

Clavos intramedulares vs. placas de osteosíntesis para fracturas de fémur: Análisis por elementos finitos

M. CHARLES-HARRIS¹, D. LACROIX¹, I. PROUBASTA², J. A- PLANELL¹

¹Centro de Investigación en Ingeniería Biomédica, Departamento de Ciencia de los Materiales e Ingeniería Metalúrgica, Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona.

²Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología, Hospital de la Santa Creu i Sant Pau, Barcelona

Resumen

La estabilización interna de fracturas de la diáfisis femoral se realiza mediante la implantación de clavos intramedulares o placas de osteosíntesis. El objetivo de este estudio es realizar una comparación biomecánica por elementos finitos de ambos implantes y así desarrollar una herramienta preclínica para guiar a los cirujanos en la elección del método de estabilización más adecuado para cada fractura.

Se malló un fémur entero en el cual se practicó una fractura de 1mm ó 3mm en la diáfisis. Los modelos de placa y clavo se mallaron a partir de la geometría de los implantes, para el clavo se realizaron dos modelos con diámetros distintos (11 y 13 mm). El estudio incluye simulaciones en dos etapas de regeneración de la fractura (con modulo de elasticidad en la fractura de 1 MPa ó 10 MPa), con implantes de acero inoxidable y titanio. Las cargas aplicadas simulan el apoyo monopodal e incluyen la actuación de la cadera, y los músculos abductores, psoas ilíaco e iliotibial.

Los resultados muestran que la tensión en los implantes aumenta con el tamaño de la fractura y disminuye con su módulo. Los clavos tienden a inducir más deformación en la fractura que las placas. El diámetro de los clavos influye en la tensión inducida en el hueso y en la deformación en la fractura, los resultados de los clavos más anchos tienden a los resultados de las placas.

Palabras clave: Análisis por elementos finitos, clavo intramedular, placa de osteosíntesis, fémur, estabilización de fracturas

Abstract

The internal stabilization of diaphyseal femoral fractures is usually done with intramedullary nails or osteosynthesis plates. The aim of this study is to use finite element modelling to compare both implants biomechanically and to develop a pre-clinical aid which could help surgeons choose the most adequate implant for each fracture.

A model of a standardized femur was used for the simulations. A 1mm and 3mm fracture was modelled in its diaphysis. The models of the intramedullary nail and osteosynthesis plates were obtained from real prostheses. The nails were modelled in two diameters (11mm and 13mm). The simulations were performed at two stages of fracture healing, with stainless steel and titanium implants. The load configuration used was a single-legged stance, and includes the hip-joint reaction force, the abductors, the psoas and the iliotibial tract.

The results show that the stress in the implants increases when the size of the fracture increases, and decreases as the fracture heals. Intramedullary nails tend to induce more strain of the fracture than the plates. The diameter of the nails influences the stresses induced in the bone and the strain of the fracture. Stresses and strains induced by the wider nail are similar to those of the osteosynthesis plate.

Keywords: Finite element analysis, intramedullary nail, osteosynthesis plate, femur, fracture fixation

Correspondencia:

J. A. Planell

Av. Diagonal 647, Pavellón E, 1a Planta.

