



Revista de Osteoporosis y Metabolismo Mineral

ISSN: 1889-836X

msosah@hotmail.com

Sociedad Española de Investigación
Ósea y del Metabolismo Mineral
España

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)
Revista de Osteoporosis y Metabolismo Mineral, vol. 8, núm. 2, abril-junio, 2016, pp. 61-
69
Sociedad Española de Investigación Ósea y del Metabolismo Mineral
Islas Canarias, España

Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=360946541003>

- Cómo citar el artículo
- Número completo
- Más información del artículo
- Página de la revista en redalyc.org

redalyc.org

Sistema de Información Científica
Red de Revistas Científicas de América Latina, el Caribe, España y Portugal
Proyecto académico sin fines de lucro, desarrollado bajo la iniciativa de acceso abierto

Marco M¹, Giner E², Larraínzar R³, Caeiro JR⁴, Miguélez H¹

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

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

³ Hospital Universitario Infanta Leonor - Servicio Cirugía Ortopédica y Traumatología - Madrid (España)

⁴ Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela - Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología - A Coruña (España)

Análisis de la variación del comportamiento mecánico de la extremidad proximal del fémur mediante el método XFEM (*eXtended Finite Element Method*)

Correspondencia: Miguel Marco Esteban - Universidad Carlos III de Madrid - Departamento de Ingeniería Mecánica - Avda. de la Universidad, 30 - 28911 Leganés - Madrid (España)

Correo electrónico: mimarcoe@ing.uc3m.es

Fecha de recepción: 25/11/2015

Fecha de aceptación: 15/03/2016

Trabajo remitido como prestación por la beca FEIOMM recibida para asistir al 35º Congreso de la ASBMR (Baltimore, 2013).

Resumen

Introducción: El fémur humano ha sido ampliamente estudiado desde hace muchos años de manera experimental con análisis *in vitro*, y ahora, gracias a los avances de la informática, también se puede analizar de manera numérica. Algunos autores han demostrado la capacidad del método de los elementos finitos para predecir el comportamiento mecánico de este hueso, pero todavía son muchas las posibilidades recurriendo a la sinergia entre el método de los elementos finitos y ensayos experimentales. En este trabajo, por ejemplo, se estudia cómo afectan distintas simulaciones de osteoporosis a las cargas de fractura del fémur. El objetivo de este estudio es predecir la fractura de cadera, tanto la carga a la que se produce ésta como la propagación de la fisura sobre el hueso. Aplicando el método de los elementos finitos al campo de la biomecánica se puede realizar una simulación que muestre el comportamiento del hueso bajo diferentes condiciones de carga.

Material y métodos: A partir de imágenes DICOM de tomografía computarizada de la extremidad proximal del fémur derecha de un varón se ha obtenido la geometría del hueso. Mediante un programa informático se han generado las propiedades mecánicas dependientes de la densidad mineral ósea de cada vóxel, y posteriormente se ha utilizado un código de elementos finitos para aplicar diferentes configuraciones de carga y estudiar los valores de fractura del hueso. El modelo numérico ha sido validado a través de un artículo de la literatura científica.

Resultados: La carga de fractura en configuración de caída lateral es aproximadamente la mitad que la carga en el caso de la posición normal, lo cual concuerda con diferentes estudios experimentales presentes en la literatura científica. Además se han estudiado diferentes condiciones de carga en situaciones cotidianas, en las que se ha observado que la carga de fractura es mínima en la posición monopodal. También se han simulado condiciones de osteoporosis en las que se ha comprobado cómo desciende la carga de fractura al disminuir las propiedades mecánicas óseas.

Conclusiones: Mediante el método de los elementos finitos en conjunto con una imagen médica DICOM es posible el estudio de la biomecánica de la cadera y obtener una estimación del fallo del hueso. Además se pueden aplicar diferentes configuraciones de carga y variar las propiedades mecánicas del hueso para simular el comportamiento mecánico de éste bajo condiciones osteoporóticas.

Palabras clave: fémur, fractura de cadera, escáner CT, elementos finitos.

