

El fenómeno de *cut-out* en fractura intertrocanterica de fémur: análisis mediante modelo de elementos finitos

DOI: <http://dx.doi.org/10.4321/S1889-836X2021000100005>

Arias-Blanco A¹, Marco M¹, Giner E², Miguélez MH¹, Caeiro-Rey JR³, Larraínzar-Garijo R⁴

¹ Departamento de Ingeniería Mecánica. Universidad Carlos III de Madrid. Madrid (España)

² Centro de Investigación en Ingeniería Mecánica (CIIM) - Departamento de Ingeniería Mecánica y de Materiales. Universidad Politécnica de Valencia. Valencia (España)

³ Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela. A Coruña (España)

⁴ Servicio de Traumatología. Hospital Universitario Infanta Leonor. Universidad Complutense de Madrid. Madrid (España)

Fecha de recepción: 01/12/2020 - Fecha de aceptación: 15/03/2021

Trabajo premiado con una beca FEIOMM de Investigación Básica 2018

Resumen

Objetivo: El objetivo del trabajo fue analizar el fenómeno de *cut-out*, fenómeno que supone desplazamientos oblicuos y/o rotaciones de la cabeza femoral alrededor del componente cefálico del clavo intramedular. El análisis se llevó a cabo mediante modelos numéricos de elementos finitos. Con esta técnica se busca entender el fallo de este tipo de fijaciones y establecer qué posicionamiento del sistema favorece o evita el fallo por *cut-out*.

Material y métodos: El estudio se realizó sobre un modelo numérico de la extremidad proximal de un fémur artificial y un clavo intramedular tipo PFNA (femoral proximal de antirrotación). En el modelo numérico se varió la posición del clavo intramedular en dirección anterior/posterior y superior/inferior para analizar la influencia de la posición en el fenómeno de *cut-out*. Se analizaron las tensiones en zonas críticas y par tursor sobre el clavo bajo una carga en posición normal.

Resultados: La posición más crítica fue aquella en la que el clavo intramedular está colocado en la posición superior, debido a las altas compresiones que aparecen en el hueso trabecular de la cabeza femoral. La posición centrada del clavo disminuyó el riesgo de daño óseo y el par tursor que tiene que soportar el clavo intramedular.

Conclusiones: Este tipo de modelos permite simular la influencia de la posición del clavo y obtener variables que de otra manera son difíciles de analizar. Aunque se trata de un modelo sencillo con carga estática, confirma que una posición centrada del clavo intramedular disminuye el riesgo de *cut-out*.

Palabras clave: fémur, fractura de cadera, fractura extracapsular, clavo intramedular, *cut-out*, modelo de elementos finitos.

INTRODUCCIÓN

Las fracturas de la extremidad proximal del fémur son un problema muy común en la sociedad actual y de gran importancia ya que, en los últimos años, se ha visto cómo su incidencia ha aumentado en la población. Este aumento se explica en base al crecimiento en la esperanza de vida que se ha experimentado en los últimos años incrementando así la población de la tercera edad y, por ende, las patologías propias de ésta. Es por ello que este es un problema de gran importancia en un país como España en el que en los últimos años se ha experimentado un severo envejecimiento de la población¹.

En España son varios los estudios epidemiológicos que describen la incidencia de la fractura de cadera. En la mayoría de los casos se trata de estudios locales y llevados a cabo en cortos periodos de tiempo. También hay estudios de ámbito nacional, aunque en menor medida². En el documento "La atención a la fractura de cadera en los hospitales del Sistema Nacional de Salud" elaborado por el Ministerio de Sanidad y Política Social en el año 2010³ se contabilizan entre los años 1997 y 2008 un total de 487.973 casos de fractura. Se observa además, tanto en estas cifras como en las realizadas en diversos estudios locales², una predominancia de casos en el sexo femenino y un aumento de la incidencia en la edad con el paso de los años.



Correspondencia: Miguel Marco (mimarcoc@ing.uc3m.es)

Además del gran número de casos conviene reseñar la alta tasa de mortalidad intrahospitalaria (4,71-5,85%) y al año después de la intervención (25-33%)⁴, y el hecho de que uno de cada cinco pacientes necesitará atención socio-sanitaria permanente². Es por ello que las fracturas de fémur proximal plantean un reto que ha de ser estudiado en profundidad.

Una vez se ha producido la fractura, el tratamiento, en la mayoría de los casos de fracturas extracapsulares, consiste en la fijación interna de los fragmentos mediante el uso de diferentes dispositivos de osteosíntesis, entre los que se encuentran los clavos intramedulares.

El uso de estas fijaciones mecánicas implica una serie de complicaciones que pueden aparecer después de la intervención. Existen dos fenómenos principales que pueden llevar al fallo de los dispositivos de fijación⁵: el fallo mecánico del propio dispositivo de fijación y el denominado *cut-out*. Este último se define como el colapso del cuello femoral dando lugar a un desplazamiento oblicuo y/o rotación de la cabeza femoral ocasionando consigo el daño en el hueso trabecular, y facilitando los desplazamientos del tornillo cefálico⁶. Un ejemplo de fallo por *cut-out* se muestra en la figura 1.

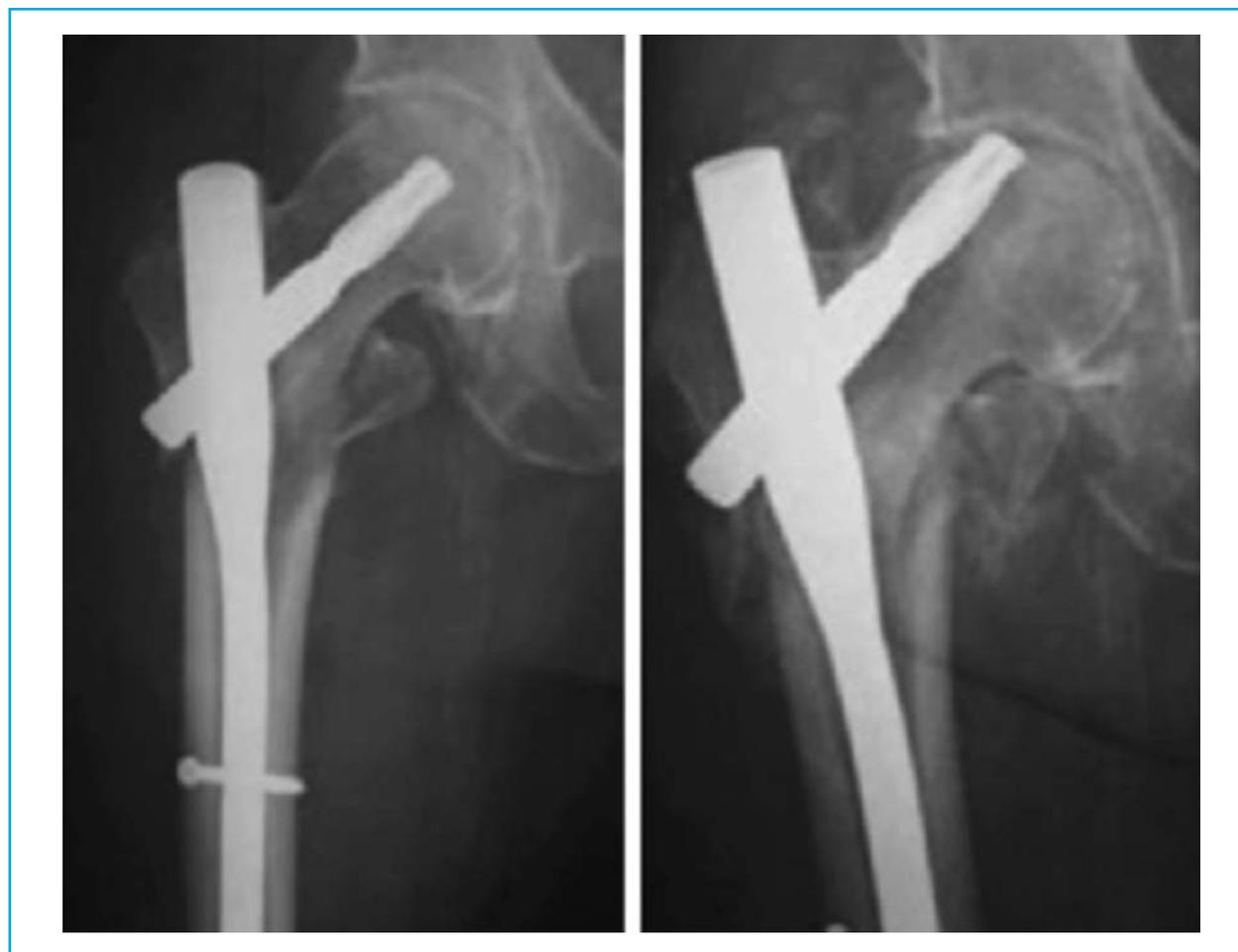
La incidencia observada es muy superior en el caso del *cut-out*. Caruso *et al.* en su estudio⁸ notificaron una incidencia del 5,6% de *cut-out*. Wadhvani *et al.* también concluyen que este fenómeno es el más habitual entre las complicaciones mayores en estas intervenciones⁹.

