

INVESTIGACIÓN

## Validación experimental de un modelo de análisis de elementos finitos en fractura de cadera y su aplicabilidad clínica



R. Larrainzar-Garijo<sup>a,b,\*</sup>, J.R. Caeiro<sup>c</sup>, M. Marco<sup>d</sup>, E. Giner<sup>e</sup> y M.H. Miguélez<sup>d</sup>

<sup>a</sup> Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología, Hospital Universitario Infanta Leonor, Madrid, España

<sup>b</sup> Departamento de Cirugía, Facultad de Medicina, Universidad Complutense de Madrid, Madrid, España

<sup>c</sup> Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología, Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela, Santiago de Compostela, España

<sup>d</sup> Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad Carlos III, Madrid, España

<sup>e</sup> Centro de Investigación en Ingeniería Mecánica-CIIM. Dpto. de Ingeniería Mecánica y de Materiales, Universitat Politècnica de València, Valencia, España

Recibido el 4 de marzo de 2018; aceptado el 22 de mayo de 2018

Disponible en Internet el 22 de octubre de 2018

### PALABRAS CLAVE

Fractura de cadera;  
Cadáver;  
Análisis de elementos  
finitos;  
Fuerza tensil;  
Modelado específico  
para paciente

**Resumen** La fractura de la extremidad proximal de fémur es objeto de interés en investigación. La complejidad del entramado óseo y la ineficiencia estructural asociada al envejecimiento hacen que existan muchas variables todavía por comprender desde el punto de vista experimental, pero no existe un modelo de investigación estructural y biomecánico de la fractura de cadera claramente definido.

La hipótesis de este trabajo es que es posible desarrollar un modelo de experimentación computacional que caracterice el hueso de la extremidad proximal del fémur como un material heterogéneo a partir de la traslación directa de los parámetros mecánicos obtenidos de piezas anatómicas de experimentación.

**Material y método:** Trabajo experimental que compara la experimentación real en cadáver y un modelo numérico basado en análisis de elementos finitos (AEF). Las variables que se han empleado son: punto de inicio de la fractura, su propagación, carga progresiva y la carga máxima hasta fractura.

Al modelo computacional se trasladaron los parámetros mecánicos reales obtenidos de las piezas anatómicas basándose en la relación entre las unidades Hounsfield de la TAC de alta resolución y la densidad mineral ósea de cada elemento virtual, mientras que la propagación de la fractura se modeló mediante desarrollo computacional propio del equipo investigador, con disminución de las propiedades mecánicas de los elementos dañados conforme avanza la línea fractuaria.

\* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: [rlarrainzar@gmail.com](mailto:rlarrainzar@gmail.com) (R. Larrainzar-Garijo).

**Resultados:** El modelo computacional fue capaz de determinar el punto de inicio de la fractura, con una discreta tendencia a la medialización anatómica de dicho punto respecto a lo ocurrido de manera experimental. El grado de correlación fue muy alto al comparar el valor real de deformación progresiva de las muestras frente al obtenido por el modelo computacional. Sobre 32 puntos analizados, se obtuvo una pendiente de 1,03 en regresión lineal, con un error relativo entre las deformaciones del 6% y un coeficiente de Pearson de  $R^2=0,99$ . El modelo computacional infraestimó discretamente la carga máxima de fractura, con un error relativo aproximado al 10%.

**Conclusión:** El modelo computacional de AEF desarrollado por este equipo investigador multidisciplinar se puede considerar, en conjunto, un modelo completo de AEF de la extremidad proximal del fémur con aplicabilidad clínica futura al ser capaz de simular e imitar el comportamiento biomecánico de fémures humanos contrastado con un modelo experimental clásico realizado en piezas anatómicas. Sobre esta base podrán evaluarse interacciones cualitativas y cuantitativas que lo consoliden como un potente banco de ensayos de experimentación computacional sobre el fémur proximal humano.

© 2018 SECOT. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

## KEYWORDS

Hip fractures;  
Cadaver;  
Finite element analysis;  
Tensile strength;  
Patient-specific modelling

## Experimental validation of finite elements model in hip fracture and its clinical applicability

**Abstract** Fracture of the proximal extremity of the femur is the subject of research interest. The complexity of the bone framework and the structural inefficiency associated with ageing leave many variables yet to be understood from an experimental perspective. However, there is no clearly defined structural and biomechanical research model for hip fracture.

The hypothesis of this paper is that it is possible to create a computational experimentation model that characterises the bone of the proximal extremity of the femur as a heterogeneous material from directly translating the mechanical parameters obtained from anatomical experimentation specimens.

**Material and method:** An experimental paper comparing real experimentation on cadavers and a numerical model based on finite element analysis (FEA). The variables used were: the start point of the fracture, propagation of the fracture, progressive load and maximum load until fracture.

The real mechanical parameters obtained from the anatomical specimens were translated to the computational model based on the relationship between the Hounsfield units of the high resolution CAT scan and the bone mineral density of each virtual element, whereas the propagation of the fracture was modelled by the research team's own computational design, reducing the mechanical properties of the damaged elements as the fracture line advanced.

**Results:** The computational model was able to determine the start point of the fracture, with a slight tendency towards anatomical medialisation of this point compared to what happened experimentally. The degree of correlation was very high on comparing the real value of progressive deformation of the samples compared to that obtained by the computational model. Over 32 points analysed, a slope of 1.03 in lineal regression was obtained, with a relative error between the deformations of 16% and a Pearson's coefficient of  $R^2=.99$ . The computational model slightly underestimated the maximum fracture load, with a relative error of approximately 10%.

