

Modelización y análisis de la placa DCP en fracturas B2 de fémur por el método de elementos finitos

MARIANO SAURA SÁNCHEZ, ANICETO VALVERDE MARTÍNEZ, MARI CARMEN ALCARAZ ROMERO.
Universidad Politécnica de Cartagena

Introducción y objetivos

Uno de los sistemas de reparación indicados para el tratamiento de fracturas diafisarias de fémur es la fijación interna mediante placa de osteosíntesis [1-3]. Entre los distintos modelos que existen en la actualidad tienen gran aceptación las que utilizan el concepto de compresión dinámica, que consiste en utilizar la geometría específica de los taladros distribuidos sobre la placa para conseguir aproximar los extremos de la fractura hasta ponerlos en contacto e incluso aplicar una cierta compresión entre ellos por el efecto de descentrado de los tornillos.

Esta compresión interfragmentaria provoca que los segmentos participen en la transmisión de carga, condición fundamental para la formación de nuevo hueso cortical. Otro efecto de la compresión interfragmentaria es que ayuda al sistema de osteosíntesis en la forma y en el reparto de la cantidad de carga que deben transmitir placa y hueso hasta la articulación de la rodilla.

Sin embargo, a pesar de los esfuerzos de los cirujanos por conseguir esta compresión interfragmentaria, ésta no siempre es posible y en muchos casos queda una separación o gap entre los extremos de la fractura de tal forma que en esa zona el implante deberá realizar la función de puente (placa de neutralización), transmitiendo toda la carga entre los extremos. A pesar de que se sabe que esta es la condición de trabajo más desfavorable para la placa, y que es en alguna sección de esa zona donde se produce su fracaso, aún hoy día no se ha estudiado detalladamente el estado tensional en esa zona en función del gap de la fractura y del peso del paciente, parámetros que el cirujano puede conocer con exactitud y podría utilizar para de-

terminar si una determinada placa fracasará o no antes de la consolidación de la fractura.

El objetivo de este estudio es obtener la geometría y mallado tridimensional del conjunto hueso-placa DCP-tornillos de fijación y analizar su comportamiento frente a una fractura diafisaria de fémur tipo B2 considerando que se ha conseguido contacto en la segunda cortical. El modelo generado quedará preparado para un posterior estudio en el que se analice la respuesta de la placa frente a variaciones en la carga, gap de la fractura y tipo de material en que el dispositivo esté fabricado.

Material y métodos

En el modelo de elementos finitos se han considerado los siguientes sólidos: placa de osteosíntesis, tornillos de fijación y fémur.

Placa de osteosíntesis

La placa objeto de estudio ha sido la DCP fabricada en acero inoxidable 316L compuesta por 14 taladros. Su geometría, tanto externa como la de sus taladros ha sido obtenida de forma precisa mediante una máquina de medición por coordenadas modelo DEA SWIFT A 001.

Para su modelización se ha aprovechado la simetría en el reparto de los taladros creando un sólido patrón (Figura 1) que se ha copiado y reflejado sucesivamente hasta completar el modelo sólido completo de la placa (Figura 1). El sólido patrón se ha dividido, a su vez en otros siete volúmenes para conseguir la geometría precisa que permitiera su mallado mapeado (Figura 1) con un elemento tridimensional isoparamétrico de 8 nodos [4]. La placa presenta una zona central, en la que no existe taladro, que se hará corresponder con el foco de fractura, condición por la cual su mallado ha sido refinado considerablemente (altura de los

Correspondencia:

Universidad Politécnica de Cartagena
Campus Universitario Muralla del Mar.C/ Doctor
Fleming, s/n.30202
Cartagenamsaura.sanchez@upct.es

elementos: 0.25 mm), como se puede observar en la Figura 1.

Una vez generados todos los volúmenes, se usaron las herramientas propias del programa de elementos finitos para asegurar que las áreas y líneas comunes compartieran sus nodos evitando así, discontinuidades en el modelo.

Tornillos de fijación

Los tornillos de fijación se utilizan para fijar la placa al fémur dando estabilidad al conjunto. En este modelo, la fijación de la placa al fémur se ha obtenido consiguiendo que todos los volúmenes en contacto estuvieran completamente «pegados», compartiendo nodos en las áreas en contacto. Sin embargo se han considerado los tornillos de fijación en el modelo, para tener en cuenta el efecto de pretensionado de los tornillos, es decir, el par de apriete que el cirujano aplica sobre el tornillo para fijar la placa al hueso. En este estudio, el par de apriete aplicado es de 3 Nm [5], por lo que el pretensionado entre la cabeza del tornillo y la primera cortical puede calcularse según la Ecuación (1) con el valor $\alpha = 35^\circ$ para tornillos clase HA [6].

$$F = \frac{2 \cdot M_G}{(d_5 + d_1) \cdot \operatorname{tg} \alpha} \quad (1)$$

En el modelo se han considerado cuatro tornillos de 4.5 mm de diámetro de caña en los correspondientes taladros proximales y otros cuatro en

los distales (Figura 1). El material es el mismo que el de la placa y también el volumen de la cabeza del tornillo está pegado al taladro en el que se ha insertado y presenta mallado mapeado.