Existen numerosos trabajos referentes al fenómeno del *cut-out*. Los más relevantes para este trabajo son los que analizan su incidencia⁹ o la importancia de la posición del clavo, ya sea de manera clínica¹⁰ o mediante modelos numéricos de elementos finitos¹¹. Otros autores, como Lenich *et al.*, han desarrollado sistemas mecánicos para evaluar el comportamiento mecánico de la estructura fémur-clavo y así analizar los mecanismos de fallo que ocurren en la misma bajo ensayos de fatiga¹².

En este trabajo el estudio del *cut-out* se abordó mediante el método de los elementos finitos. Con este método es posible analizar los esfuerzos y desplazamientos que sufre un fémur debido a una carga externa y bajo unas condiciones realistas¹³, ya sea en fémures artificiales¹⁴ o humanos¹⁵. En este caso se simuló un fémur artificial, en el cual se generó de manera numérica una fractura intertrocantérica 31A1 según la clasificación AO/OTA¹⁶ que se trataría mediante un clavo intramedular. El motivo por el cual se optó por el estudio en un fémur artificial radica en el hecho de que este ya ha sido caracterizado con anterioridad por varios autores siendo su comportamiento muy similar al fémur humano real¹⁷⁻¹⁹. Además, el modelo numérico resulta más sencillo de analizar, ya que tan solo está formado por dos materiales claramente diferenciados, evitando así efectos geométricos referentes a fémures humanos reales.

A partir de estos ensayos, en los que se simularon diferentes posiciones del clavo intramedular, se estudió la

Figura 1. Clavo intramedular implantado como tratamiento a una fractura 31A3 según la clasificación AO/OTA. Espécimen sano (izqda.), fallo del dispositivo de fijación por *cut-out* (dcha.)⁷



variación de una serie de parámetros, tales como rigideces globales del fémur, tensiones y par torsor, y se relacionaron los mismos con el riesgo de fallo por *cut-out*.

MATERIAL Y MÉTODO

Para la modelización numérica se empleó un fémur artificial (Modelo N.º 3406, Sawbones, Pacific Research Laboratories Inc., Vashon, EE.UU.), que está formado por dos materiales claramente diferenciados que simulan el hueso trabecular y el hueso cortical (Figura 2a). En cuanto al clavo intramedular se ha empleado un modelo PFNA –clavo femoral proximal de antirrotación– (Synthes GmbH, Oberdorf, Suiza) (Figura 2b).

Obtención de la geometría del fémur artificial a partir de escáner

Para la obtención de la geometría de dicho fémur con la suficiente precisión se optó por la generación de ésta a partir de una tomografía axial computarizada (TAC). El escáner se realizó en un modelo Somatom, SIEMENS, con una resolución de 0,44 mm en el plano transversal y un espesor en los cortes de 1 mm. Mediante este escáner es posible generar la geometría del fémur y diferenciar sus dos materiales (hueso cortical y hueso trabecular) debido a su diferencia de densidades. Posteriormente, mediante la segmentación de imagen y teniendo en cuenta las diferentes escalas de grises (Figura 3a) se obtiene la geometría mostrada en la figura 3b, compuesta por el hueso cortical y el trabecular.

Generación del modelo CAD del clavo intramedular

En este caso la generación del modelo se realizó mediante el *software* Solid Edge 2019. Para ello, sobre un clavo intramedular real del tipo PFNA, se realizaron las mediciones oportunas para obtener la máxima precisión en el modelo geométrico. En la figura 3c se muestra el modelo geométrico del clavo.

Comportamiento de los materiales a utilizar

El modelo está compuesto por un fémur artificial (hueso trabecular y hueso cortical) y una aleación de titanio correspondiente al clavo intramedular.

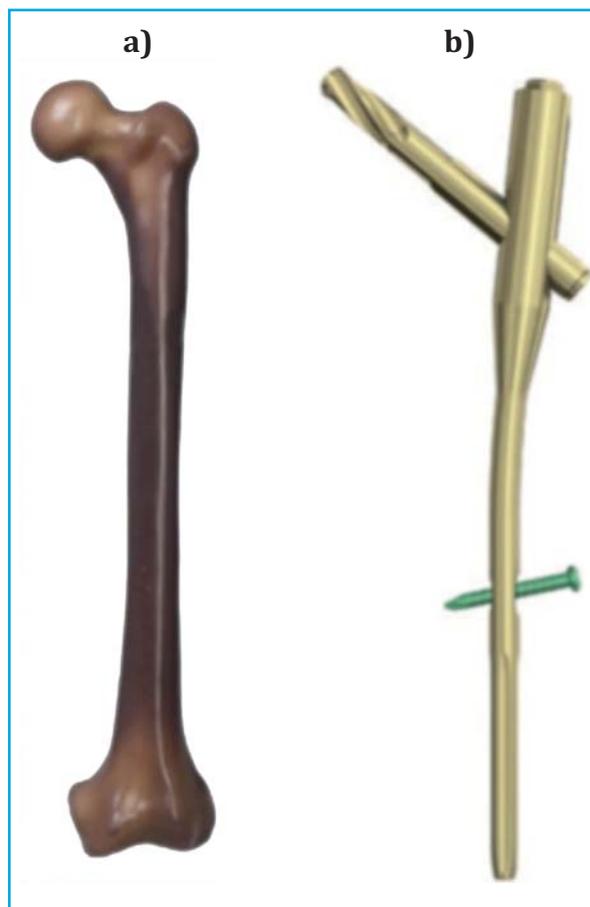
a) Fémur artificial

El fémur artificial, como ya se ha explicado anteriormente, está compuesto por dos regiones bien diferenciadas, una correspondiente al hueso trabecular y otra al cortical. En el caso del tejido trabecular se trata de una espuma rígida con unas propiedades similares a las de un hueso trabecular, tratándose en este caso de un material isótropo.

Para el hueso cortical se emplea un material más complejo, una mezcla de fibra corta de vidrio y resina epoxi, siendo en este caso un material compuesto con diferentes propiedades en diferentes direcciones, es decir, un material ortótropo. Ya que no se muestra una dirección principal de las fibras y teniendo en cuenta trabajos previos¹⁴, se trata al material como isótropo, ya que se asemeja más a la realidad del mismo.