**Conclusion:** The FEA computational model developed by this multi-disciplinary research team could be considered, as a whole, a complete FEA model of the proximal extremity of the femur with future clinical applicability since it was able to simulate and imitate the biomechanical behaviour of human femurs contrasted with a traditional experimental model made from anatomical specimens. On this basis, qualitative and quantitative interactions can be assessed which consolidate it as a powerful computational experimentation test bench for the human proximal femur.

© 2018 SECOT. Published by Elsevier España, S.L.U. All rights reserved.

## Introducción

La fractura de la extremidad proximal de fémur presenta interés desde cualquier punto de vista, ya sea clínico o socioeconómico. La alta mortalidad asociada, la dependencia que genera y el alto coste económico del proceso asistencial condicionan que el interés de la comunidad científica se haya centrado, casi exclusivamente, en el estudio del enfermo afecto de fractura. Sin embargo, se desconocen aspectos intrínsecos (patogénicos y biomecánicos) de la fractura de la extremidad proximal del fémur: el punto de inicio de la fractura, su propagación, qué variables condicionan los distintos patrones de fractura, etc. La complejidad del entramado óseo y la ineficiencia estructural asociada al envejecimiento, que convierten al hueso en un material más frágil para soportar cargas e impactos, hacen que existan muchas variables todavía por comprender desde el punto de vista experimental, pero no existe un modelo de investigación estructural y biomecánico de la fractura de cadera claramente definido<sup>1-4</sup>.

Tampoco existe consenso sobre si el estudio a través de estas piezas anatómicas reales debe realizarse sobre hueso fresco o hueso seco, ni sobre qué cambios estructurales puedan llevar implícitos<sup>5</sup> y ello ha llevado a la alternativa de realizar el trabajo experimental de campo con huesos sintéticos<sup>5-9</sup> que, simulando las características microestructurales de cortical y esponjosa, permitan abaratar las inversiones necesarias. Este material de trabajo proporcionado por fabricantes que simula el hueso humano ha permitido avanzar en el conocimiento mecánico del hueso sano, pero difícilmente es extrapolable al mundo clínico. La producción industrial a escala de los especímenes sintéticos solo permite elaborar fantomas estándar de hueso sano o fantomas estándar de hueso osteoporótico.

Por ello, los modelos numéricos basados en análisis mediante elementos finitos (AEF) se plantean como una alternativa válida, ya que gracias al aumento del poder computacional disponible en la actualidad el investigador puede someter a cargas a estructuras «virtuales» sin la necesidad de disponer de un material físico, con la ventaja que aporta el poder cambiar los parámetros estructurales que más afectan al hueso como estructura de soporte de cargas: densidad mineral ósea (DMO), área de sección, grosor cortical, porosidad cortical, microestructura trabecular, etc.<sup>1,8,10-12</sup>.

El AEF se basa en la descomposición de una estructura compleja, de comportamiento biomecánico desconocido, en una serie de subestructuras geoméricamente simplificadas denominadas elementos finitos. El comportamiento individual de cada una de estas subestructuras, denominadas «ladrillos», se determina mediante ecuaciones matemáticas que evalúan las cargas o las tensiones que estas reciben. A partir del análisis individual de cada uno de estos elementos, se obtiene un modelo computacional global de la estructura analizada, que permite, por un lado, determinar su resistencia global y, por otro, ser «sometido a carga» matemáticamente para determinar la forma, el tipo y la localización del fracaso biomecánico.

Una limitación importante de los modelos AEF publicados hasta la fecha es que consideran al hueso como un material homogéneo en lo que se refiere a las propiedades

biomecánicas relacionadas con la fractura, y no hay nada más alejado de la realidad<sup>6,13</sup>. Cualquier modelo matemático que no contemple este hecho nunca podrá tener aplicabilidad clínica, fin último de la investigación biomédica.

Por todo ello, es necesario determinar nuevos modelos de investigación basados en AEF que reúnan el conocimiento experimental de los últimos estudios mecánicos con la potencia que brindan las actuales capacidades de parametrización computacional.

La hipótesis de este trabajo es que es posible desarrollar un modelo de experimentación computacional que caracterice el hueso de la extremidad proximal del fémur como un material heterogéneo a partir de la traslación directa de los parámetros mecánicos obtenidos de piezas anatómicas de experimentación.

## Material y método

### Especímenes

El trabajo experimental y numérico ha sido llevado a cabo sobre 2 fémures humanos (pieza 1: mujer de 72 años, lateralidad izquierda, peso 78 kg, altura 158 cm; pieza 2: varón de 73 años, lateralidad derecha, peso 88 kg, altura 170 cm) donados por el Departamento de Anatomía de la Universidad Complutense de Madrid, pertenecientes al Centro de Donación de Cuerpos y Salas de Disección de dicha universidad. Los sujetos no tenían dolencias músculo-esqueléticas conocidas. Los cadáveres se conservaron en cámara de congelación normal a  $-20^{\circ}\text{C}$  hasta el momento de la extracción de las piezas.