Barcelona 08028

E-mail: josep.a.planell@upc.es

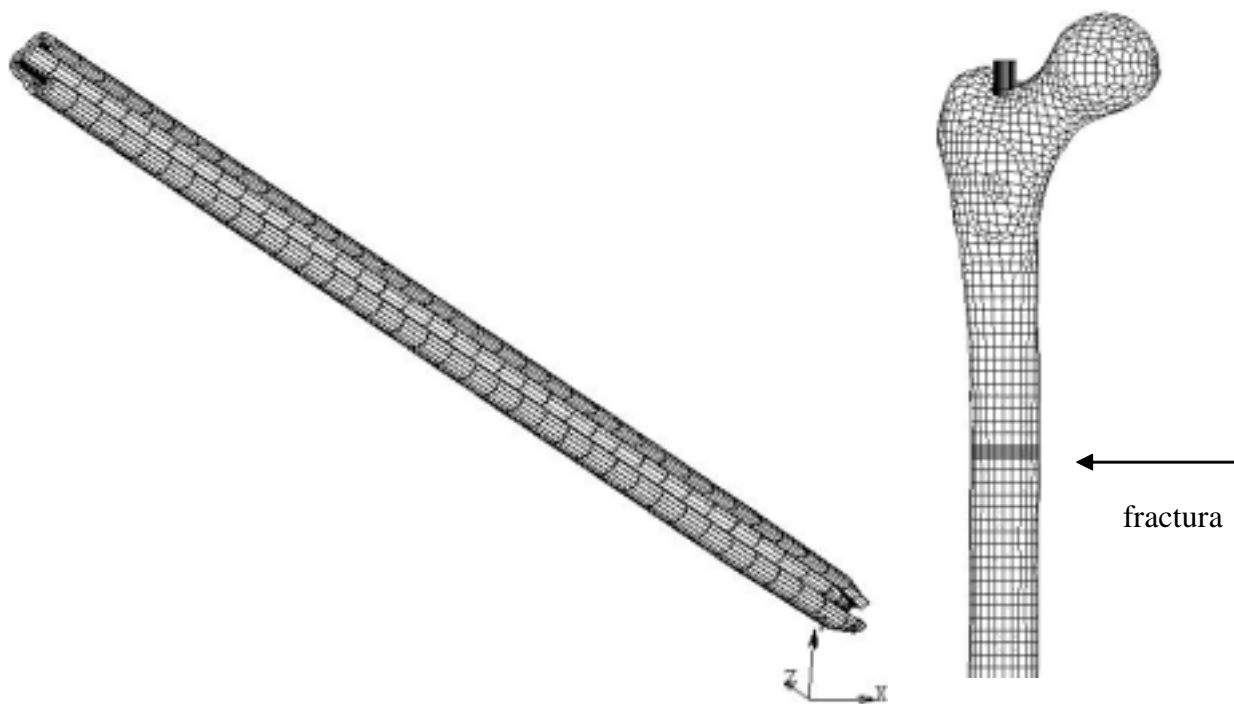


Figura 1. a) Modelo del clavo intramedular tipo Küntscher son perfil en forma de hoja de trébol, b) inserción del clavo en el modelo del fémur y situación de la fractura diafisaria.

