0,33. El hueso trabecular fue modelado como un material isotrópico, con un módulo de elasticidad de 1 GPa y una relación de Poisson también de 0,33 [9].

### Definición de las condiciones de frontera y cargas aplicadas al modelo

El modelo se encuentra empotrado 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) [9-11]. Las magnitudes de las fuerzas, así como su dirección y punto de aplicación corresponden a la fase de apoyo medio de la marcha [12], en la cual el peso del cuerpo se apoya sobre una sola pierna, que se mantiene en equilibrio. La figura 4 muestra los valores de las cargas y condiciones de frontera en el modelo.



**Figura 4** Cargas consideradas en la fase de apoyo medio y condiciones de frontera

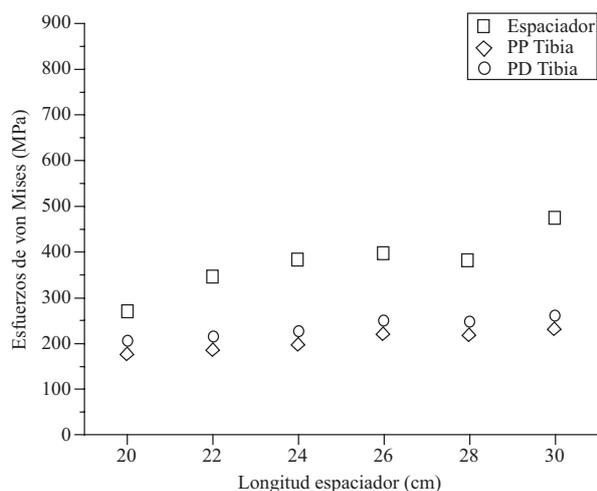
### Desarrollo

Se plantearon seis casos de estudio en los cuales se varió la longitud del espaciador 20 a 30 cm con intervalos de 2 cm entre cada uno. El implante consta de cuatro pernos bloqueadores, dos se colocan en el fémur y dos en la tibia, la ubicación de dichos pernos siempre fue, para el perno distal del fémur y proximal de la tibia a 5 cm de separación del espaciador, el perno proximal del fémur y distal de la tibia se encuentran ubicados a 7.5 cm de separación del espaciador.

Se empleó el *software* Ansys versión 11 (Ansys Inc. Canonsburg, PA, EUA), para construir y resolver los modelos de elementos finitos. El tipo de elemento empleado fue, el Solid 92 tetraedros de 10 nodos, recomendado para este tipo de análisis [13]. Una vez creado el modelo geométrico en el software Ansys, se procedió a la generación de la malla, siendo el tamaño de los elementos finitos uno de los factores principales que influyen en la confiabilidad de los resultados. El método empleado para definir el tamaño de los elementos fue el análisis de convergencia. Dando como resultado diferentes tamaños de malla para cada elemento del modelo: para los pernos 1 mm, para el clavo intramedular 4 mm y para la cabeza femoral, fémur, espaciador y la tibia 5 mm.