En cuanto al modelo de material adoptado en el fémur artificial se asumió un comportamiento elástico lineal. Es cierto que, en realidad, el hueso humano posee un régimen elástico y un régimen plástico, y algunos autores han tenido esto en cuenta a la hora de realizar modelos numéricos^{20,21}. Sin embargo, en muchos otros casos se ha analizado el fémur como un material elástico

Figura 2. a) Fémur artificial Modelo N.º 3406, Sawbones. b) Clavo intramedular modelo PFNA



lineal hasta el fallo^{20,22-24}. En este caso, ya que se trabajaría con cargas relativamente bajas que no someterían al hueso a un estado crítico, se consideró como válido un modelo elástico lineal. Las propiedades empleadas en este trabajo para el fémur artificial fueron las obtenidas experimentalmente por Marco *et al.*¹⁴ mostradas en la tabla 1.

b) Clavo intramedular

Todos los componentes del clavo intramedular están fabricados en la aleación Ti6Al7Nb²⁵, que se modeló como un material isótropo y con un comportamiento elástico lineal hasta el límite elástico. Las propiedades de esta aleación son las mostradas en la tabla 2.

Mallado

La malla utilizada en los modelos de elementos finitos está formada por elementos tetraédricos cuadráticos (código C3D10 en Abaqus) de aproximadamente 2 mm de lado. El tamaño del elemento en el clavo intramedular es de unos 1,5 mm de lado. Estos tamaños de elemento se han establecido mediante un análisis de sensibilidad de malla, llegando a variaciones mínimas entre tamaños de elemento consecutivos. En la figura 4 se muestra el fémur con el clavo intramedular y la fractura intertrocanterica modelada en la malla de elementos finitos, para reproducir el comportamiento real del espécimen. La fractura fue generada de manera artificial, aunque también existen distintos métodos numéricos para simular la fractura inicial y la propagación de la misma^{15,27}.

Figura 3. a) Escáner de la zona proximal del fémur artificial. b) Geometría superficial obtenida a partir del escáner. c) Modelo geométrico del clavo intramedular

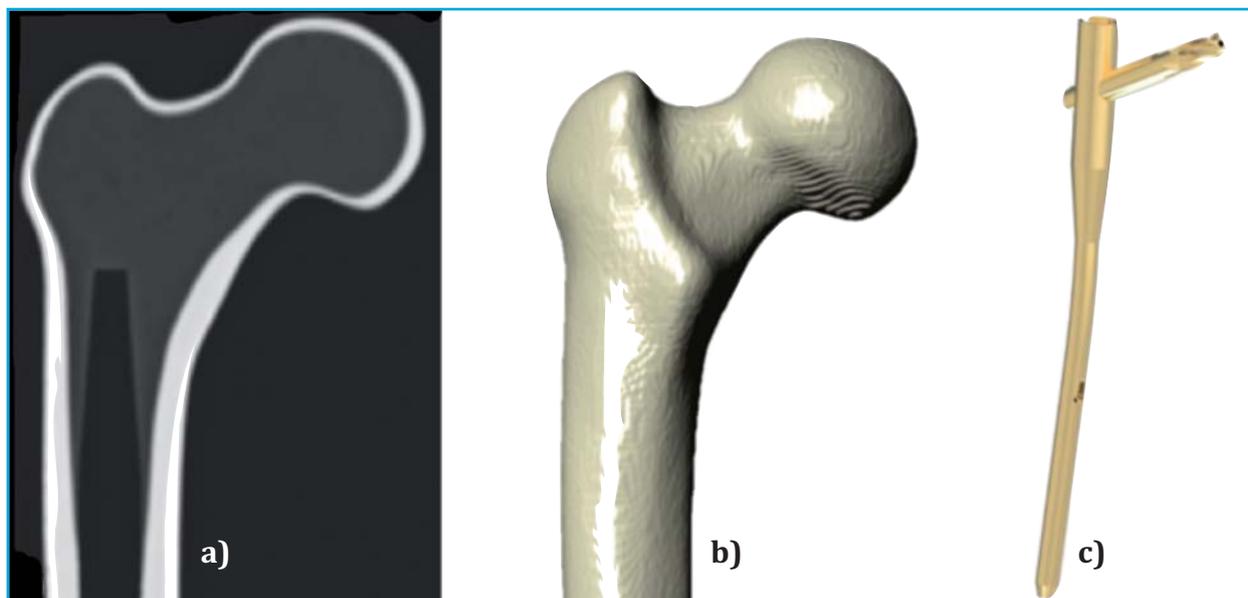


Tabla 1. Propiedades mecánicas del fémur sintético¹⁴

| | Hueso trabecular | Hueso cortical |
|--|------------------|----------------|
| Densidad, ρ (g/cm ³) | 0,27 | 1,64 |
| Módulo de Young, E (MPa) | 155 | 10.400 |
| Coefficiente de Poisson, ν | 0,3 | 0,3 |
| Tensión máxima a compresión, σ_{ult} (MPa) | 157 | 6 |

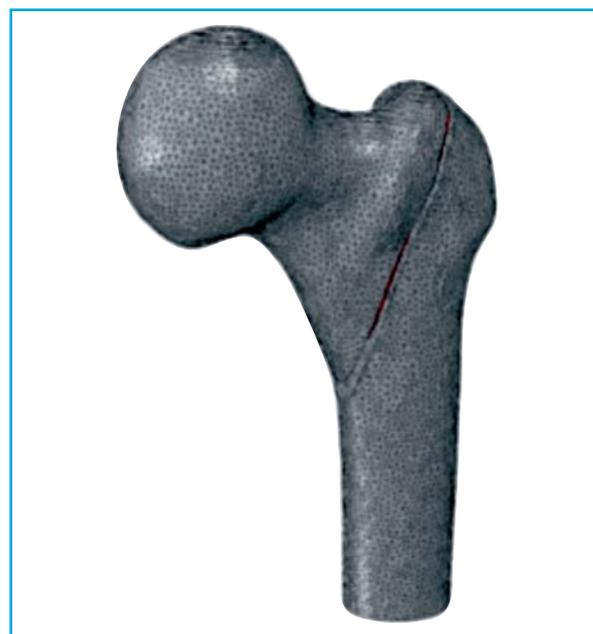
Tabla 2. Propiedades de la aleación Ti6Al7Nb²⁶

| | Ti6Al7Nb |
|---------------------------------------|----------|
| Densidad, ρ (g/cm ³) | 4,52 |
| Módulo de Young, E (MPa) | 105.000 |
| Coefficiente de Poisson, ν | 0,36 |
| Límite elástico, σ_y (MPa) | 900 |

Condiciones de carga

En este caso, el escenario considerado fue el de un individuo en posición ortostática (posición de pie y erecta), considerándose así únicamente la acción del peso propio del individuo sobre el fémur. En el fémur existen también las cargas ejercidas por los músculos que se encuentran actuando sobre este, como el glúteo o el psoas. Sin embargo, para el caso del estudio en el que las magnitudes de interés son tensiones y deformaciones, tal y como demuestra Cristofolini *et al.*²², no fue estrictamente necesario incluir la acción de los músculos. En este modelo se analizó una carga estática para simplificar el análisis, en la que no se produce movimiento del paciente, aunque ésta pudiera inducir cargas críticas en el fémur que resultarían de interés.