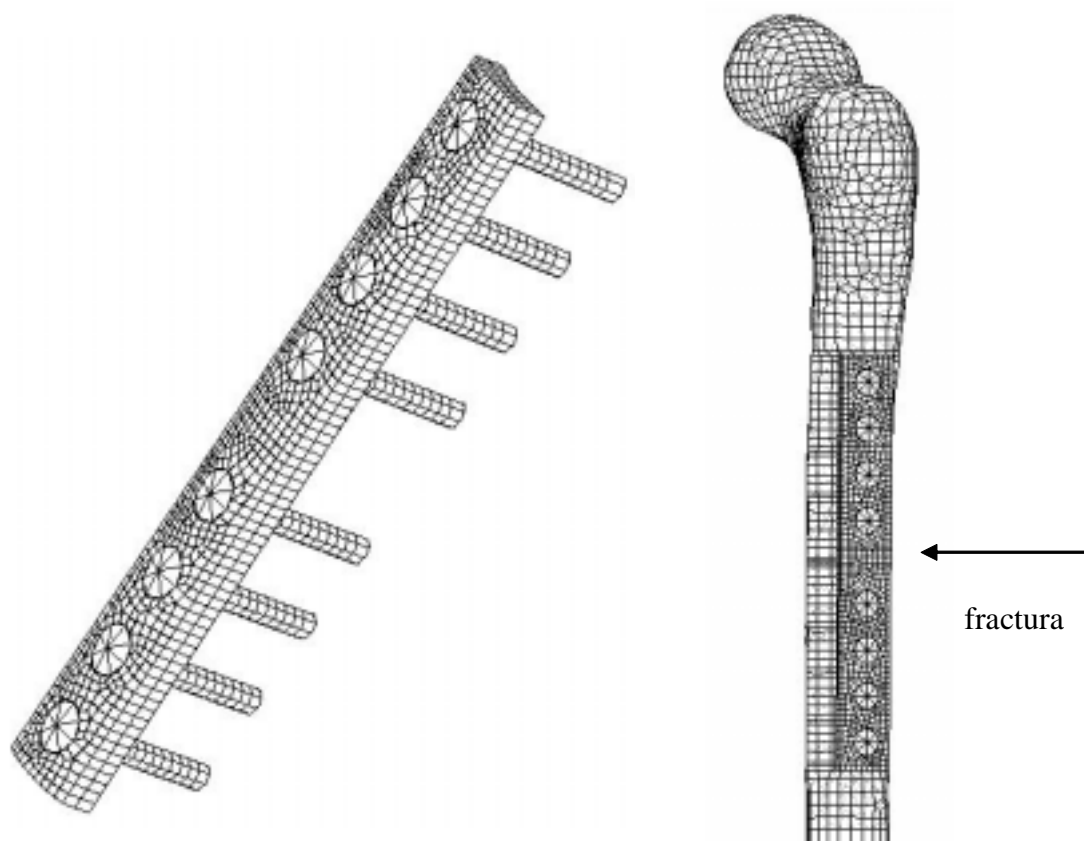


Figura 2. a) Modelo de la placa de osteosíntesis, b) inserción de la placa en la superficie del fémur y situación de la fractura diafisaria.

Introducción

La estabilización interna de fracturas de la diáfisis femoral se realiza mediante la implantación de clavos intramedulares o placas de osteosíntesis. La colocación de los clavos intramedulares requiere una operación poco invasiva y durante la curación de la fractura, el clavo permite cierto movimiento del callo de fractura que podría ser beneficioso para su consolidación [6]. La principal desventaja de los clavos intramedulares es su inestabilidad mecánica que puede conllevar inestabilidad rotacional, excesiva deformación de la fractura y reducción de la longitud del fémur. Las placas de osteosíntesis, sin embargo, ofrecen una fijación muy estable, pero su implantación afecta al periostio y a los tejidos blandos alrededor de la fractura, además, pueden provocar la reabsorción ósea debido al apantallamiento de tensiones y tienden a fallar

por fatiga [2].

El objetivo de este trabajo es realizar una comparación biomecánica por elementos finitos entre clavos intramedulares y placas de osteosíntesis para estudiar las tensiones en los implantes y las deformaciones en las fracturas. El método de los elementos finitos presenta la ventaja de poder controlar las distintas variables de forma exacta y así eliminar errores debidos a las diferencias entre fémures y prótesis reales. Se pretende desarrollar una herramienta pre-clínica que sirva de apoyo a los cirujanos ortopédicos para que puedan elegir el implante biomecánicamente óptimo en función del tamaño de la fractura y la calidad del fémur.

Métodos

El modelo del fémur se malló a partir del modelo estándar de fémur ofrecido por el Prometeo Project

Tabla 2. Fuerzas resultantes aplicadas al modelo de fémur.

	Fuerza resultante (N)
Cadera	2997
Abductores	1237
Psoas Iliaco	582
Ilitibial	150
Extremo distal	fijado

Tabla 1. Propiedades mecánicas de los materiales utilizados en el estudio.