Analysis of mechanical behavior variation in the proximal femur using X-FEM (Extended Finite Element Method)

Summary

Introduction: For years, the human femur has been extensively studied experimentally with *in vitro* analysis. Nowadays, with computer advances, it can also be analyzed numerically. Some authors report the usefulness of finite method in predicting the mechanical behavior of this bone. There are many possibilities using the synergy between the method finite element and experimental trials. In this paper, for example, we study how they affect different osteoporotic simulations involving femur fracture loads.

The aim of this study is to predict hip fracture, both the load to which this occurs as the propagation of the crack in the bone. By applying the finite element method to the field of bio-mechanics, simulation can be carried out to show the behavior under different bone load conditions.

Material and methods: Using DICOM images, CT scan of the proximal end of the right femur of a male has been obtained bone geometry. By a computer program they have been generated dependent mechanical properties of the BMD each voxel, and then used a finite code to apply different load configurations and study values bone fracture elements. The numerical model has been validated in the literature.

Results: Load breaking in lateral fall configuration is approximately half the load in the case of the normal position, which agrees with different experimental studies published.

In addition, we have studied various load conditions in everyday situations, where it was observed that the load fracture is minimal in mono-podal position. Osteoporotic conditions have also been simulated which confirmed that the load fracture has been reduced by decreasing mechanical properties.

Conclusions: By using the finite element method in conjunction with DICOM medical imaging, it is possible to study the biomechanics of the hip and obtain an estimate of bone failure. In addition, different load configurations can be applied and vary the mechanical properties of bone to simulate the mechanical behavior of low osteoporotic conditions.

Key words: *femur, hip fracture, CT scanner, finite elements.*

Introducción

Acorde con la última información oficial disponible¹, en España se registraron un total de 487.973 casos de fractura de cadera entre 1997 y 2008. Es sabido que existe un predominio femenino en relación 3:1² y que la incidencia aumenta con la edad (en 1997 era de 78,07 años, mientras que en 2009 aumentó a 80,46 años). La fractura de la extremidad proximal del fémur (EPF) conlleva un alto coste sanitario debido a la prolongada estancia media (en 1997 el promedio fue de 16,05 días, mientras que en 2008 se redujo a 13,34 días) y el gasto directo que comporta. En 2008 el coste global de los casos de hospitalización en el Sistema Nacional de Salud fue de 395,7 millones de euros, lo que supone un incremento del 131% respecto al año 1997. De manera individual, el coste por paciente pasó de 4.909 euros en 1997 a 8.365 euros por paciente en 2008. Hay que reseñar que la fractura conlleva, además, una alta tasa de mortalidad aguda intrahospitalaria (4,71-5,85%) así como al año de la misma (25-33%)³.

Es en este contexto donde surge la necesidad de establecer métodos predictivos de fractura tanto con carácter individual como poblacional. La predicción de la fractura del fémur es un reto en el mundo de la biomecánica, tanto para médicos como para los ingenieros que se centran en el estudio de la propagación de fisuras en huesos del cuerpo humano. Durante años se han realizado

análisis experimentales sobre fémures humanos provenientes de donantes, pero hoy en día con los avances en informática se puede emplear la potencia de los ordenadores en este tipo de análisis, reduciendo la carga experimental de los estudios que supone un coste elevado. Al mismo tiempo se puede alcanzar un mayor conocimiento de los procesos de fisura y fractura que aparecen. Con un modelo de elementos finitos se puede estudiar el comportamiento mecánico del fémur bajo unas condiciones de carga concretas y, por tanto, evaluar la biomecánica normal de la cadera y su proceso fisiopatológico de fractura con una correlación de en torno al 90%⁴ a pesar de una gran variabilidad en la elección de las propiedades mecánicas que se aplican a los distintos modelos numéricos estudiados hasta la fecha^{5,6}.