Se efectuó disección anatómica del miembro inferior de los cadáveres con desinserción total de todas las estructuras cápsulo-ligamentosas coxofemorales y de rodilla hasta la extracción del fémur total sin inserciones osteotendinosas. Se realizó osteotomía transversa de la extremidad proximal del fémur a una distancia de 35 cm del punto más distal del trocánter menor. Las piezas se conservaron frescas en material humedecido en suero salino hasta la realización de la tomografía computarizada de alta resolución (AR-QCT) 12 h más tarde.

### Obtención del modelo geométrico en 3D

Se realizó una AR-QCT a cada uno de los especímenes femorales mediante un escáner clínico convencional modelo Siemens Somatom. Los fémures se dispusieron en posición horizontal fijados por su parte más distal, con una orientación del cuello femoral paralela al suelo y una superficie libre de material óseo de 25 cm en el arco de escaneado. La resolución del estudio fue de 0,44 mm en el plano transversal y de 1,0 mm en la dirección longitudinal del fémur, al objeto de obtener vóxeles con dimensiones de  $0,2 \times 0,2 \times 0,2 \text{ mm}^3$ . El tratamiento de la imagen DICOM obtenida y su posterior segmentación se llevó a cabo mediante el *software* ScanIP (Simpleware, Exeter, Reino Unido). Esta metodología permitió la generación del volumen geométrico correspondiente al fémur proximal, la discriminación de sus 2 principales materiales (hueso cortical y hueso trabecular), la determinación

**Tabla 1** Medidas descriptivas de la morfología del fémur proximal

Dimensión	Espécimen 1	Espécimen 2
Ángulo cervicodiafisario (°)	119	126
Longitud del cuello femoral (mm)	68	60
Diámetro de la cabeza femoral (mm)	29,5	29
Ancho del cuello femoral (mm)	41	39

de las densidades radiológicas y la caracterización mecánica de cada espécimen.

### Morfología macroscópica del fémur proximal

Al objeto de caracterizar macroscópicamente los fémures, se realizó medición digital sobre el modelo geométrico de la morfología real de cada fémur como expresa la [tabla 1](#).

### Modelo numérico de elementos finitos del fémur proximal

Un análisis previo de la sensibilidad del mallado permitió establecer una malla de 3 mm en la zona de la diáfisis y 2 mm en la zona proximal, con un refinamiento en el cuello femoral de 1 mm.

Con estas condiciones, y mediante el código de elementos finitos Abaqus/Standard, se generó la malla del fémur proximal formada por 500.000 elementos tetraédricos cuadráticos y alrededor de 1.000.000 de nodos. La [figura 1](#) muestra la malla obtenida.

Las relaciones establecidas entre las unidades Hounsfield (UH), DMO y propiedades mecánicas (módulo de Young) de cada vóxel se establecieron mediante las ecuaciones publicadas por Morgan et al.<sup>14</sup>. La simulación de carga y las sujeciones distales del fémur proximal virtual se aplicaron de forma similar a lo realizado en los ensayos experimentales previos.

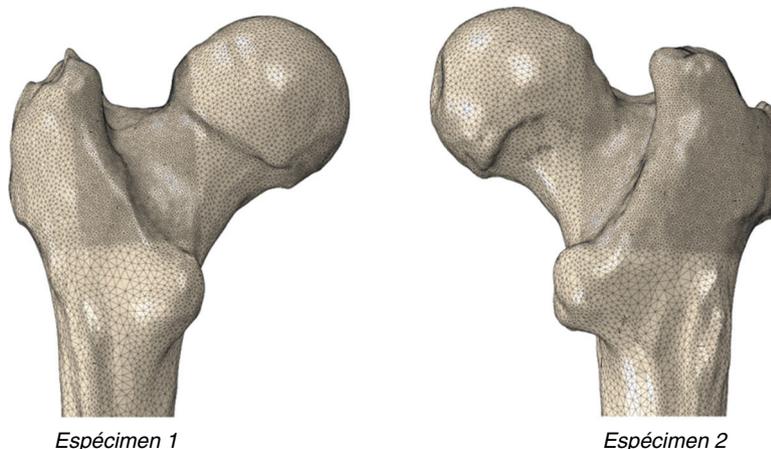
Las UH son las unidades extraídas del escáner, y consisten en una escala de grises. Su valor depende de la atenuación del material, estableciendo el 0 HU en el agua destilada a condiciones normales de presión y temperatura. Esta unidad puede ser transformada en propiedades mecánicas a partir de la siguiente serie de relaciones:  $-1.000$  HU para el aire,  $10-40$  HU en el músculo, en torno a  $600$  HU para el hueso trabecular y  $1.000$  HU o superiores en el hueso cortical, y se pueden inferir sus propiedades mecánicas según las ecuaciones publicadas por Morgan et al.<sup>14</sup>.

La propagación de la fractura se modeló mediante desarrollo computacional propio del equipo investigador<sup>6</sup>, se disminuyeron las propiedades mecánicas de los elementos dañados y se simuló así la separación entre las distintas partes fracturadas. Para el cálculo de la carga máxima de fractura se han considerado los valores críticos de tensión en cada elemento en función de su DMO.