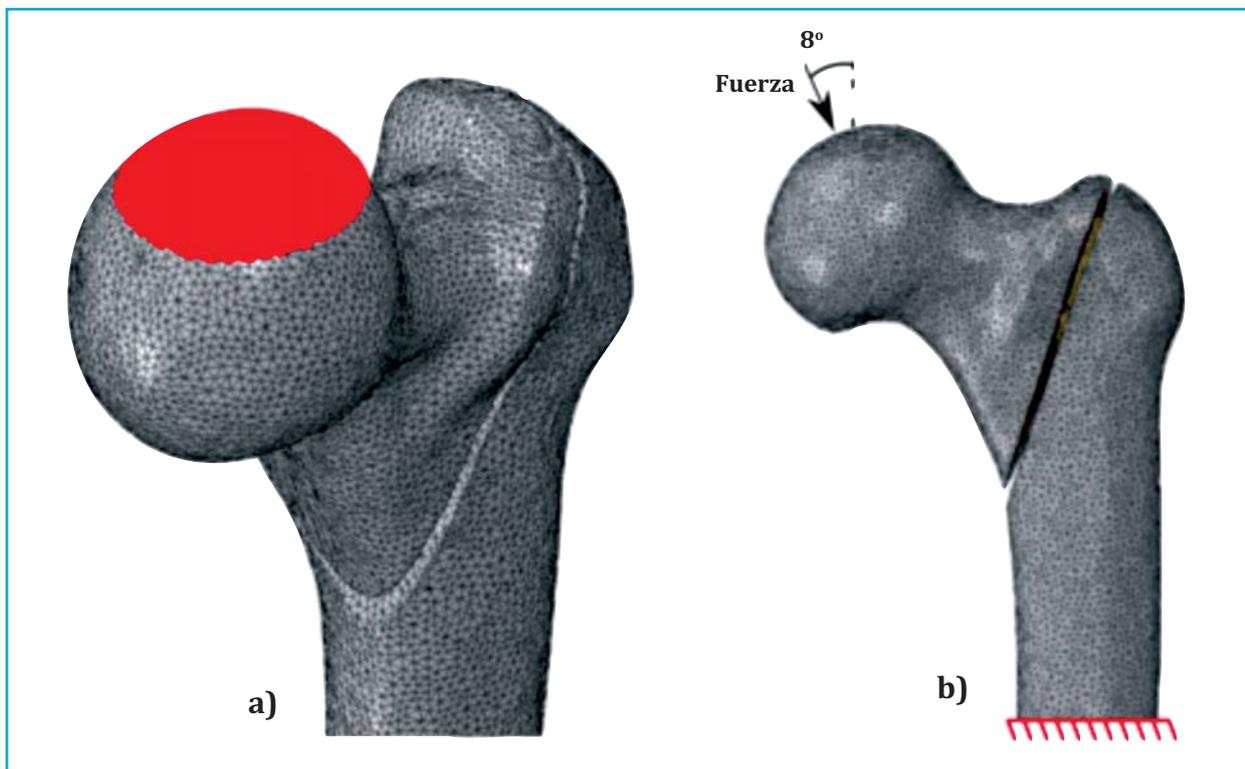
Figura 4. Modelo de elementos finitos a estudiar, formado por el fémur artificial y el clavo intramedular. Se aprecia la fractura intertrocanterica



El valor numérico de la carga fue del 75% del peso de una persona promedio, lo que equivale a 551 N para un individuo de 75 kg. La aplicación de la misma se realizó con una inclinación de 8° respecto a la vertical y sobre una superficie que simula la región de contacto de la cabeza femoral con el acetábulo de la pelvis (Figura 5a).

En cuanto a las condiciones de contorno, la región inferior del fémur proximal se fijó para que no sufriera desplazamientos, tal y como se muestra en la figura 5b. Estas condiciones son similares a las habituales empleadas en los ensayos experimentales en fémur proximal, en las que la zona inferior se embebe en cemento quirúrgico¹⁴.

Figura 5. Fuerzas y condiciones de contorno en el fémur. a) Región de aplicación de la carga simulando la zona de contacto de la cabeza femoral con el acetábulo de la pelvis. b) Condiciones de contorno, ángulo de inclinación de la carga y fijación de la región inferior del fémur proximal



Colocación del clavo intramedular en el fémur artificial. Posiciones de estudio

En este trabajo se analizó la influencia de la posición del clavo intramedular. Para ello se utilizó como referencia una posición central-central del clavo intramedular, y se varió ± 5 mm la posición de éste en las direcciones coronal y sagital (Figura 6):

- Posición de referencia: emplazamiento del clavo intramedular tomado como referencia (Ref.).
- Desplazamiento de 5 mm en dirección posterior en el plano sagital (SagPos5).
- Desplazamiento de 5 mm en dirección anterior en el plano sagital (SagAnt5).
- Desplazamiento de 5 mm en dirección superior en el plano coronal (CorSup5).
- Desplazamiento de 5 mm en dirección inferior en el plano coronal (CorInf5).

Para evaluar la posibilidad de fallo por *cut-out* que presentaría cada una de las configuraciones se evaluó un parámetro radiográfico que midiera este riesgo. Este tipo de parámetros suelen basarse en relaciones geométricas relativas a la posición del clavo intramedular con respecto al fémur. En este caso, se optó por el parámetro de Parker²⁸, definido como:

$$PR = ab/ac$$

donde *ab* y *ac* son las dimensiones que se muestran en la figura 7, tanto en la radiografía anteroposterior (Figura 7a) como en la lateral (Figura 7b).

En la tabla 3 se muestran los valores del parámetro de Parker para las diferentes posiciones estudiadas. Como se puede observar; la posición de referencia mostró un parámetro cercano al 50%, mientras que en el resto de las posiciones los parámetros de Parker se alejaron de este valor.

Parámetros a analizar en el modelo

Gracias al modelo de elementos finitos es posible analizar una gran cantidad de variables que nos pueden ayudar a comprender el fenómeno del *cut-out* y qué factores contribuyen al mismo. Los resultados objeto de estudio fueron:

- Tensión de von Mises máxima en el dispositivo de fijación (σ_{Mises}). Con este parámetro se establece lo críticas que son las condiciones para la fijación, indicando la posibilidad que hay que se rompa el clavo.
- Tensión principal mínima en el hueso trabecular de la cabeza femoral ($\sigma_{\min,ppal}$). Esta variable determina la compresión que sufre el hueso trabecular debido a la presión ejercida por el clavo intramedular. Cuanto más elevado sea este valor; existen más posibilidades de que se produzcan pequeñas roturas de las trabéculas, dando lugar a holgura entre clavo y hueso y reduciendo la fijación.
- Rigidez global del fémur. La rigidez global del fémur puede verse afectada debido a la inclusión del clavo intramedular y la posición de éste. Este parámetro indica el desplazamiento que sufre una estructura debido a una carga determinada, a mayor rigidez menor desplazamiento.
- Momento torsor experimentado por el tornillo cefálico (T_c). Nos indica la fuerza de rotación que está sufriendo el tornillo cefálico debido a la unión que existe con el hueso trabecular. Cuanto mayor sea este par torsor es más probable que la fijación no sea capaz de mantener a la cabeza femoral en su posición y se produzca rotación de ésta sobre el clavo.

Modelo numérico de fémur dañado

Finalmente se desarrolló un modelo numérico que simulaba el comportamiento mecánico de un fémur humano con zonas ya dañadas debido a las etapas iniciales del *cut-out*. En este modelo, el hueso trabecular que está en la

zona superior al tornillo cefálico se encontraría dañado microestructuralmente, de tal forma que no era capaz de soportar correctamente las cargas a las que se sometiera. Este daño se simuló disminuyendo la rigidez del material de esa zona hasta un 1% del valor inicial. Esto se correspondería con las primeras etapas del fallo por *cut-out*, en las que el hueso trabecular está ligeramente dañado, de forma que el tornillo cefálico del clavo intramedular no es capaz de fijarse correctamente a la cabeza femoral.

RESULTADOS

En la tabla 4 se muestran los parámetros comentados en la sección anterior para cada uno de los modelos de elementos finitos desarrollados en este trabajo.

Tensión máxima de von Mises

Atendiendo a la tensión máxima de von Mises en el dispositivo de fijación, se obtuvo que dicha tensión siempre se localizó en la región donde se conectan el clavo intramedular y el tornillo cefálico (Figura 8). En dicha zona de coincidencia se obtuvo una concentración de tensiones y, además, la flexión generada por la carga en esta región también fue máxima. También se observó que cuando se descendió la posición del clavo intramedular 5 mm en el plano coronal (CorInf5) se obtuvo un aumento significativo de la tensión respecto de la posición de referencia. En todos los modelos la tensión siempre estuvo muy por debajo del límite elástico del material del clavo intramedular ($\sigma_y = 900$ MPa). De esto último se puede afirmar que el clavo intramedular no sufre esfuerzos críticos cuando se encuentra bajo condiciones normales de carga, y las variaciones en la posición no llegan a provocar el fallo del mismo.