El objetivo principal de nuestro trabajo es el desarrollo de un modelo de EPF mediante elementos finitos que permita analizar las diferentes solicitaciones bajo configuraciones de carga normales y patológicas. Como objetivos secundarios queremos evaluar la morfología y la configuración mínima de carga a partir de la cual se inicia la fractura dependiendo de las condiciones de carga, así como analizar de manera numérica cómo afecta la osteoporosis a la carga de rotura del hueso, debido a la disminución de las propiedades mecánicas que se origina como consecuencia de la pérdida de masa ósea⁷.

Material y método

Generación del modelo de elementos finitos

A partir de imágenes DICOM de tomografía computarizada (TC) de la EPF derecha de un varón adulto joven sin patología coxofemoral conocida en el lado estudiado, se obtiene la macroestructura-geometría del hueso. Las imágenes médicas se obtuvieron con una dosis de radiación y tiempo de exposición clínico estándar que permiten una resolución de 0,3 mm en el plano transversal y 0,7 mm en la dirección longitudinal.

La geometría del fémur fue generada mediante el programa informático de tratamiento de imágenes y modelado mediante elementos finitos ScanIP (Simpleware, Exeter, Reino Unido). Este programa permite seleccionar el rango de Unidades Hounsfield (UH) necesario para una correcta visualización de la imágenes de TC, la aplicación de filtros de volumen/superficie y la generación de una geometría idéntica al espécimen que resulta en un modelo numérico con propiedades mecánicas dependientes de la densidad mineral ósea (DMO) apoyadas en las siguientes ecuaciones⁸⁻¹¹:

$$\rho(\text{g/cm}^3) = 0,1259 + 1,15638 \cdot 10^{-3} \cdot HU$$

$$E(\text{MPa}) = 6850 \cdot \rho^{1,49}$$

Mediante estas expresiones se puede establecer una relación entre las UH de cada vóxel, su densidad aparente y su módulo de Young (E). En este caso el modelo dispondrá de 14 materiales distintos para así poder reproducir al máximo la heterogeneidad del hueso real. Mediante estas ecuaciones el hueso tendrá un comportamiento isotrópico, lo cual no refleja realmente la realidad, pero, como ha sido demostrado en otros trabajos, se puede simular el comportamiento del fémur de manera global mediante estas expresiones.

Condiciones de carga del modelo de elementos finitos

El análisis por elementos finitos de la EPF generada se realiza mediante el programa Abaqus/Standard 6.12. (Dassault Systems, Providence, Rhode Island). La malla que discretiza el volumen está formada por 198.764 elementos tetraédricos de segundo orden (C3D10 en Abaqus). La zona de la EPF contiene un mallado más fino de 2 mm mientras que en el resto del modelo los elementos tienen un tamaño de 3 mm. Los nodos de la zona inferior de la EPF se encuentran empotrados (se les impide el desplazamiento en cualquier dirección). Como se observa en la figura 1, se ha considerado posición normal de carga aquella que supone que el vector de carga presenta un ángulo de 8° en aducción con el eje longitudinal de la cadera en el plano transversal¹². Se considera caída lateral aquella que supone un vector de carga con un giro de 20° en anteversión y 30° con el eje longitudinal como eje de giro¹³.

Validación del modelo numérico

La validación de los resultados se realizó median-

te comparación de nuestros valores obtenidos en dos configuraciones distintas: posición normal y caída lateral con los obtenidos en condiciones similares en trabajos de experimentación en cadáver humano⁸. A tal efecto asumimos que el inicio la rotura del hueso ocurre cuando se alcanza una deformación crítica de 0,0061¹⁴. La magnitud de la carga de validación es de 470 N (75% del peso del sujeto).