	Modulo de Young (MPa)	Módulo de Poisson
Fractura postoperatoria	1	0.49
Fractura parcialmente consolidada	10	0.49
Hueso esponjoso	1,000	0.33
Hueso cortical	17,000	0.33
Acero inoxidable	200,000	0.33
Titanio	110,000	0.31

[5]. Los modelos de clavo intramedular (tipo Küntscher con perfil en forma de trébol) y de placa de osteosíntesis se obtuvieron a partir de implantes reales de las marcas Soplariil Hispanica Ò, y TRAIBER S.A. respectivamente (Figuras 1 y 2). El clavo se malló en dos diámetros : 11 mm y 13 mm para estudiar el efecto del ajuste entre el clavo y el canal medular del fémur. Ambos implantes se modelizaron en acero inoxidable y en titanio. Se practicó una fractura en la diáfisis del modelo de fémur. La fractura se modelizó en dos espesores: 1mm y 3mm, y en dos estados de consolidación: postoperatorio y parcialmente consolidado. Las propiedades mecánicas de los materiales utilizados en las simulaciones se encuentran en la Tabla 1.

El estado de carga utilizado para la simulación fue el apoyo monopodal. Los valores y los puntos de inserción de las cargas se derivaron a partir de Taylor et al. [4], adaptándolos a la geometría de nuestro modelo de fémur para que el fémur estuviera cargado principalmente en compresión (Figura 3). Las simulaciones se realizaron con el software Marc-Mentat 2003 (MSC Software) considerando grandes deformaciones y contacto entre los implantes y el hueso. La tensión en los implantes se caracterizó mediante el criterio von Mises de energía de distorsión.

$$\sigma_o = \frac{1}{\sqrt{2}} [(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]^{1/2}$$

La deformación en la fractura se caracterizó mediante la deformación octaédrica de cizalladura (a volumen constante).

$$\epsilon_o = \frac{1}{3} [(\epsilon_1 - \epsilon_2)^2 + (\epsilon_2 - \epsilon_3)^2 + (\epsilon_3 - \epsilon_1)^2]^{1/2}$$

Resultados

Los resultados de las simulaciones confirman la influencia de la geometría y el material del implante en las tensiones que éstas soportan y en la deformación de la fractura. La tensión en los implantes disminuye al disminuir el módulo del material del implante. Así, al pasar de acero inoxidable a titanio, la tensión soportada por el implante disminuye para todas las fracturas (Figura 4). La tensión en los implantes también varía con el tamaño y la consolidación de la fractura; disminuye a medida que la fractura se consolida y es mayor en la fractura de 3mm de espesor que en la de 1mm de espesor. El clavo de 11mm soporta tensiones consistentemente más elevadas que el clavo de 13mm, de hecho, las tensiones superan su límite elástico y provocarían un fallo del implante (Figura 5). El clavo de 13mm y la placa soportan tensiones similares (Figura 6).

La deformación de cizalladura en la fractura también varía en función del implante y del tamaño de la fractura. Los implantes de titanio permiten más deformación que los de acero inoxidable para