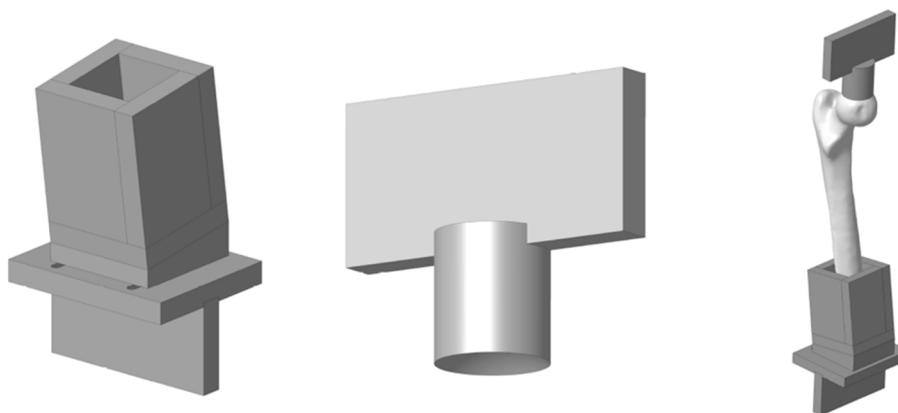
### Modelo experimental de fémur proximal

Para la adaptación de las piezas anatómicas al banco de ensayos se diseñó un utillaje especial formado por 2 conjuntos de piezas fabricadas en una aleación de aluminio (AA 7075-T6). El conjunto superior estaba formado por una placa para sujetar el útil a la prensa y un cilindro con un extremo cóncavo para adaptarse a la geometría de la cabeza del fémur con un radio de 25 mm. El conjunto inferior estaba formado por una caja en la que se embebe la diáfisis del fémur mediante polimetilmetacrilato y una placa para fijarla a la máquina de ensayos. La caja tiene una cuña para que la geometría resultante forme  $8^\circ$  con el eje del fémur. La [figura 2](#) muestra los diseños específicos desarrollados.

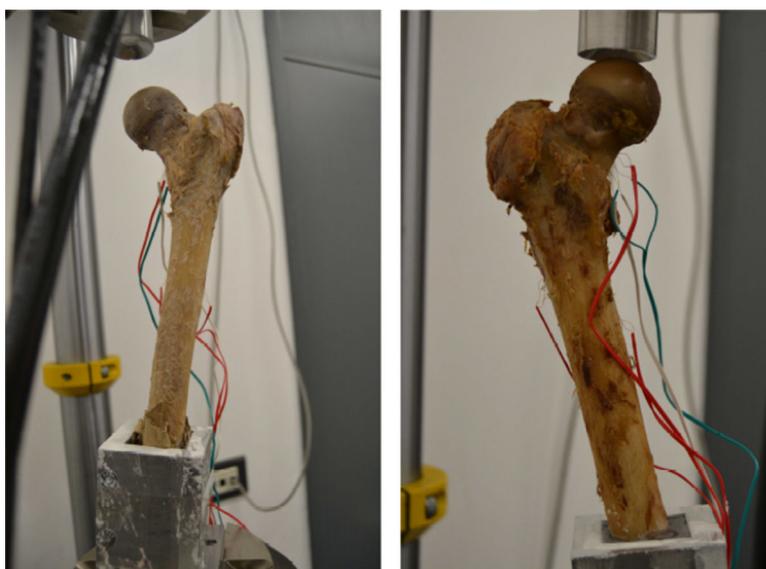
Se realizaron 2 ensayos experimentales consecutivos sobre cada pieza anatómica. El primero consistió en aplicar fuerzas progresivas de carga en el plano frontal iguales a 500, 1.000, 1.500 y 2.000 N, con el eje de carga a  $8^\circ$  con respecto al de la diáfisis femoral. Posteriormente se realizó un aumento progresivo de la carga sobre la cabeza del fémur hasta que se produjo la fractura macroscópica de la extremidad proximal.



**Figura 1** Modelo en 3D virtual por AEF de los especímenes estudiados.



**Figura 2** Utillaje de fabricación propia para la realización del trabajo de campo experimental.



**Figura 3** Especimen sobre banco de pruebas experimental con las galgas colocadas para registro de las fuerzas de rotura.

Para cuantificar las deformaciones experimentadas por la pieza durante las cargas mencionadas, se dispusieron galgas extensiométricas sobre la superficie del fémur, 2 en la diáfisis y una en el cuello femoral. La [figura 3](#) muestra los especímenes en el banco de ensayos.

### Variables de estudio

Para la validación de la capacidad de predicción del modelo numérico se consideraron 4 variables para comparar entre el modelo experimental y computacional:

- Punto de inicio de la fractura.
- Propagación de la fractura y correlación con patrón clínico.
- Deformaciones obtenidas en cargas inferiores a la fractura.
- Carga máxima de fractura.