Tensión principal mínima en hueso trabecular

Continuando con la tensión principal mínima en la cabeza femoral, $\sigma_{\text{mín,ppal}}$ en la figura 9 se muestran dichas tensiones en las diferentes posiciones estudiadas. En este caso solo es de interés la zona del hueso trabecular que se encuentra encima del tornillo cefálico. En todos los casos se observó que la mayor compresión (valores negativos implican mayor compresión) tuvo lugar en el extremo del tornillo cefálico, ya que debido a la carga aplicada se produjo una compresión entre la zona de carga y el extremo del tornillo. Esta compresión fue especialmente acusada en la posición CorSup5. La explicación a este hecho radica en que, al posicionar el clavo intramedular 5 mm en dirección superior en el plano coronal, se reduce la masa de tejido óseo trabecular que se encuentra entre el hueso cortical y el tornillo cefálico, incrementándose así la compresión de esta zona de tejido óseo trabecular, que no puede repartir convenientemente la carga recibida. Este hecho también fue corroborado mediante otros modelos de elementos finitos, como el llevado a cabo por Goffin *et al.*¹¹, en el cual se constató que un posicionamiento en la dirección superior aumenta la compresión en el hueso trabecular y, por consiguiente, el daño del mismo.

Rigidez global del fémur

En cuanto a la rigidez global del fémur, se observó que no fue significativamente afectada al variar la posición del clavo intramedular. Esto implicaba que, en el fémur fijado mediante el clavo intramedular, analizado como una estructura de manera global, la variación en la posición del tornillo no afectaba de manera considerable en la rigidez global de éste.

Figura 6. Posiciones de estudio del clavo intramedular. En rosado se muestra el tejido óseo trabecular, en gris el cortical y en dorado el clavo intramedular. Para cada una de las posiciones, a la izquierda se muestra la vista transversal y la derecha se muestra la vista coronal

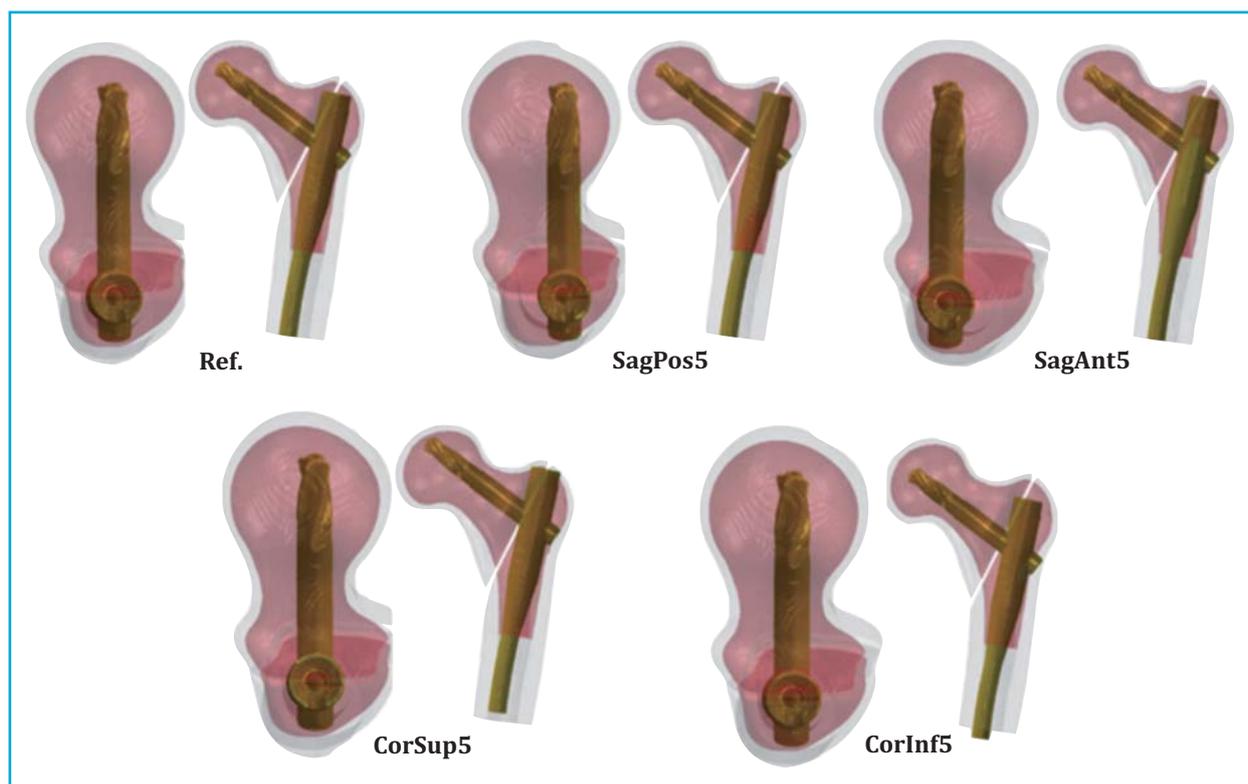
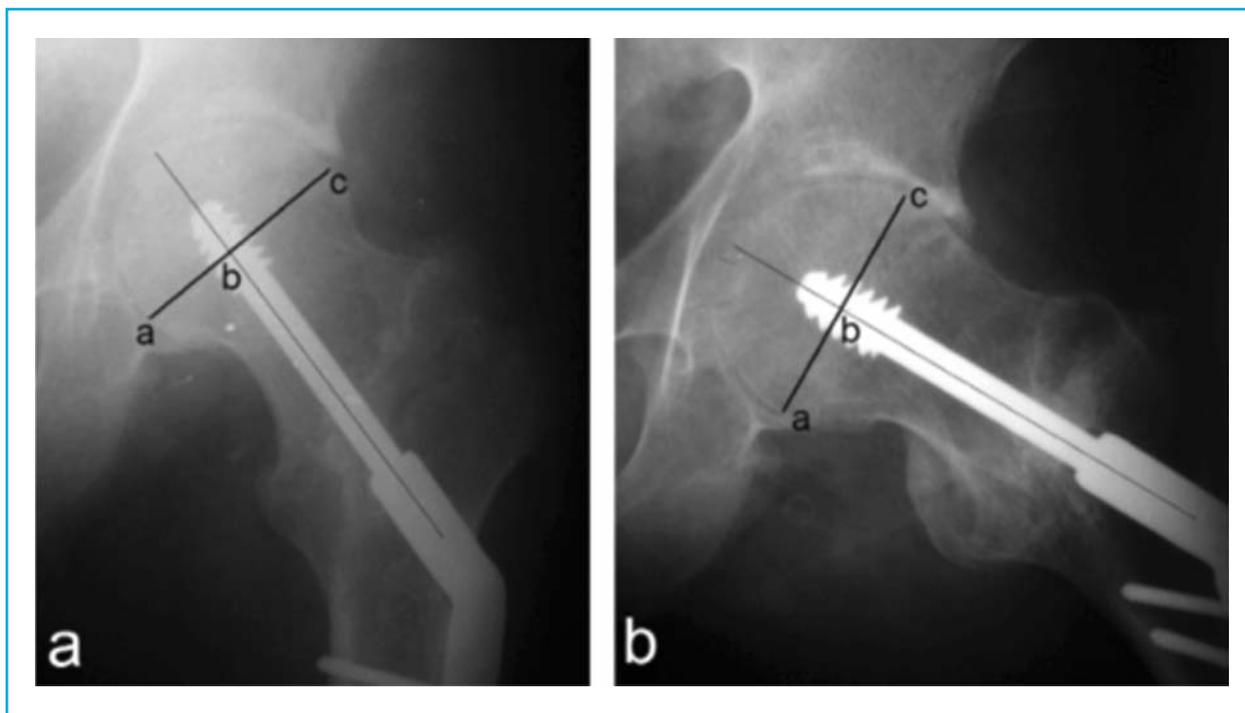


Figura 7. Dimensiones involucradas en el cálculo del parámetro de Parker¹⁰. a) Radiografía anteroposterior. b) Radiografía lateral



Par torsor

Finalmente, atendiendo al par torsor experimentado por el tornillo cefálico, se advirtió un especial aumento del mismo en las posiciones SagPos5 y CorInf5. En el caso de la posición SagPos5, atendiendo a la figura 6, se percibió un aumento de la excentricidad del tornillo cefálico con respecto al centro de la cabeza femoral, que contribuyó al aumento del momento torsor. En el caso de la posición CorInf5, el descenso del tornillo provocó una inestabilidad en la fijación, lo que implicó un aumento del par torsor y, por lo tanto, un aumento de la posibilidad de la rotación de la cabeza femoral sobre el tornillo. En el caso de la posición SagAnt5, el par torsor se redujo drásticamente, y esto se debió a la geometría asimétrica que tiene el fémur. Gracias a esta asimetría, esta variación en la posición del tornillo favoreció la estabilidad de éste, aunque en este caso se estaba analizando una carga estática centrada en el plano sagital.