Fémur.

El modelo del fémur corresponde al fémur estándar que se encuentra disponible en internet en el ISB Mesh Repository [7], dirigido por el Istituti Ortopedici Rizzoli, Bologna, Italy, de donde se obtuvo exclusivamente la geometría del tercio proximal en formato IGES que posteriormente hubo que tratar para poder cerrar volúmenes susceptibles de ser mallados. Una vez creados los elementos mediante el mallado libre de estos volúmenes (Figura 2.a), se generaron de nuevo, de forma directa, en el modelo con la placa y los tornillos. La diáfisis del fémur se ha considerado como un cilindro hueco de hueso cortical y se ha dividido en tantas partes como taladros a ambos lados de la zona central. Cada una de estas partes, como la mostrada en la Figura 2.b, ha sido dividida en otros cuatro volúmenes, en la forma mostrada en la misma figura, para su mallado mapeado en los 1, 2 y 3. El volumen 4 presenta mallado libre.

La zona diafisiaria que estará en contacto con la parte central de la placa se ha dividido en rodajas de 1 mm de espesor para posibilitar el estudio de fracturas con distintas geometrías (desde 1 mm hasta 10 mm).

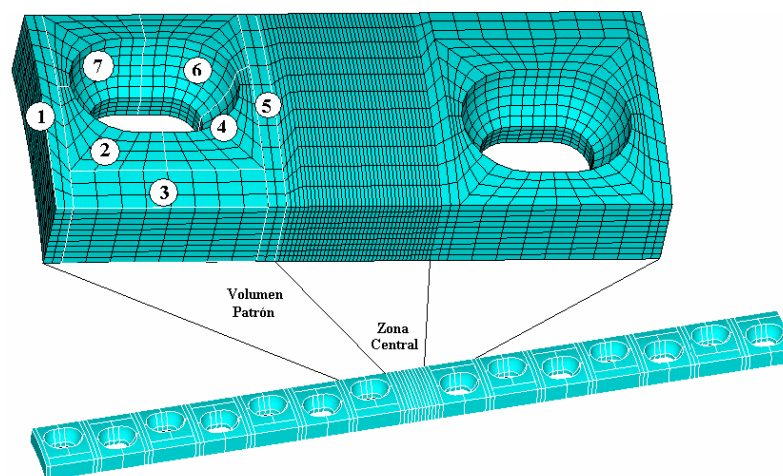


Figura 1. Detalles del modelo sólido y de elementos finitos de la placa DCP.

Por último, los elementos del extremo proximal de la diáfisis se unieron con los inferiores del tercio proximal mediante otros elementos generados de forma directa. En la Figura 2.c se muestra el modelo completo a estudio. Las propiedades de la placa de osteosíntesis y de los tornillos de fijación son las mismas [3,6,8,9]: Módulo de Young (E) = 0.2E6 Mpa; Coeficiente de Poisson = 0.3. Las del hueso cortical [3,6,8]: Módulo de Young (E) = 1200 Mpa; Coeficiente de Poisson = 0.31.

El modelo de la placa está compuesto por 31.620 elementos de 8 nodos; el hueso cortical por 42.287 y los tornillos de fijación por 216 elementos de 8 nodos cada uno.

Tipo de análisis y estado de cargas.

Se ha realizado un estudio estático tridimensional, considerando comportamiento elástico lineal, isótropo y homogéneo de todos los materiales que intervienen en el modelo. En este estudio se considera que existe contacto entre los extremos de la fractura en la segunda cortical, para evaluar ventaja que éste contacto supone para la respuesta de la placa. Se ha considerado una fuerza **W** que varía de 100 N a 1000 N con incrementos de 100 N. (10 N equivalen a 1 kg).

La hipótesis de carga corresponde a un apoyo monopodal parcial estático equivalente a la fase 16 el ciclo de la marcha humana [10] en el que la aplicación de las ecuaciones de equilibrio sobre el centro de rotación (CR) permiten calcular el valor y la dirección de la reacción resultante del acetábulo so-

bre la cabeza femoral (punto de aplicación en CR) y la fuerza de los abductores.