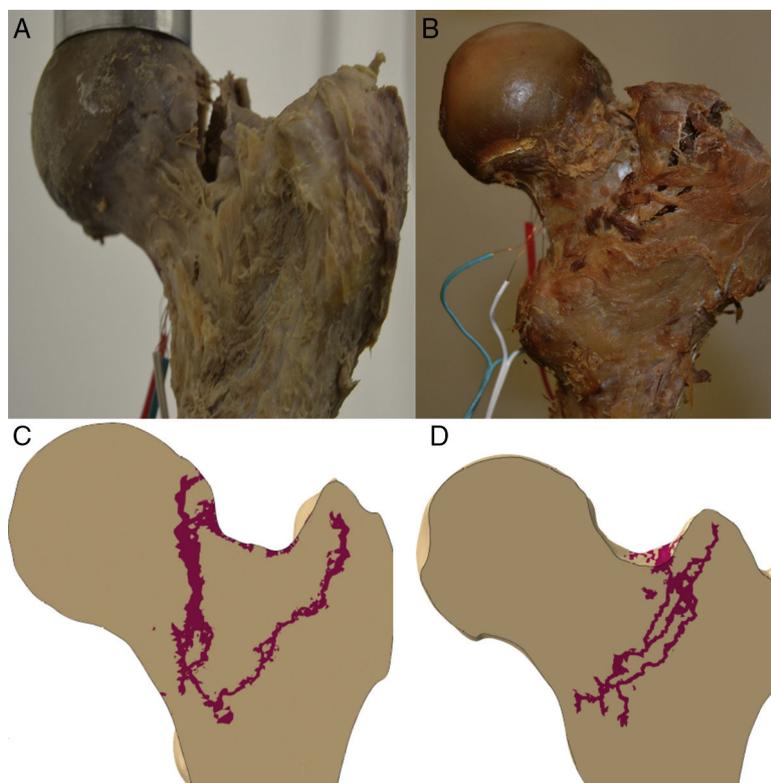
**Tabla 2** Distancia en milímetros entre el punto de inicio de fractura y el ápex del trocánter mayor

Especimen	Valor computacional	Valor experimental
1	25	12
2	28	6

### Resultados

#### Punto de inicio de la fractura

El modelo computacional fue capaz de determinar el punto de inicio de la fractura, con una discreta tendencia a la medialización anatómica de dicho punto ([tabla 2](#)).



**Figura 4** Se observa la propagación de la fractura comparando el modelo experimental real con el computacional (A y C; B y D). En C se observa una doble progresión de la fractura, pero con un único punto de inicio subcapital.

### Propagación de la fractura

La línea de propagación del modelo computacional en los 2 especímenes tuvo un patrón cuasi superponible a los obtenidos en los modelos experimentales, como muestra la figura 4.

### Deformaciones obtenidas en cargas inferiores a la fractura

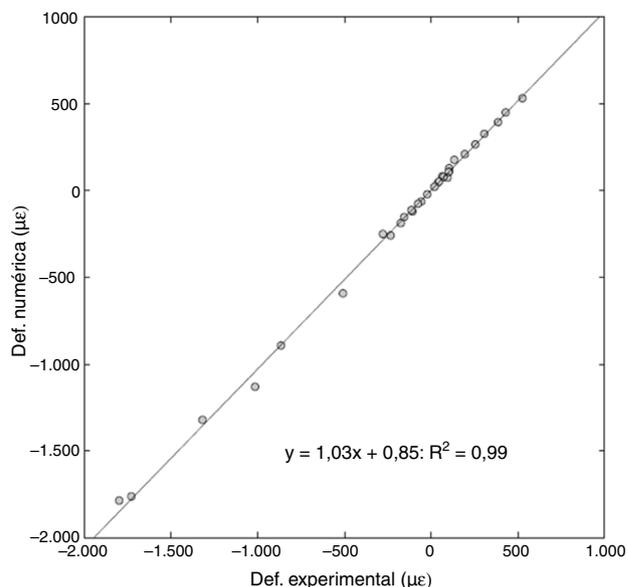
El grado de correlación fue muy alto al comparar el valor real de deformación de las muestras con el obtenido por el modelo computacional.

Para un total de 32 puntos analizados (4 deformaciones por 4 casos de carga en cada fémur), se obtuvo una pendiente de 1,03 en la regresión lineal, con un error relativo entre las deformaciones del 6% y un coeficiente de Pearson de  $R^2 = 0,99$  (fig. 5).

### Carga máxima de fractura

Tanto en el modelo computacional como en el experimental, el valor de carga máxima era mayor en el espécimen 2, correspondiente a un varón, con una diferencia aproximada de 1.000 N entre los 2 donantes.

El modelo computacional de elementos finitos infraestimó discretamente la carga máxima de fractura, con un error relativo aproximado al 10%. La tabla 3 muestra los valores numéricos de carga de fractura.



**Figura 5** Muestra la comparación entre las deformaciones en ambos sujetos.

### Discusión

El principal logro de este trabajo es haber desarrollado un modelo computacional de AEF del fémur proximal capaz de simular e imitar el comportamiento biomecánico de fémures humanos, tanto para cargas bajas como para cargas

**Tabla 3** Valor en newtons de la carga para conseguir una fractura

Espécimen	Valor computacional	Valor experimental	Diferencial error en %
1	6.010	6.572	8,55
2	7.120	8.178	12,93

de fractura, que ha podido ser contrastado con un modelo experimental clásico realizado en piezas anatómicas sobre un banco de ensayos.

Sobre este modelo computacional podrán evaluarse infinidad de interacciones cualitativas y cuantitativas por el equipo investigador: condiciones biomecánicas de precarga, condiciones de carga, modelos de fracturas, material de osteosíntesis, implantes protésicos, etc., que lo consoliden como un potente banco de ensayos de experimentación computacional sobre el fémur proximal humano.