Relación con el parámetro PR

Se tomaron como referencia los valores de 46,47%±9,48 para el caso del PR anteroposterior y de 53,38%±10,00 para el PR lateral obtenidos de Andruszkow *et al.*²⁹ y se consideró que el riesgo de cut-out se incrementa tanto al aumentar como al disminuir estos valores.

Los parámetros PR estudiados y la relación que guardan con el cut-out se compararon con los valores presentados en las tablas 3 y 4.

Comparando los resultados mostrados en la tabla 3 con los mentados en el párrafo anterior, se advirtió que la posición CorInf5 es la que tiene unos valores más cercanos a estos. Por lo tanto, se tomó posteriormente esta como nueva posición de referencia. Cuanto más difirieran los valores del resto de posiciones respecto a esta, mayor riesgo de cut-out se consideró que entrañarían.

Comenzando por el PR anteroposterior, se advirtió que a medida que este descendía se producía un aumento en

Tabla 3. Parámetros de Parker de las posiciones estudiadas

| Posición | PR anteroposterior [%] | PR lateral [%] |
|----------|------------------------|----------------|
| Ref. | 56,8 | 53,8 |
| SagPos5 | 55,9 | 65,4 |
| SagAnt5 | 56,5 | 45,5 |
| CorSup5 | 63,8 | 57,0 |
| CorInf5 | 48,0 | 55,7 |

la tensión de von Mises experimentada por el clavo intramedular y, por el contrario, cuando aumentaba se producía un incremento en la compresión experimentada por el tejido óseo trabecular. No se observaron tendencias claras entre el PR anteroposterior y el par experimentado por el tornillo cefálico.

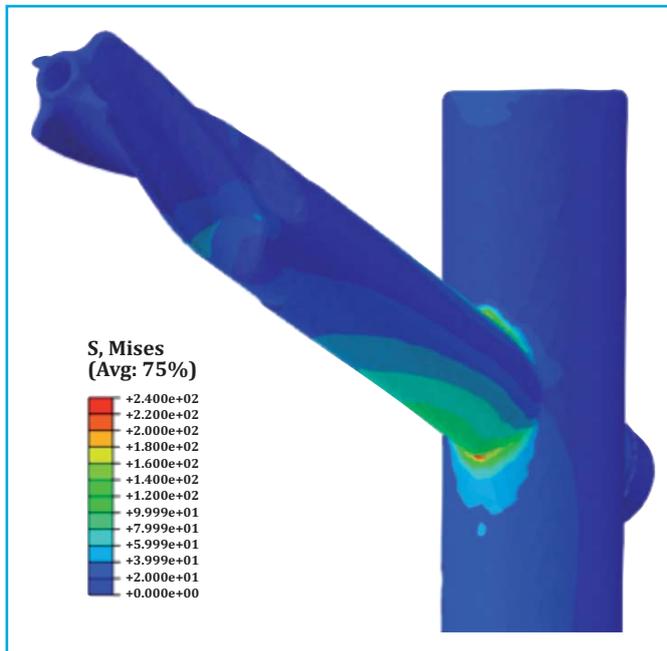
Atendiendo al PR lateral únicamente, se obtuvo que el aumento de éste conllevó un aumento del par experimentado por el tornillo cefálico.

Por otro lado, no se observó una relación entre la rigidez global y los parámetros de Parker.

Modelo numérico de fémur dañado

Finalmente se presenta el modelo que simuló el comportamiento mecánico del fémur en las primeras etapas del daño por cut-out. En la figura 10 se muestran los resultados relativos a deformación principal mínima (equivalente a los mayores valores de compresión en términos de deformación) y el campo de desplazamientos de manera global.

Figura 8. Zona de máxima tensión de von Mises en el clavo intramedular. Posición: Ref. valores en MPa



En la figura 10a se observa la zona de hueso trabecular que ha sido dañada numéricamente, en la parte superior del tornillo cefálico. Esta zona no fue capaz de soportar la carga correctamente, por ello sufrió grandes deformaciones a compresión, que diferían de las obtenidas a su alrededor. La figura 10b muestra el campo de

desplazamientos en el hueso trabecular. En este caso, el modelo dañado sufrió un desplazamiento máximo en la zona de la cabeza femoral 0,02 mm mayor que el fémur sano. Esta diferencia es pequeña, aunque puede ser crítica y llegar a desarrollar mayor daño en las zonas cercanas. En este caso se simuló una zona dañada de hueso trabecular pequeña, de ahí que la variación en los desplazamientos no fuera mayor.

DISCUSIÓN

Atendiendo a las conclusiones extraídas de este trabajo y corroborándolas con el trabajo de Lenich *et al.*¹², resulta bastante evidente que la mejor posición que favorece la biomecánica del fémur con fijación de clavo intramedular es aquella en la que el tornillo se encuentra en la posición centro-centro respecto a los dos planos del cuello femoral. Lenich *et al.*¹² sugiere que mediante este posicionamiento se minimiza el efecto de posibles rotaciones que puedan aparecer entre cabeza femoral y tornillo.

Atendiendo a los rangos de los valores del PR anteroposterior y PR lateral para los cuales existe riesgo de fallo por *cut-out*, Parker²⁸ establece que el valor de PR anteroposterior para los casos sin incidentes fue de 45%, mientras que para los casos de fallo por *cut-out* fue de 58%. En los casos de PR lateral fueron de 45% y 36%, respectivamente.

Andruszkow *et al.*²⁹ realizaron una distinción entre fracturas tratadas con tornillos deslizantes y con clavos intramedulares, además de una distinción del tipo de