Utilizando el modelo de E. Gender [11] y considerando que $P = BW$ es la carga parcial con que el paciente apoya el miembro intervenido, las componentes de

reacción sobre la articulación pueden calcularse a partir de las Ecuaciones (2):

$$\begin{aligned} R_x &= \frac{W \cdot HT \cdot \sin \alpha}{(\cos \alpha - \sin \alpha \cdot \tan \beta) \cdot (1 - HT)} \\ R_y &= \frac{W \cdot HT \cdot \cos \alpha}{(\cos \alpha - \sin \alpha \cdot \tan \beta) \cdot (1 - HT)} \\ F &= \frac{R_x}{\sin \alpha} \end{aligned} \quad (2)$$

Donde F es la fuerza del abductor, $W = 5/6 P$, $a = 20.9$ el ángulo formado por la resultante del grupo de abductores con la vertical, $b = 20.2$ el ángulo entre la línea que une los puntos de aplicación de la fuerza de los abductores y la reacción articular, con la horizontal y cuyo valor se ha obtenido a partir de la geometría del modelo (Figura 2) y HT la razón cabeza / trocánter.

El extremo distal del fémur se ha considerado empotrado [12]

Resultados

Se ha estudiado la distribución de tensiones equivalentes de Von Mises. En todos los casos, las máximas tensiones equivalentes aparecen en el

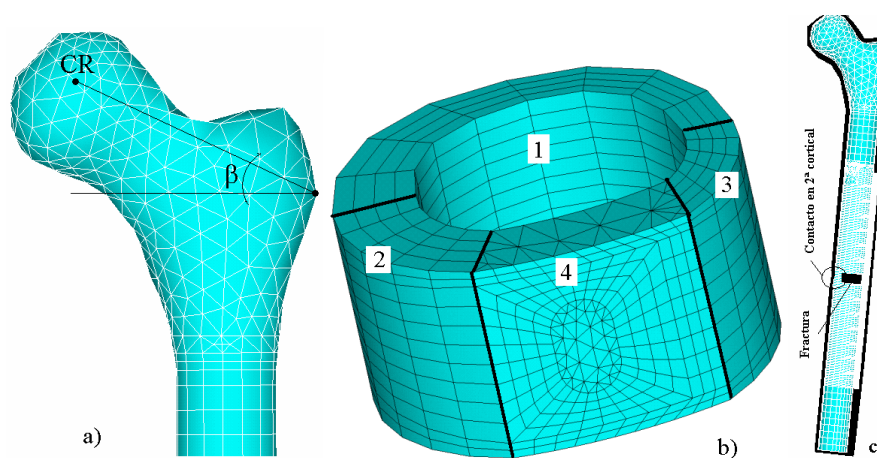


Figura 2. a) Mallado libre tercio proximal. b) Zonas de mallado de cada sección distal c) Conjunto hueso-placa-tornillos

borde de menor sección del primer taladro por encima del foco de fractura (Figura 3). En la figura 3 se muestran las distribuciones de tensiones en la cara anterior, posterior y en vista lateral de la parte central de la placa que es la que se encuentra sometida a mayores tensiones.

En la misma figura se representa gráficamente el valor de la máxima tensión equivalente de Von Mises en función de la carga aplicada, hasta 600 Newton. Para la carga, de 1000 N la tensión máxima no llega a los 300 Mpa, valor que está por debajo de la mitad de su límite elástico.

Resulta interesante la distribución de tensiones mínimas, la cual se produce en los extremos superiores e inferiores de los taladros, generándose una zona que recorre toda la placa de taladro en taladro.

Discusión y conclusiones

El modelo estudiado presenta una primera aproximación al estudio del comportamiento real de este dispositivo, por cuanto la placa se ha considerado inicialmente pegada en su totalidad a la primera cortical del fémur. En la actualidad se está trabajando en el estudio del contacto entre tornillo y placa, tornillo y primera cortical y placa con esta cortical.

Se considera que el tamaño de los elementos es suficientemente fino como para aceptar los resultados. El modelo, casi en su totalidad presenta mallado mapeado y aún existen determinados volúmenes que deben tender a este tipo de mallado; así, los volúmenes 4 de cada sección de hueso cortical (figura 2) están formados por 1484 elementos cada uno, mientras que los volúmenes 1, 2 y 3 suman en total 864.

El estudio no considera la caracterización del material en cuanto a comportamiento elasto-plástico, hipótesis que parece justificada porque, a la vista de los resultados en ningún caso la placa trabaja en la zona de deformaciones plásticas y la no linealidad del comportamiento plástico consume mayores recursos de cálculo.

En cuanto a los resultados, se puede observar claramente la linealidad del estudio.

Asimismo, el hecho de que en la cara anterior las tensiones máximas aparezcan en los bordes de los taladros, en la zona de menor espesor, queda confirmado por el tipo de fractura que se ha detectado en placas de este tipo retiradas por fracaso prematuro; rotura en el primer tercio del taladro, frágil en esa sección y dúctil en la más ancha.