Están descritos modelos vertebrales<sup>15</sup> y femorales<sup>1,6,16</sup> de AEF a partir de cortes 3D de tomografía cuantitativa de alta resolución (AR-QCT), incluso cuando se emplean resoluciones de escaneado bajas<sup>17</sup>. Se ha demostrado que existe una buena correlación entre el comportamiento biomecánico y la resistencia ósea total predicha por AEF<sup>18,19</sup> y los determinados experimentalmente en especímenes vertebrales y femorales de cadáver<sup>1,17,20,21</sup>. Si bien estas correlaciones resultan muy interesantes para la evaluación *in vitro* de la resistencia total de un hueso, existe una dificultad añadida para la transferencia a la clínica de estos resultados, especialmente en lo relacionado con un hueso envejecido o con osteoporosis senil<sup>18</sup>.

Para que el modelo computacional de un fémur proximal sea lo más realista posible, y especialmente en el momento de evaluar su comportamiento en un modelo de fractura por fragilidad, es necesario que sus propiedades mecánicas estén relacionadas básicamente con la DMO<sup>1,22</sup>. En nuestro modelo, mediante filtros de *software* específicos, se ha podido diferenciar las distintas zonas del fémur en función del valor de las UH de cada vóxel y, secundariamente, por tanto, de su DMO. La transformación de una escala de grises (UH) en valores de DMO y especialmente en propiedades mecánicas se realizó siguiendo la propuesta por Morgan et al.<sup>14</sup> para obtener la rigidez en cada elemento en función de su DMO. De esta manera se pudo, por un lado, diferenciar hueso trabecular de hueso cortical y, por otro, se pudieron aplicar al modelo distintas propiedades mecánicas en función de si cada zona micro del hueso presentaba distintas DMO.

La misma sistemática se ha seguido para el cálculo de la carga máxima de fractura considerando los valores críticos de tensión en cada elemento hasta alcanzar el punto de rotura en función también de su DMO. Esta estrategia aproxima el modelo a las condiciones mecánicas que se dan en el hueso osteoporótico senil, ofrece unos valores numéricos de cálculo lo más realistas posibles y, por tanto, aproxima el modelo matemático al problema clínico diario de fragilidad ósea al que se enfrenta el cirujano.

Pero para que el modelo computacional de AEF tenga aplicación clínica es necesario que sea heterogéneo tanto en la rigidez de los materiales como en las

propiedades de fractura<sup>13</sup>, con diferentes relaciones entre estos parámetros y la DMO<sup>23</sup>. Además, la carga máxima y la energía total de fractura ha de obtenerse a partir de la curva de carga-desplazamiento, tal y como ocurre en un ensayo experimental real<sup>1,12</sup>. Por último, resulta crítico que el modelo demuestre una buena correlación entre la propagación de la fractura obtenida en los test experimentales y la predicción computacional.

En este sentido, nuestro modelo es el más completo publicado hasta el momento, al tener en cuenta todas las circunstancias mencionadas. Creemos que la correlación estadística tan importante que existe entre deformidades obtenidas en cargas inferiores a la fractura entre el modelo computacional y lo obtenido experimentalmente en el banco de ensayos, junto con la similitud de los trazos propagación de fractura de los especímenes 1 y 2, constituye un claro elemento de solidez del modelo computacional y es un hecho validador de nuestro modelo de elementos finitos de fémur proximal.

Queremos llamar la atención sobre que las condiciones de trabajo experimental para los 2 especímenes han sido exactamente las mismas y que han estado controladas en todo momento por el equipo investigador (fuerzas progresivas de la carga en el plano frontal formando 8° con el eje de la diáfisis de 500, 1.000, 1.500 y 2.000 N) y, por ello, resulta llamativo que se produzcan 2 tipos de rotura totalmente diferenciables entre sí, como muestra la [figura 4](#), y con importante similitud con lo que ocurre en la práctica clínica habitual. En el espécimen 1 se produce un trazo de fractura que puede clasificarse como subcapital mientras que en el espécimen 2 se trata de una fractura claramente extracapsular. Más sorprendente es, si cabe, que en la predicción computacional encontremos los mismos hallazgos. Por ello, es sugestivo pensar que existen unos condicionamientos materiales o nano-, micro- y macroestructurales que condicionan un patrón de fractura, independientemente de la intensidad de la carga o de la dirección de aplicación. Hay que destacar que el espécimen 2 presentaba un mayor ángulo cervicodiafisario, que hace que tolere mejor la carga axial recibida y, por ello, que precise mayor fuerza de rotura. Pero, a pesar de que ni la metodología empleada ni el número de especímenes analizados nos permite establecer una relación directa entre estas variables, sí creemos que estos hallazgos refuerzan la exactitud de la predicción del modelo computacional y, por ello, su futura aplicación clínica.

En relación con este último punto, los trabajos de Lenich<sup>24,25</sup> han demostrado que el primer efecto que ocurre en el fenómeno de «cut out» es un momento de rotación del fragmento óseo sobre el implante cefálico para, posteriormente, a través de un fenómeno continuo de micro-movimientos, ir dañando el hueso hasta que se produce la protrusión del material de osteosíntesis. El modelo computacional que hemos desarrollado puede ayudar a entender este modelo patogénico, al permitir simular las alteraciones que se producirían al considerar como punto fijo el ápex de la circunferencia de la cabeza femoral y simular los micro-movimientos de flexoextensión.