Condiciones de contorno de cargas y patrones de fractura en bidepestaación y caída lateral

Para el análisis de patrones de fractura del fémur en bipedestación y caída lateral se utilizó el método conocido como *eXtended Finite Element Method* (XFEM) implementado en Abaqus. Mediante este método se determina el inicio de una fisura en la zona de máxima deformación, y posteriormente se produce la propagación de ésta dependiendo del campo de tensiones y deformaciones que la rodean. Los parámetros de tenacidad a la fractura (dependiente de la densidad) y la energía crítica para su propagación en diferentes modos se obtienen de trabajos presentes en la literatura según las siguientes formulaciones^{15,16}:

$$K(N\text{ m}^{-1/2}) = 0,7413 \cdot 10^6 \cdot \rho^{1,49}$$

$$G(J\text{ m}^{-2}) = \frac{K^2(1 - \nu^2)}{E}$$

$$G_{IIIc}/G_{IC} = G_{IIIc}/G_{IC} = 0,33$$

Condiciones de contorno y cargas de rotura en actividades locomotoras habituales

Para el análisis de tensiones en distintas actividades de la vida diaria se considera la diáfisis fija, y los cálculos se realizan según los diferentes ángulos con los que se aplica la carga en la EPF, siguiendo lo descrito por Bergmann¹⁷. En total se analizan 9 configuraciones distintas: monopodal, subiendo escaleras, andando despacio, bajando escaleras, andando rápido, andando normal, levantándose, doblando rodillas y sentándose.

Condiciones de contorno y cargas de fractura en osteoporosis simulada

Para el análisis de tensiones en condiciones de osteoporosis simulada se ha disminuido la DMO del modelo y, por ello, una disminución del módulo de Young y de la rigidez global del fémur. La variación de la densidad mineral ósea se lleva a cabo en distintas zonas: en la EPF en general, en el cuello femoral, en la zona trocántérica, en la zona alta de la diáfisis y en la zona media de la diáfisis. Las condiciones de carga se realizan en posición normal de la EPF analizando cómo afecta una pérdida de rigidez del tejido, como la que pudiera estar ocasionada por la osteoporosis, a la carga de rotura de la EPF. En la figura 2 se muestran las zonas en las que se realiza la variación de la DMO, así como las condiciones de contorno correspondientes a la posición de carga estudiada.

Figura 1. Condiciones de contorno en posición normal¹² y caída lateral¹³

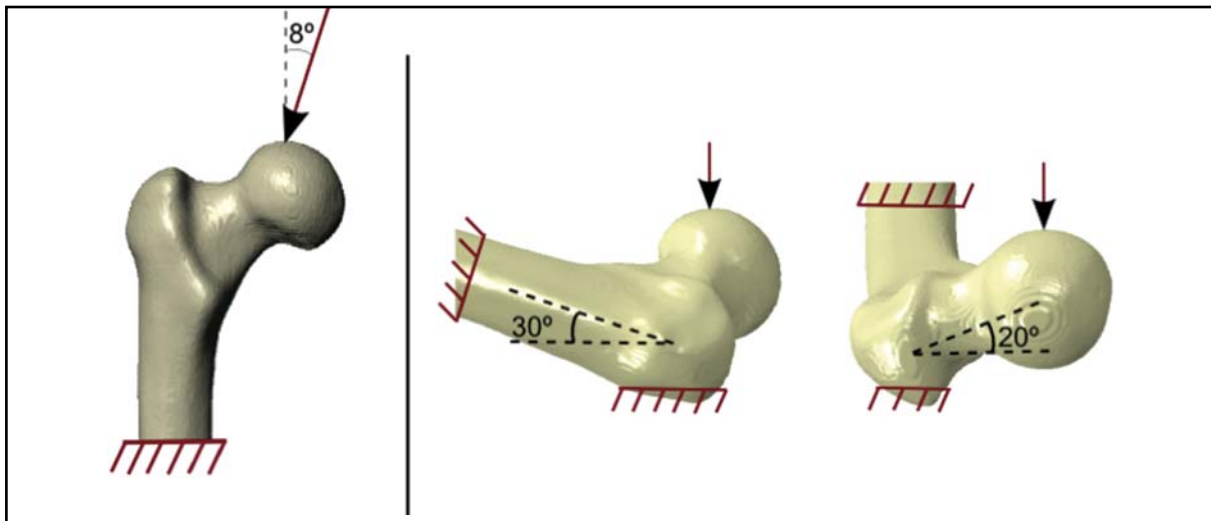
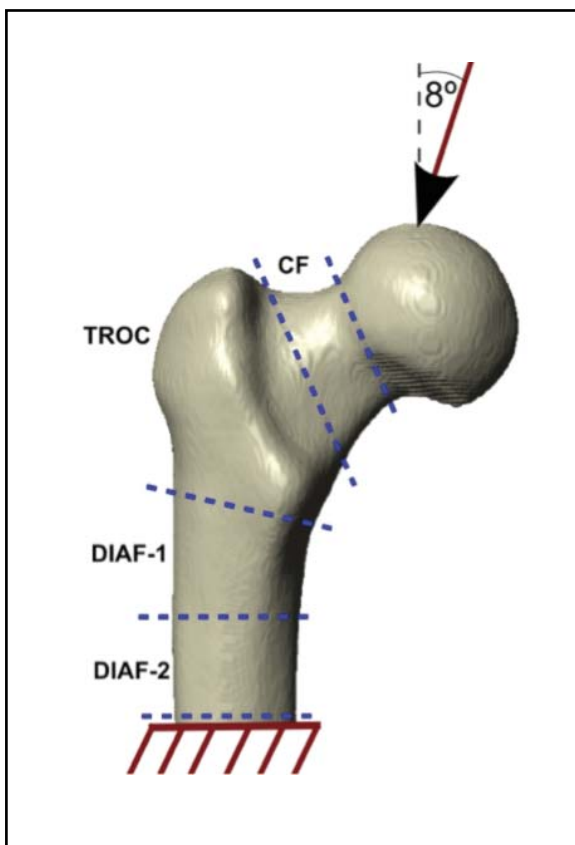