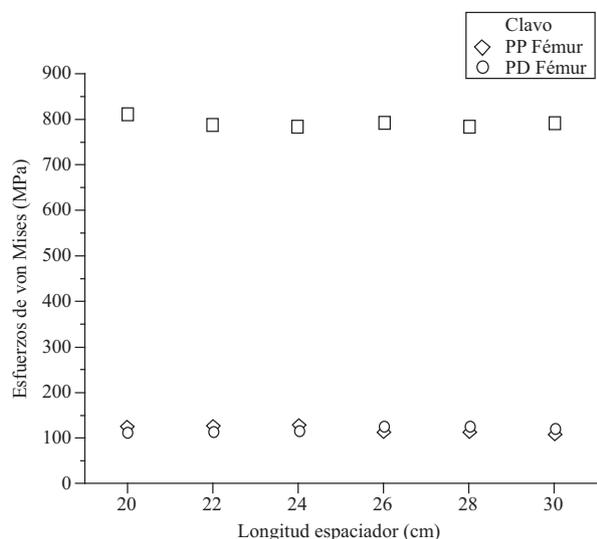
### Resultados

En este trabajo se observa que a medida que se incrementa el tamaño del espaciador, aumenta la proporción de carga que se transmite por el implante. Sin embargo, en los casos de estudio establecidos es claro que los niveles de esfuerzos del implante están lejos de poner en riesgo la integridad del mismo. Para todos los casos se determinaron los esfuerzos de von Mises para el espaciador, los cuatro pernos y el clavo intramedular. Al aumentar el tamaño del espaciador a 30 cm se incrementan los esfuerzos de von Mises que pasan por esta estructura un 78%, en tanto que las variaciones en los esfuerzos de los pernos de la tibia, se debe al aumento de la resección, propiciando que los esfuerzos se incrementen un 30% al aumentar la resección de la neoplasia (figura 5).



**Figura 5** Esfuerzos de von Mises en el espaciador y los pernos de la tibia. PP Perno Proximal. PD. Perno Distal

Se puede apreciar que el clavo intramedular y los pernos del fémur, muestran valores que cambian muy poco, sin embargo el clavo es el elemento que presenta los esfuerzos más grandes en el sistema, en todos los casos estudiados en este trabajo, lo cual indica que todas las sollicitaciones están sobre este elemento (figura 6), por lo tanto el clavo es quien transmite directamente la carga a los pernos, incrementándose en mayor medida a los tibiales, debido al brazo de palanca.



**Figura 6** Esfuerzo de von Mises en el clavo intramedular y los pernos del fémur. PP Perno Proximal. PD. Perno Distal

## 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 implante en particular nos permite analizar escenarios hipotéticos, los cuales sería muy difícil de reproducir de otra forma. En este trabajo se estudiaron diferentes tamaños de resección de neoplasias óseas, con el fin de saber, el tamaño de la resección a la que es mejor artrodesar la extremidad afectada utilizando la colocación del espaciador, y a que longitud es mejor para el paciente otras alternativas quirúrgicas, las cuales le ofrezcan una mejor calidad de vida. Al resecar una cantidad mayor de hueso, aumenta la rigidez del sistema debido al incremento de material metálico, ocasionando un mayor brazo de palanca desde la cabeza del fémur, zona donde se aplican las cargas, hasta la parte distal de la tibia, en donde los músculos actúan para mantener fijo el pie durante la fase de apoyo medio de la marcha, lo que puede modelarse como a un empotramiento. Resulta evidente que a medida que el espaciador incrementa su tamaño con respecto al espacio eliminado quirúrgicamente debido a la resección de la neoplasia, aumenta la proporción de cargas que se transmiten por este elemento 78%.

Al analizar los datos de los casos es claro que estos valores están lejos de poner en riesgo la integridad del implante, se tiene que recordar que en los modelos se incluyeron solo las cargas que simulan una fase de la marcha, la cual es la que presenta las sollicitaciones mayores, con un valor de cuatro veces el peso corporal. El clavo es el elemento que presenta los esfuerzos más grandes en el sistema, debido a que las sollicitaciones más grandes están sobre este elemento, por lo tanto el clavo es el que transmite directamente la carga a los pernos, incrementándose en mayor medida a los tibiales.

Como se puede apreciar es posible tomar decisiones con base en los estudios realizados, tanto en las etapas de planeación pre-operatoria, como durante los procedimientos quirúrgicos para

la colocación de este implante. Es evidente que existen todavía varios parámetros de diseño por analizar, tal es el caso de estudiar el impacto que tiene cambiar el tamaño de sección transversal del clavo intramedular, para determinar si de este modo disminuyen las sollicitaciones de carga en este elemento. De igual forma se puede estudiar el efecto que tiene el colocar los pernos en otras ubicaciones, entre otros posibles estudios.

El estudio de este tipo de implantes, ayuda a entender el desempeño biomecánico de los mismos, de esta forma, se puede beneficiar a los pacientes que los portan de una manera considerable, ya que el equipo de cirujanos ortopedistas podrán tomar decisiones sobre la opción quirúrgica que más le favorezca al paciente, contribuyendo a una mejor calidad de vida para este.