La principal limitación del modelo computacional para su utilización como herramienta de apoyo clínico son las inherentes al trabajo por AEF. Como hemos comentado, existe todo un proceso que incluye la traslación de un elemento

físico real a un elemento virtual segmentado en pequeñas formas geométricas y que toda la relación de estos elementos entre sí está controlada por las condiciones que establece el equipo investigador.

También es cierto que se ha realizado el trabajo anatómico, computacional y experimental solo sobre 2 especímenes, pero es innegable que el número de donantes y la cantidad de recursos físicos y humanos que se necesitan para ampliar la serie es ingente, y que en otros sectores productivos y de investigación, como la ingeniería, el trabajo exclusivamente computacional constituye el patrón estándar en aquellas circunstancias en las que los modelos experimentales clásicos son inviables o económicamente insostenibles<sup>8,11,26</sup>.

El papel de los músculos, tendones y ligamentos como elementos amortiguadores de la caída y, por ello, de la fuerza de rotura, es indiscutible<sup>22</sup>. Asociado a la edad existe un debilitamiento muscular que, junto a la pérdida de elasticidad de ligamentos y tendones, pone al individuo en situación de riesgo de fractura clínica. Nuestro modelo no tiene en cuenta la acción de estas partes blandas porque aumentaría enormemente la necesidad de cálculo computacional, pero, sobre todo, porque no se puede contrastar el valor computacional con un valor experimental. No existe descrito, que nosotros sepamos, un modelo cadavérico que reproduzca la acción estabilizadora de músculos y tendones ante una caída y mucho menos en condiciones de osteoporosis senil. No obstante, y a pesar de las limitaciones expresadas, creemos que el modelo es válido para avanzar en el conocimiento del fémur proximal, no solo como una estructura de carga, sino también en comprender cómo, en cada punto concreto del hueso, los parámetros subyacentes microscópicos pueden afectar a la totalidad de la estructura.

Únicamente con un conocimiento claro de las circunstancias mecánicas que condicionan la aparición de una fractura de la extremidad proximal de fémur estaremos en condiciones de hacer investigación traslacional hacia los aspectos clínicos más relevantes de esta dolencia: punto de inicio de la fractura y su posterior progresión a lo largo de la superficie ósea tipo de fractura, factores biomecánicos predictores de fractura y de su tipo, diseños específicos de implantes, factores predictores de fracaso de osteosíntesis, etc.<sup>1,10,16</sup>.

En resumen, este es un artículo escrito por clínicos para clínicos en el que no se pretende, ni se quiere, entrar en discusión profunda sobre los fundamentos matemáticos que sustentan el método de AEF, ni en las fórmulas matemáticas que definen cada una de las relaciones de los elementos entre sí, pero en el que queremos destacar que la metodología que hemos utilizado para la obtención de la estructura geométrica «virtual» del fémur proximal, las condiciones materiales y estructurales previas, de contorno y de carga de fractura son las reales y que el AEF es un método válido avalado en la literatura que viene siendo utilizado por equipos investigadores para la evaluación de distintas dolencias relacionadas con nuestra especialidad<sup>7,11,15,23,27-30</sup>.

El modelo que presentamos representa la consolidación de una línea de trabajo de un grupo multidisciplinar compuesto por cirujanos ortopédicos e ingenieros con una clara y convencida orientación clínica<sup>6,13,23,31</sup>. El modelo computacional de AEF desarrollado por este equipo

investigador multidisciplinar se puede considerar, en conjunto, un modelo completo de AEF de la extremidad proximal del fémur con aplicabilidad clínica futura.

## Nivel de evidencia

Nivel de evidencia II.

## Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses en relación con el manuscrito y sus conclusiones.

## Agradecimientos

Los autores quieren agradecer a la Dra. Teresa Vázquez, profesora titular del Departamento de Anatomía de la Universidad Complutense de Madrid su ayuda para la consecución del trabajo.

## Bibliografía

1. 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.
2. Santoni BG, Nayak AN, Cooper SA, Smithson IR, Cox JL, Marberry ST, et al. Comparison of femoral head rotation and varus collapse between a single lag screw and integrated dual screw intertrochanteric hip fracture fixation device using a cadaveric hemi-pelvis biomechanical model. *J Orthop Trauma*. 2016;30:164-9.
3. Haynes RC, Pöll RG, Miles AW, Weston RB. Failure of femoral head fixation: A cadaveric analysis of lag screw cut-out with the gamma locking nail and AO dynamic hip screw. *Injury*. 1997;28(5-6):337-41.
4. Krischak GD, Augat P, Beck A, Arand M, Baier B, Blakytyn R, et al. Biomechanical comparison of two side plate fixation techniques in an unstable intertrochanteric osteotomy model: Sliding hip screw and percutaneous compression plate. *Clin Biomech*. 2007;22:1112-8.
5. 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.
6. Marco M, Giner E, Larraínzar R, Caeiro JR, Miguélez MH. Numerical modelling of femur fracture and experimental validation using bone simulant. *Ann Biomed Eng*. 2017:1-14.
7. Loh BW, Stokes CM, Miller BG, Page RS. Femoroacetabular impingement osteoplasty. *Bone Joint J*. 2015;97-B:1214-9.
8. Tsai AG, Reich MS, Bensusan J, Ashworth T, Marcus RE, Akkus O. A fatigue loading model for investigation of iatrogenic subtrochanteric fractures of the femur. *Clin Biomech*. 2013;28(9-10):981-7.
9. Knoke M, Altgassen S, Maier K-J, Gradl-Dietsch G, Kaczmarek C, Nebelung S, et al. Screw-blade fixation systems in Pauwels three femoral neck fractures: A biomechanical evaluation. *Int Orthop*. 2018;42:409-18.
10. García-Aznar JM, Bayod J, Rosas A, Larraínzar R, García-Bógallo R, Doblaré M, et al. Load transfer mechanism for different metatarsal geometries: A finite element study. *J Biomech Eng*. 2008;131, 2101-1-7.