A la vista de los resultados, se comprueba que la búsqueda de contacto entre los extremos es fundamental para evitar el fracaso del implante, a me-

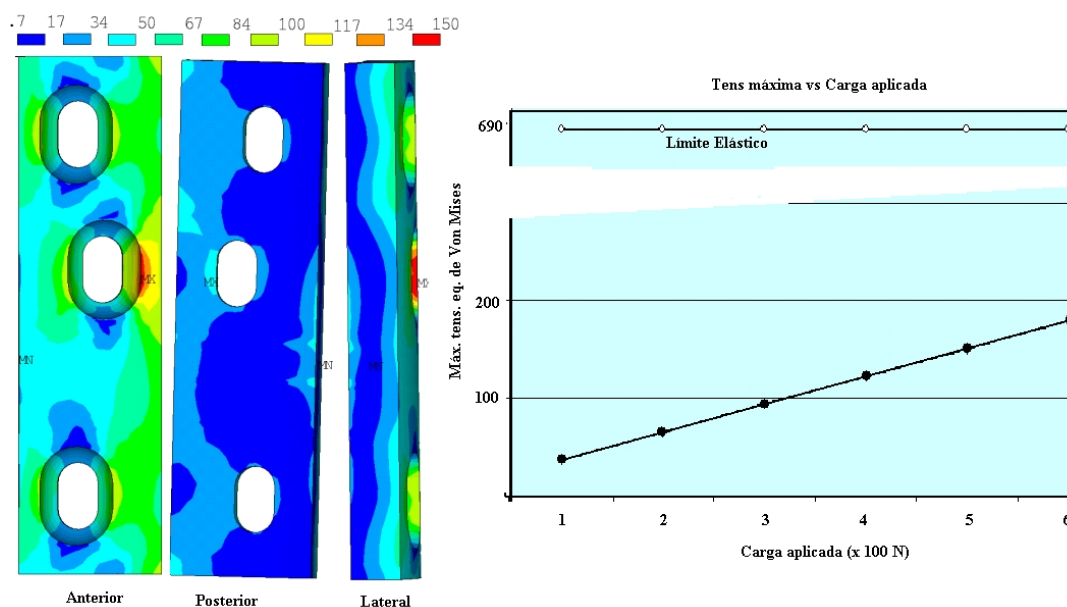


Figura 3. Tensiones de Von Mises en zona central de la placa y gráfica de tensión máxima vs carga aplicada.

nos en condiciones estáticas de carga. En estudios posteriores se analizará la vida del implante frente a cargas de fatiga.

Bibliografía

1. **Müller M.E.; Allgöwer M.;** *Manual de Osteosíntesis*. Ediciones Springer-Verlag Ibérica. Tercera edición, (1993).
2. **M. Rae R.** *Diagnóstico de fracturas y principios de tratamiento*. Interamericana M. Graw-Hill, (1994).
3. **M. Comín, J.L. Peris, J. Prat.** *Biomecánica de la fractura ósea y técnicas de reparación*. Instituto de biomecánica de Valencia. (1999)
4. **E.C. Teo, H.W. Ng,** *First cervical vertebra (atlas) fracture mechanism studies using finite element method*. Journal of Biomechanics, vol. 34 (2001) 13.
5. **M.Borgeaud, J.Cordey.** *Mechanical análisis of the bone to plate interface of the LC-DCP and of the PC-FIX on human femora*. Injury, Int. J. Care Injured Vol.31, (2000)
6. **J. de Palacios y Carvajal; C. Hernández-Ros.** *Bases biomecánicas y metalúrgicas de los implantes utilizados en cirugía ortopédica y traumatología*. Ed. Garsi 1979.
7. **The ISB Finite Element Repository, Instituti Rizzoli,** 1997 http://www.cineca.it/hosted/LTM/back2net/ISB_mesh/, (2001)
8. **Saura Sanchez, M.** *Prótesis total de rodilla con amortiguamiento. Análisis y estudio comparativo mediante modelado y experimentación*. PFC. (1996.)
9. **Anne Hover, P.E.** *Technical Assessment of Materials for Fracture Fixation*. [http://www.depuyace.com/dahp_app/technical_papers_list\(femur\)](http://www.depuyace.com/dahp_app/technical_papers_list(femur))
10. **Renato Bombelli.** *Artrosis de la cadera. Clasificación y patogenia. Función de la osteotomía como terapéutica consiguiente*, Salvat Editores, S.A. (1985)
11. **Eiichi Genda, Norimasa Iwasaki.** *Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing-effect of gender and anatomic parameters*. Journal of Biomechanics vol. 34 (2001), 895
12. **J.Cordey, M.Borgeaud.,** *Force transfer between the plate and the bone: relative importance of the bending stiffness of the screws and the friction between plate and bone*. Injury, Int. J. Care Injured Vol. 31, (2000) SC-21-28.