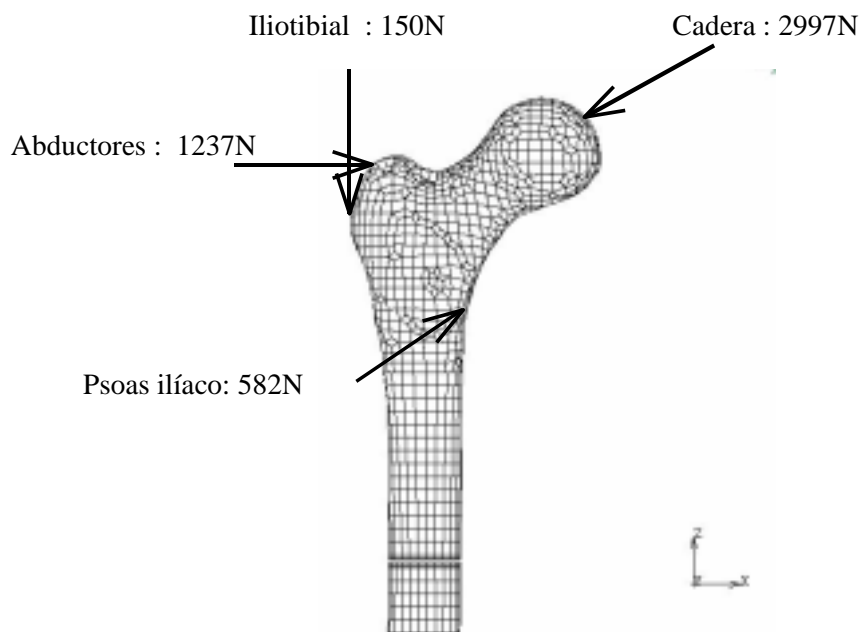


Figura 3. Estado de cargas del apoyo monopodal utilizado en las simulaciones. El extremo distal del fémur está fijado para todos los desplazamientos y rotaciones.

todos los implantes y fracturas. Los clavos intramedulares también permiten mayores deformaciones en la fractura que la placa, y la deforma-

ción es mayor con el clavo de menor diámetro. La deformación en la fractura disminuye con su consolidación (Figura 7).