Figura 2. Zonas de disminución de las propiedades mecánicas



Resultados

Modelo de elementos finitos de la EPF

El modelo de elementos finitos de la EPF obtenido a partir de las imágenes médicas DICOM se muestra en la figura 3. El modelo ha sido generado mediante el programa informático ScanIP; en la figura 3b se observa la superficie del fémur, y en la figura 3c se muestra la heterogeneidad del modelo.

Validación del modelo numérico

La tabla 1 muestra las propiedades generales asignadas al modelo numérico como los resultados obtenidos en rigidez y cargas de rotura entre el modelo desarrollado y el comparador elegido. Las propiedades mecánicas asignadas son prácticamente idénticas a las calculadas en el trabajo experimental en el que se apoya este artículo⁸.

Se observa que tanto la rigidez global como la carga de fractura en posición normal son similares al ensayo experimental, por lo tanto el modelo numérico se puede considerar validado. En la figura 4 se muestra el campo de deformaciones obtenido en esta validación.

Patrones de fractura en bidepestaición y caída lateral

La figura 5 muestra el patrón de inicio de fractura en las condiciones descritas. Se puede observar cómo la carga de rotura en la configuración de caída lateral es menor que en la posición normal (en torno a un 50% menor, de 3.979 N a 1.890 N). En ambos casos la fisura se inicia en la zona superior del cuello femoral, aunque en el caso de caída lateral el inicio se produce más posterolateral en el cuello.

Condiciones de contorno y cargas de rotura en actividades locomotoras habituales

La figura 6 muestra la carga de rotura para cada una de las configuraciones analizadas explicadas anteriormente. La carga a la que se alcanza la deformación crítica y a la que se produce la fractura se ha ordenado de menor a mayor para facilitar la visualización de los datos.

Se observa claramente cómo la configuración más crítica es la correspondiente a la caída lateral estudiada anteriormente, seguida de la posición normal. El resto de posiciones presentan una carga de rotura mayor, aunque no con tanta variación como con la caída lateral. En la configuración de caída lateral el valor de la carga disminuye considerablemente, suponiendo al menos la mitad de carga que en el resto de casos.