Figura 9. Tensión mínima principal en la cabeza femoral. Valores en MPa

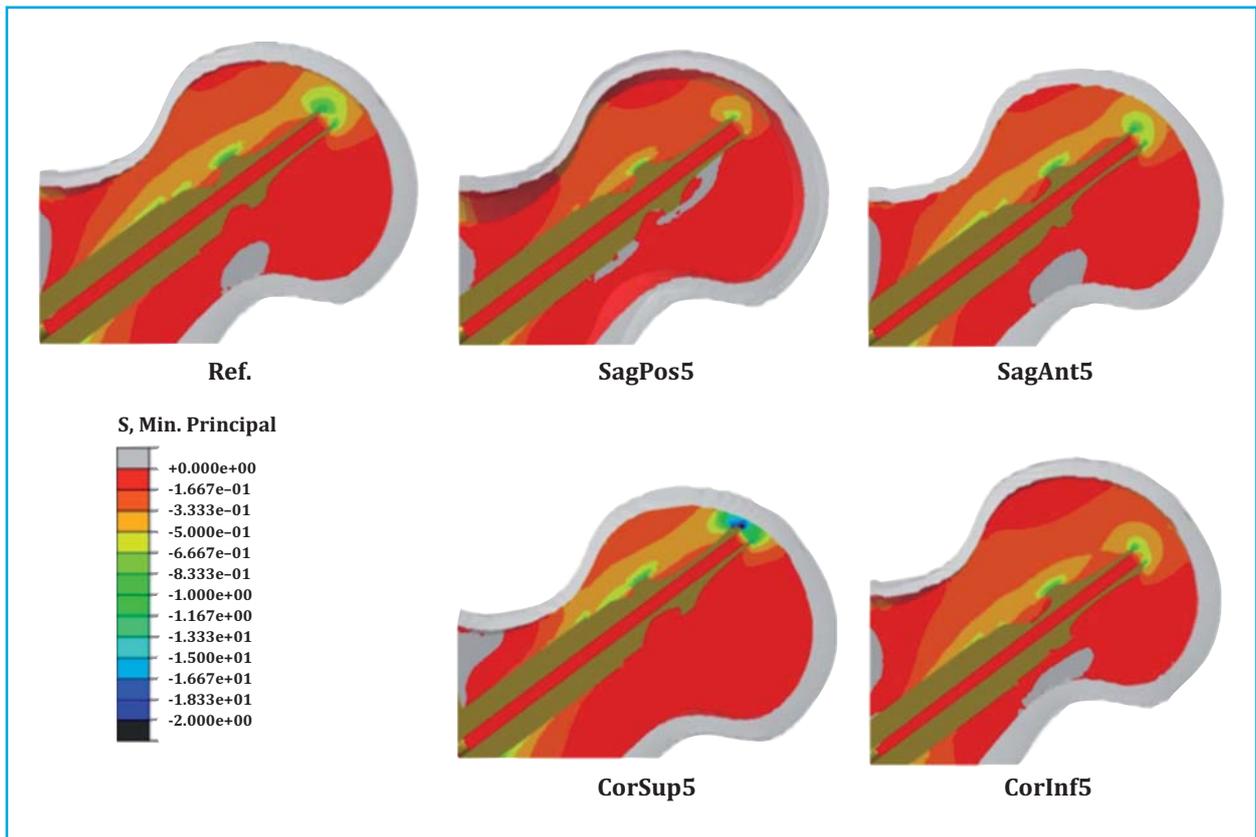


Figura 10. Resultados obtenidos en el modelo de fémur dañado. a) Deformaciones principales mínimas en el hueso trabecular. b) Campo de desplazamientos global en el hueso trabecular

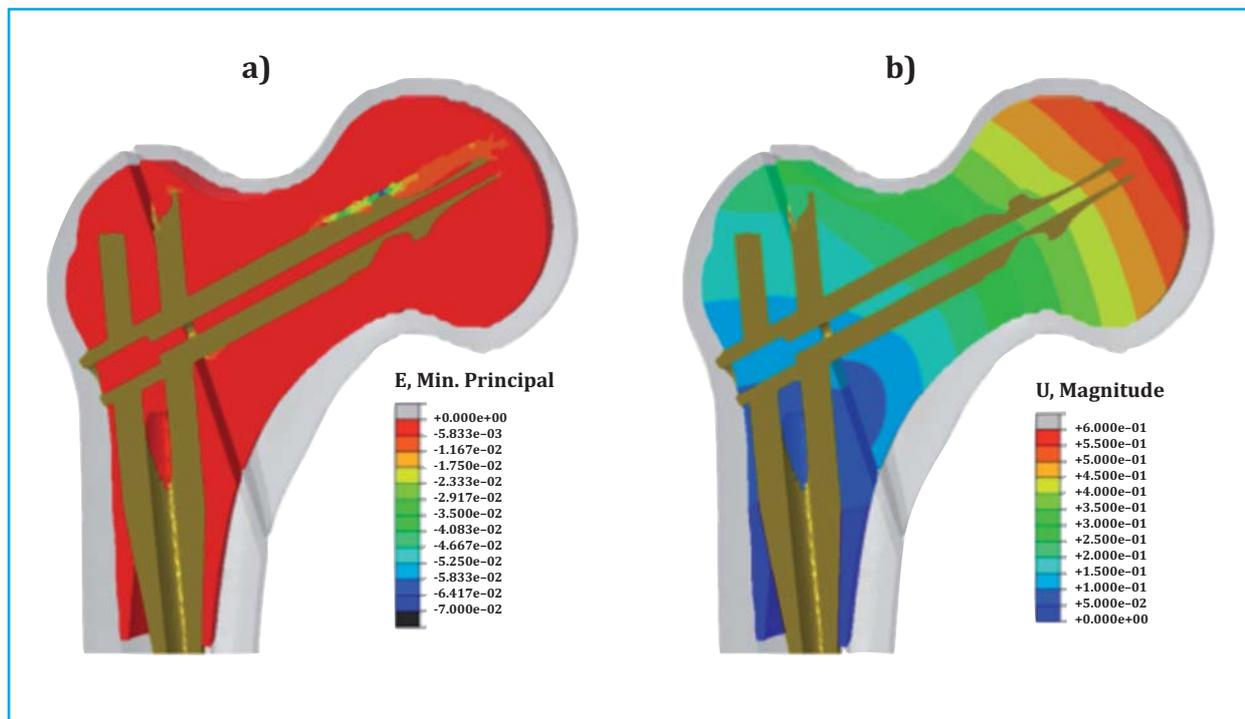


Tabla 4. Parámetros obtenidos en los distintos modelos mediante los modelos de elementos finitos

| Posición | σ_{Mises} [MPa] | $\sigma_{\text{mín.ppal}}$ [MPa] | Rigidez global [N/mm] | T_t [N·mm] |
|----------|-------------------------------|----------------------------------|-----------------------|--------------|
| Ref. | 240 | -2,6 | 936 | 670 |
| SagPos5 | 187 | -1,5 | 914 | 1.147 |
| SagAnt5 | 219 | -2,3 | 928 | 74 |
| CorSup5 | 183 | -4,1 | 988 | 267 |
| CorInf5 | 326 | -2,3 | 911 | 962 |

fractura según la clasificación AO/OTA. En dicho trabajo se obtuvo una media de $46,47\% \pm 9,48$ para el caso del PR anteroposterior y de $53,38\% \pm 10,00$ para el PR lateral en las fracturas AO/OTA 31A1 tratadas con un clavo intramedular en las que no ha existido fallo por *cut-out*, no habiéndose notificado en el mismo ningún caso de fallo por *cut-out* en este tipo de fracturas tratadas con estos dispositivos de fijación.

Existe una discrepancia sobre si el riesgo de *cut-out* aumenta o disminuye al aumentar o disminuir este parámetro. Por ejemplo, Parker²⁸ estableció que el riesgo de *cut-out* aumentaba cuando se tendía a posicionar el dispositivo de fijación más hacia la dirección posterior, lo cual es equivalente a que aumenta el valor de PR lateral. Sin embargo, Baumgaertner *et al.*⁶ afirmaron que el riesgo de *cut-out* aumentaba al posicionar el dispositivo de fijación más hacia la dirección anterior.

Otros trabajos basados en modelos de elementos finitos, como el de Goffin *et al.*¹¹ se decantan por una posición del tornillo en la zona inferior, para minimizar el

daño en el hueso trabecular. Esta conclusión puede ser válida en modelos sencillos en los que la carga es fija, pero en la biomecánica real de la cadera, una posición diferente a la central-central puede dar lugar a elevados pares torsores en determinados momentos de la marcha u otras posiciones, dando lugar a rotaciones de la cabeza femoral que pueden llegar a dañar la zona circundante al tornillo. El modelo numérico de Goffin *et al.*¹¹ no consideró el par torsor dependiendo de la posición, parámetro que en este trabajo consideramos relevante en el análisis de este fenómeno.

Aunque en este trabajo se analizó un fémur artificial, estos han sido ampliamente estudiados en la literatura, y su comportamiento mecánico es similar al de fémures humanos, tal y como ya corroboraron Cristofolini *et al.*³⁰ Otra de las debilidades del estudio reside en el uso de modelos numéricos estáticos, en los que no se tienen en cuenta variaciones de la posición de la carga ni efectos dinámicos. En un futuro cercano se espera mejorar el modelo numérico y que éste sea capaz de incluir estos aspectos.