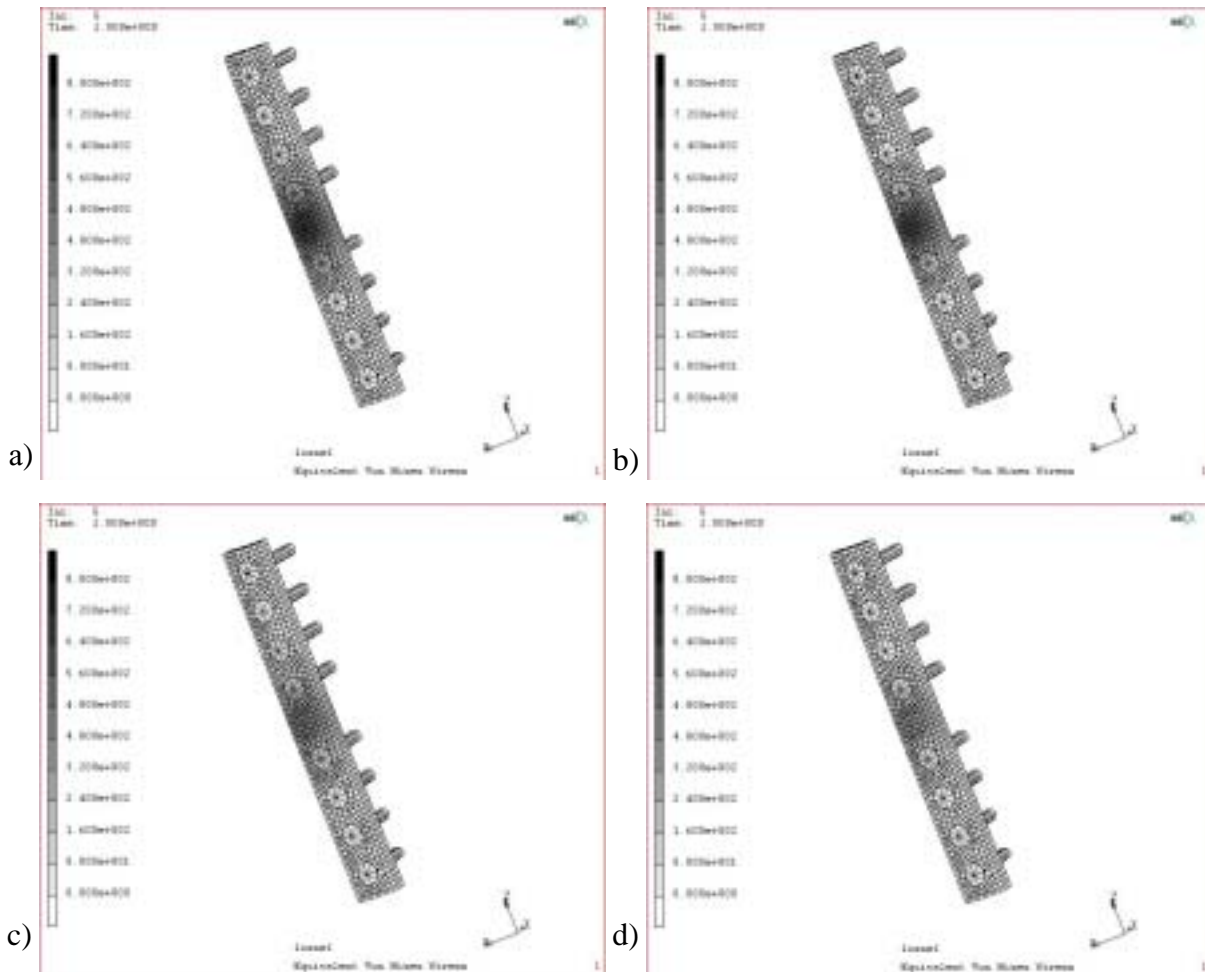


Figura 4. Tensión equivalente de von Mises en las placas de osteosíntesis estabilizando una fractura de 3mm: a) placa de acero inoxidable y fractura postoperatoria, b) placa de titanio y fractura postoperatoria, c) placa de acero inoxidable y fractura parcialmente consolidada y d) placa de titanio y fractura parcialmente consolidada.

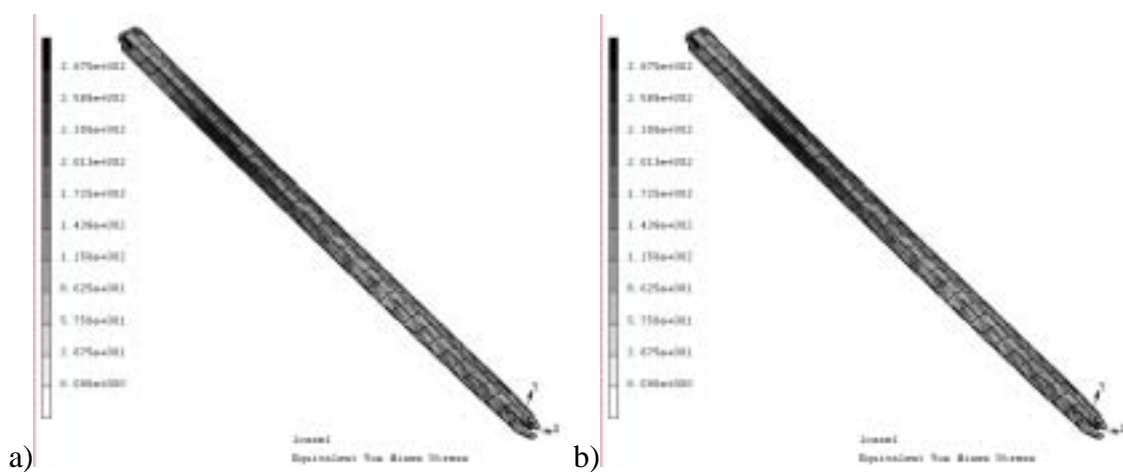


Figura 5. Tensión equivalente de von Mises en el clavo intramedular de 11mm de diámetro (a) y en el de 13mm de diámetro al estabilizar una fractura de 1mm parcialmente consolidada.

Discusión

El implante ideal debe ofrecer una fijación flexible que permita cierto micromovimiento de la fractura y que induzca formación del callo óseo y su consolidación [1;3]. Los resultados de las simulaciones indican que los implantes de titanio estabilizan la fractura permitiendo más deformación y soportando menos carga que sus equivalentes en acero inoxidable. Así, el titanio sería más adecuado como material para implantes que el acero inoxidable, siempre y cuando la fractura lo permita.