### Conclusiones

En un principio se pensaba que el incremento del tamaño del espaciador aumentaba el riesgo de fractura en el implante. Finalmente, se observa que a medida que se incrementa el tamaño del espaciador, aumenta la proporción de cargas que se transmiten por este elemento. El análisis de los resultados nos indican, que al variar el tamaño del espaciador dentro de las resecciones establecidas no existe riesgo de fractura del implante, ya que no se encuentran diferencias significativas en los niveles de esfuerzos obtenidos en el mismo.

### Referencias

- G. Rico Martínez, L. Linares González, L. Díaz Rodríguez, M. de la Garza Navarro. "Tratamiento de los tumores óseos mediante resección en bloque y colocación de clavo Colchero especial con espaciador metálico". *Rev. Mex Ortop Traum.* Vol. 12. 1996. pp. 445-449.
- M. Malawer, L. Chou. "Prosthetic survival and clinical results with use of large-segmental replacements in the treatment of high-grade bone sarcomas". *J. Bone Joint Surg.* Vol. 77-A. 1995. pp. 1154-1165.
- A. Simon. "Current concept review. Limb salvage for osteosarcoma". *J. Bone Joint Surg.* Vol. 70A. 1988. 307-310.
- G. Blunn, T. Briggs, S. Cannon, P. Walker, P. Unwin, S. Culligan, J. Cobb. "Cementless fixation for primary segmental bone tumor endoprostheses". *Clin. Orthop.* Vol. 372. 2000. pp. 223-230.
- J. Arroyo, K. Garvin, J. Neff. "Arthrodesis of the knee with a modular titanium intramedullary nail". *J. Bone Joint Surg.* Vol. 79A. 1997. pp. 26-35.
- I. Harris, A. Leff, S. Gitelis, M. Simon. "Function after amputation, arthrodesis, or arthroplasty for tumors about the knee". *J. Bone. Joint Surg.* Vol. 72A. 1990. pp. 1477-1485.
- V. Domínguez, M. Carbajal, C. Fera, G. Urriolagoitia, L. Hernández, G. Rico, Z. Damián Noriega, P. Lomeli Mejía. "Biomecánica de un fémur sometido a carga. Desarrollo de un modelo tridimensional por medio del método del elemento finito". *Rev. Mex Ortop. Traum.* Vol. 13. 1999. pp. 633-638.
- A. Rohlmann, G. Bergmann, R. Koelbel. "The relevance of stress computation in the femur with and without endoprosthesis". R. H. Gallagher, B. R. Simon, P.C. Jhonson, J. F. Gross (editors). *Finite Elements in Biomechanics.* Ed. John Wiley & Sons. 1982. New York. pp. 361-377.
- S. Kalidindi, P. Ahmad. "A numerical investigation of the mechanics of swelling-type intramedullary hip implants". *Journal of Biomechanical Engineering.* Vol. 119. 1997. pp. 241-247.
- C. Wang, A. Yettram, M. Yao, P. Procter. "Finite element analysis of a Gamma nail within a fractured femur". *Medical Engineering & Physics.* Vol. 20. 1998. pp. 677-683.
- M. Taylor, K. Tanner, M. Freeman, A. Yettram. "Cancellous bone stresses surrounding the femoral component of a hip prosthesis: an elastic-plastic finite element analysis". *Medical Engineering & Physics.* Vol. 17. 1995. pp. 544-550.
- Y. Kang, H. Park, Y. Youm, I. Lee, M. Ahn, J. Ihn. "Three dimensional shape reconstruction and finite element analysis of femur before and after the cementless type of total hip replacements". *Journal of Biomedical Engineering.* Vol. 15. 1993. pp. 467-504.
- K. Polgar, M. Viceconti, J. O'Connor. "A comparison between automatically generated linear and parabolic tetrahedral when used to mesh a human femur". *Proc. Inst. Mech. Eng. H.* Vol. 215. 2001. pp. 95-94.