CONCLUSIONES

Las principales conclusiones obtenidas en este trabajo son las siguientes:

- Las bajas tensiones de von Mises experimentadas en el dispositivo de fijación con relación a su límite elástico explican la baja incidencia de fallos en estos frente a los fallos por *cut-out*, por lo tanto, la posición del tornillo no afecta en ningún momento a la integridad del clavo.

- Atendiendo al plano sagital, el fallo por *cut-out* es más probable cuando se desplaza el clavo tanto en la dirección anterior como en la posterior, estando acompañados los movimientos en la dirección posterior con un aumento del momento torsor experimentado por el tornillo cefálico. Esto implica que el clavo no es capaz de fijar la cabeza femoral, dando lugar a una rotación del mismo.

- Atendiendo al plano coronal, el fallo por *cut-out* tenderá a producirse cuando se desplaza el clavo intramedular en la dirección superior, estando este fallo relacionado con una compresión del tejido óseo trabecular. Los desplazamientos en la dirección inferior contribuirían a evi-

tar este fallo, pero conllevaría una mayor carga para el dispositivo de fijación y aumento del par torsor en condiciones biomecánicas realistas.

- Teniendo en cuenta la biomecánica real de la cadera y las rotaciones de la misma en actividades de la vida diaria, la posición más segura del componente cefálico en fracturas inestables rotacionalmente es centro-centro.

- Mediante los modelos numéricos se ha comprobado que es posible incluso simular las primeras etapas de *cut-out*, en las que una zona dañada puede dar lugar a pequeños desplazamientos, que posteriormente pueden llegar a aumentar el daño, desencadenando finalmente el fenómeno mencionado.

Agradecimientos: Los autores agradecen la financiación recibida a través de la Sociedad Española de Investigación Ósea y del Metabolismo Mineral con la Beca de Investigación 2018. También agradecen la financiación recibida a través del Ministerio de Ciencia e Innovación y el Programa FEDER a través de los proyectos DPI2017-89197-C2-1-R y DPI2017-89197-C2-2-R.



Conflicto de intereses: Los autores declaran no tener conflicto de intereses en relación con este trabajo.

Bibliografía

- Instituto Nacional de Estadística. Índices de envejecimiento de la población 2020.
- Fernández García M, Martínez J, Olmos JM, González Macías J, Hernández JL. Revisión de la incidencia de la fractura de cadera en España. *Rev Osteoporos y Metab Miner.* 2015;7:115-20.
- Ministerio de Sanidad y Política Social. La atención a la fractura de cadera en los hospitales del SNS 2010.
- Carpintero P, Caeiro JR, Carpintero R, Morales A, Silva S, Mesa M. Complications of hip fractures: A review. *World J Orthop.* 2014;5:402-11.
- Wang C, Brown C, Yettram A, Procter P. Intramedullary femoral nails: one or two lag screws? A preliminary study. *Med Eng Phys.* 2000;22:613-24.
- Baumgaertner MR, Curtin SL, Lindskog DM, Keggi JM. The value of the tip-apex distance in predicting failure of fixation of peritrochanteric fractures of the hip. *J Bone Jt Surg Am.* 1995;77:1058-64.
- Egol KA, Leucht P. Proximal femur fractures: An evidence-based approach to evaluation and management. Springer; 2017.
- Caruso G, Bonomo M, Valpiani G, Salvatore G, Gildone A, Lorusso V, et al. A six-year retrospective analysis of cut-out risk predictors in cephalomedullary nailing for pertrochanteric fractures: Can the tip-apex distance (TAD) still be considered the best parameter? *Bone Joint Res.* 2017;6:481-8.
- Wadhvani J, Gil Monzó E, Pérez Correa J, García Álvarez J, Blas Dobón J, Rodrigo Pérez J. No todo es "cut-out": reclasificación de las complicaciones mecánicas del tornillo cefálico del clavo intramedular. *Rev Española Cirugía Osteoartic.* 2019;54:136-42.
- Güven M, Yavuz U, Kadioğlu B, Akman B, Kılınçoğlu V, Ünay K, et al. Importance of screw position in intertrochanteric femoral fractures treated by dynamic hip screw. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2010;96:21-7.
- Goffin JM, Pankaj P, Simpson AH. The importance of lag screw position for the stabilization of trochanteric fractures with a sliding hip screw: A subject-specific finite element study. *J Orthop Res.* 2013;31:596-600.
- Lenich A, Bachmeier S, Dendorfer S, Mayr E, Nerlich M, Fichtmeier B. Development of a test system to analyze different hip fracture osteosyntheses under simulated walking. *Biomed Tech.* 2012;57:113-9.
- Marco M, Giner E, Larraínzar R, Caeiro JR, Miguélez H. Análisis de la variación del comportamiento mecánico de la extremidad proximal del fémur mediante el método XFEM (eXtended Finite Element Method). *Rev Osteoporos y Metab Miner.* 2016;8:61-9.
- Marco M, Giner E, Larraínzar R, Caeiro JR, Miguélez MH. Numerical modelling of femur fracture and experimental validation using bone simulant. *Ann Biomed Eng.* 2017;45(10):2395-408.
- Marco M, Giner E, Caeiro-Rey JR, Miguélez MH, Larraínzar-Garijo R. Numerical modelling of hip fracture patterns in human femur. *Comput Methods Programs Biomed.* 2019;173:67-75.
- Müller M, Nazarian S, Koch P, Schatzker J. The comprehensive classification of fractures of long bones. Springer Science & Business Media; 1990.
- Pal B, Gupta S, New AMR, Browne M. Strain and micromotion in intact and resurfaced composite femurs: experimental and numerical investigations. *J Biomech.* 2010;43:1923-30.
- Ebrahimi H, Rabinovich M, Vuleta V, Zalcman D, Shah S, Dubov A, et al. Biomechanical properties of an intact, injured, repaired, and healed femur: An experimental and computational study. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2012;16:121-35.
- Basso T, Klaksvik J, Syversen U, Foss OA. A biomechanical comparison of composite femurs and cadaver femurs used in experiments on operated hip fractures. *J Biomech.* 2014;47:3898-902.
- Grassi L, Väänänen SP, Ristinmaa M, Jurvelin JS, Isaksson H. How accurately can subject-specific finite element models predict strains and strength of human femora? Investigation using full-field measurements. *J Biomech.* 2016;49:802-6.
- Keyak JH, Falkinstein Y. Comparison of in situ and in vitro CT scan-based finite element model predictions of proximal femoral fracture load. *Med Eng Phys.* 2003;25(9):781-7.
- Cristofolini L, Juszczak M, Martelli S, Taddei F, Viceconti M. In vitro replication of spontaneous fractures of the proximal human femur. *J Biomech.* 2007;40:2837-45.
- Juszczak MM, Cristofolini L, Viceconti M. The human proximal femur behaves linearly elastic up to failure under physiological loading conditions. *J Biomech.* 2011;44:2259-66.
- Grassi L, Väänänen SP, Yavari SA, Jurvelin JS, Weinans H, Ristinmaa M, et al. Full-field strain measurement during mechanical testing of the human femur at physiologically relevant strain rates. *J Biomech Eng.* 2014;136:111010.
- Synthes GmbH. PFNA. Clavo femoral proximal de antirrotación - Técnica quirúrgica 2014.
- AZO MATERIALS. Titanium Alloys - Ti6Al7Nb Properties and Applications 2003.
- Marco M, Giner E, Larraínzar-Garijo R, Caeiro JR, Miguélez MH. Modelling of femur fracture using finite element procedures. *Eng Fract Mech.* 2018;196:157-67.
- Parker MJ. Cutting-out of the dynamic hip screw related to its position. *J Bone Joint Surg Br.* 1992;74:625.
- Andruszkow H, Frink M, Frömke C, Matityahu A, Zeckey C, Mommsen P, et al. Tip apex distance, hip screw placement, and neck shaft angle as potential risk factors for cut-out failure of hip screws after surgical treatment of intertrochanteric fractures. *Int Orthop.* 2012;36:2347-54.
- Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A. Mechanical validation of whole bone composite femur models. *J Biomech.* 1996;29:525-35.