Comparando las placas de osteosíntesis y los clavos intramedulares, los resultados del estudio confirman que las placas ofrecen una estabilización más rígida que los clavos, permitiendo relativamente poca deformación. Los clavos, por otro lado, inducen deformaciones excesivamente elevadas en fracturas postoperatorias, y esto conllevaría una inestabilidad a torsión o una reducción de la longitud del fémur. En el caso de los clavos, sin embargo, es crítico escoger un diámetro adecuado, ya que un aumento de 2mm de diámetro reduce la deformación inducida en la fractura de forma importante (más de un 40% de deformación menos en el caso

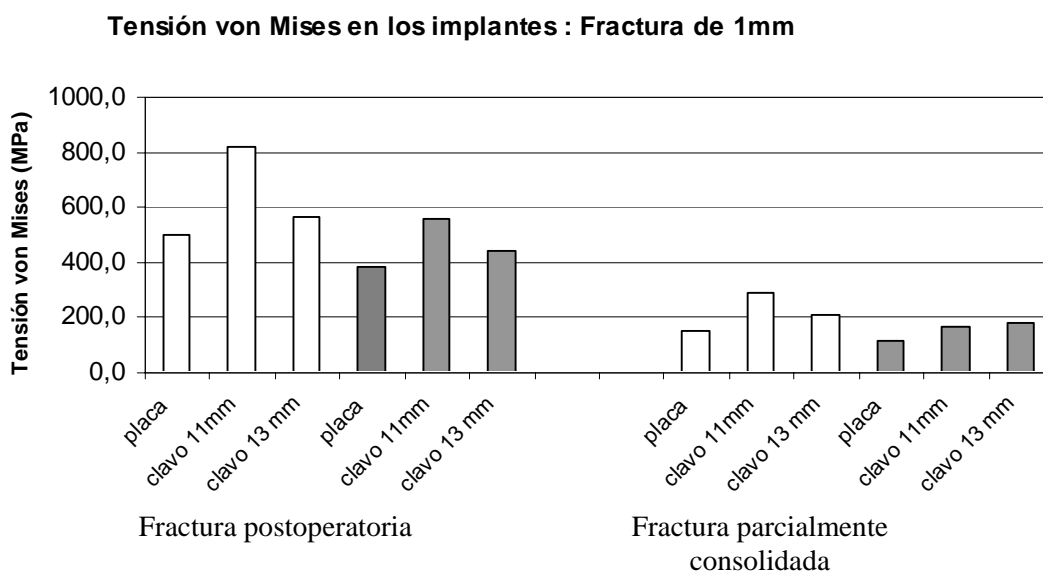


Figura 6. Tensión de von Mises en los implantes con una fractura de 1mm en los estados postoperatorio y parcialmente consolidada.