11. Cilla M, Checa S, Preininger B, Winkler T, Perka C, Duda GN, et al. Femoral head necrosis: A finite element analysis of common and novel surgical techniques. *Clin Biomech.* 2017;48:49–56.
12. Schileo E, Taddei F, Cristofolini L, Viceconti M. Subject-specific finite element models implementing a maximum principal strain criterion are able to estimate failure risk and fracture location on human femurs tested in vitro. *J Biomech.* 2008;41:356–67.
13. Giner E, Arango C, Vercher A, Javier Fuenmayor F. Numerical modeling of the mechanical behaviour of an osteon with microcracks. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014:109–24.
14. Morgan EF, Keaveny TM. Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site. *J Biomech.* 2001;34:569–77.
15. Atienda V, Prat Pastor JM, Peris Serra JL, Comín Clavijo M. Validación de un modelo de elementos finitos tridimensional del raquis lumbar mediante ensayos in vitro. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol.* 2007;43:9041–8.
16. Gómez-Benito MJ, García-Aznar JM, Doblaré M. Finite element prediction of proximal femoral fracture patterns under different loads. *J Biomech Eng.* 2005;127:9–14.
17. Dragomir-Daescu D, Salas C, Uthamaraj S, Rossman T. Quantitative computed tomography-based finite element analysis predictions of femoral strength and stiffness depend on computed tomography settings. *J Biomech.* 2015;48:153–61.
18. Rezaei A, Giambini H, Rossman T, Carlson KD, Yaszemski MJ, Lu L, et al. Are DXA/aBMD and QCT/FEA stiffness and strength estimates sensitive to sex and age? *Ann Biomed Eng.* 2017;45:2847–56.
19. Khoo BCC, Brown K, Cann C, Zhu K, Henzell S, Low V, et al. Comparison of QCT-derived and DXA-derived areal bone mineral density and T scores. *Osteoporos Int.* 2009;20:1539–45.
20. Khoo BCC, Brown K, Zhu K, Pollock M, Wilson KE, Price RI, et al. Differences in structural geometrical outcomes at the neck of the proximal femur using two-dimensional DXA-derived projection (APEX) and three-dimensional QCT-derived (BIT QCT) techniques. *Osteoporos Int.* 2012;23:1393–8.
21. Dall'Ara E, Eastell R, Viceconti M, Pahr D, Yang L. Experimental validation of DXA-based finite element models for prediction of femoral strength. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;63:17–25.
22. Bonnick S. HSA: Beyond BMD with DXA. *Bone.* 2007;41:S9–12.
23. Marco M, Giner E, Larrainzar-Garijo R, Caeiro-Rey JR, Miguez H. Análisis de la variación del comportamiento mecánico de la extremidad proximal del fémur mediante el método XFEM (eXtended Finite Element Method). *Rev Osteoporos Metab Miner.* 2016;8:61–9.
24. Lenich A, Bachmeier S, Dendorfer S, Mayr E, Nerlich M, Füchtmeier B. Development of a test system to analyze different hip fracture osteosyntheses under simulated walking. *Biomed Tech Eng.* 2012;57:113–9.
25. Lenich A, Bachmeier S, Prantl L, Nerlich M, Hammer J, Mayr E, et al. Is the rotation of the femoral head a potential initiation for cutting out? A theoretical and experimental approach. *BMC Musculoskelet Disord.* 2011;12:79–86.
26. Kurz S, Pieroh P, Lenk M, Josten C, Böhme J. Three-dimensional reduction and finite element analysis improves the treatment of pelvic malunion reconstructive surgery. *Medicine (Baltimore).* 2017;96:e8136.
27. Herrera A, Panisello JJ, Ibarz E, Cegoñino J, Puértolas JA, Gracia L. Estudio densitométrico y con elementos finitos de la remodelación ósea tras la implantación de un vástago femoral anatómico no cementado. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol.* 2008;52:269–82.
28. Palanca D, Peña E, Calvo B, Martínez M, Doblaré M. Análisis mediante elementos finitos del efecto de las roturas meniscales y meniscectomías. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol.* 2007;48:298–303.
29. Seral García B, Cegoñino Banzo J, García Aznar JM, Doblaré Castellano M, Seral Iñigo F. Simulación en 3D con elementos finitos de un modelo de prótesis de rodilla. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol.* 2003;47:64–72.
30. Larrainzar-Garijo R, García-Aznar J, Díez-Nicolas E. Análisis por simulación por elementos finitos del pie de la fórmula metatarsal de Maestro. *Rev Pie Tobillo.* 2006;20:137–44.
31. Vercher A, Giner E, Arango C, Tarancon J, Fuenmayor FJ. Homogenized stiffness matrices for mineralized collagen fibrils and lamellar bone using unit cell finite element models. *Biomech Model Mechanobiol.* 2014;13:437–49.