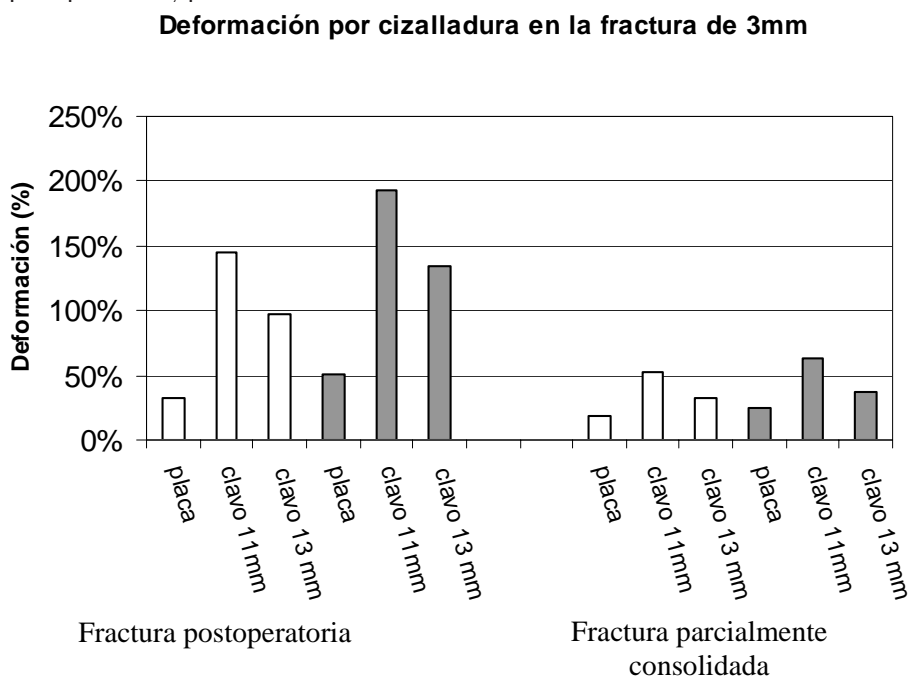


Figura 7. Deformación por cizalladura en la fractura de 3mm en dos estados de consolidación, estabilizada con los clavos de 11mm y 13mm y con la placa de osteosíntesis.

del tipo de implante y de su tamaño es crítico para la buena consolidación de la fractura diafisaria de fémur.

La principal limitación de este estudio es el uso del estado de cargas de apoyo monopodal. Este estado de cargas se utiliza con mucha frecuencia en las simulaciones por elementos finitos del fémur ya que representa el momento de mayor carga posible en la extremidad inferior. Esta carga no es del todo adecuada en el caso de una fractura de fémur ya que los pacientes se ayudan con muletas durante las primeras semanas postoperatorias. Consecuentemente, las deformaciones y tensiones simuladas durante la primera etapa de consolidación de la fractura serían mucho menores en un caso real.

Conclusión

El análisis mediante elementos finitos permite evaluar la biomecánica de la estabilización de las fracturas diafisarias de fémur y ofrecería una referencia al cirujano ortopédico a la hora de elegir el método de fijación más adecuado para cada fractura. El desarrollo de un modelo coherente por elementos finitos del sistema fémur-implante y su validación de forma experimental, permitiría también mejorar el diseño de las placas y los clavos existentes, reforzando los puntos más débiles o adaptando la geometría de los implantes en función de su carga.

Bibliografía

1. **Duda GN, Mandruzzato F, Heller M, Goldhahn J, Moser R, Hehli M, Claes L, Haas NP:** Mechanical boundary conditions of fracture healing: borderline indications in the treatment of unreamed tibial nailing. *J.Biomech.* 2001;34:639-650.
2. **Seral García B, García JM, Cegoñino J, Doblare Castellano M, Seral Íñigo F:** Estudio biomecánico de los implantes para las fracturas del fémur distal: clavo y placas. *Revista de Ortopedia y Traumatología* 2002;46:32-37.
3. **Stoffel K, Dieter U, Stachowiak G, Gächter A, Kuster MS:** Biomechanical testing of the LCP—how can stability in locked internal fixators be controlled? *Injury* 2003;34 Suppl 2:B11-B19.
4. **Taylor ME, Tanner KE, Freeman MA, Yettram AL:** Stress and strain distribution within the intact femur: compression or bending? *Medical Engineering & Physics* 1996;18:122-131.
5. **Viceconti M, Casali M, Massari B, Cristofolini L, Bassini S, Toni A:** The *standardized femur program* proposal for a reference geometry to be used for the creation of finite element models of the femur. *J.Biomech.* 1996;29:1241.
6. **Zanasi R, Rotolo F, Romano P, Glimarini V, Zanasi L:** Intramedullary Osteosynthesis. 1. Künstcher nailing in the femur. *Italian Journal of Orthopaedics and Traumatology* 1990;16:143-157.