Figura 3. a) escáner empleado en el trabajo; b) geometría obtenida mediante ScanIP; c) malla de elementos finitos y distintos materiales

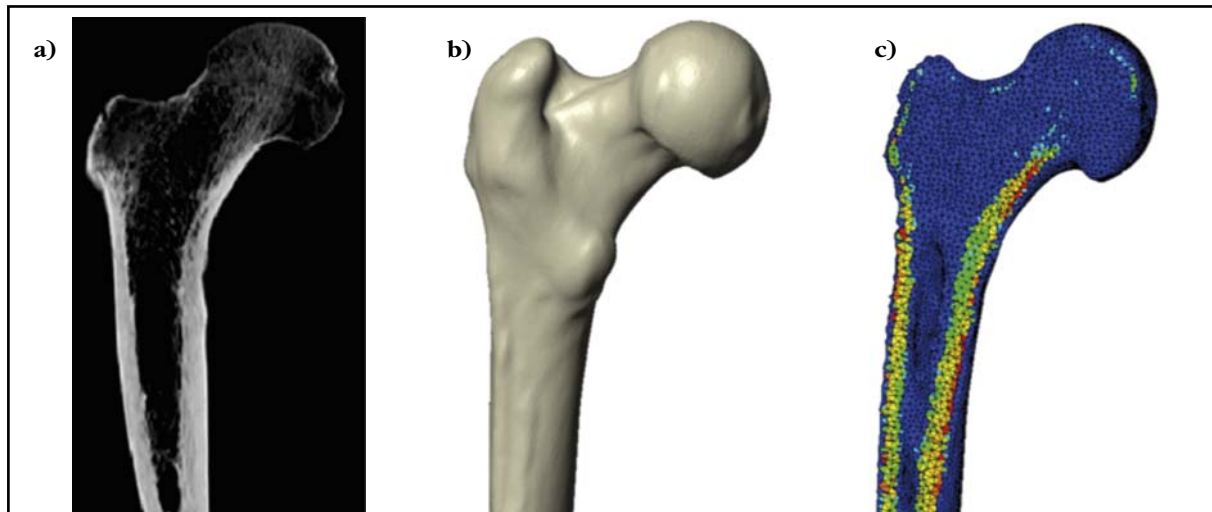


Tabla 1

	Estudio actual (elementos finitos)	Espécimen nº 1 Ali <i>et al.</i> ⁸ (ensayo experimental)
ρ_{media} (g/cm ³)	0,934	0,933
E_{media} (MPa)	6187,4	6174,5
Rigidez global (N/mm)	1.454	1.448
Carga de fractura en posición normal (N)	3.979	4.555

Condiciones de contorno y cargas de fractura en osteoporosis simulada

En las condiciones descritas de osteoporosis simulada mediante una disminución percentil de las propiedades mecánicas en distintas zonas de la EPF se objetiva el debilitamiento que se produce en la estructura ósea al disminuir la rigidez de ésta a causa de la osteoporosis. La figura 7 muestra la carga de rotura en función de la disminución de la DMO (se ha disminuido hasta en un 50% la densidad inicial).

Se observa cómo la disminución más crítica es la correspondiente a la variación de las propiedades en la EPF en global, pero también se observa cómo al disminuir la DMO solo en la zona del cuello la variación que sufre la carga de rotura es prácticamente idéntica a la del caso general. La zona del trocánter también muestra ser una zona crítica, aunque no tanto como las ya mencionadas, mientras que en las zonas de las diáfisis la disminución prácticamente no afecta a la carga de rotura, debido a su lejanía respecto a la zona del cuello y a las condiciones de contorno de este análisis en concreto. Se aprecia cómo la disminución de la DMO supone una gran variación en la carga de fractura, reduciéndose hasta en más de la mitad para una disminución de la DMO del 50%.

Discusión

En el presente trabajo se ha desarrollado un modelo completo de elementos finitos capaz de predecir el fallo en la EPF y simular la fractura que se produce en función de las condiciones de carga. Además se ha obtenido la carga de rotura en diferentes posiciones de la vida cotidiana comparándolas con las de la caída lateral, así como el efecto de la disminución de DMO y la carga necesaria para la rotura. Todo ello implica que hemos desarrollado un modelo de experimentación computacional que permite el estudio de la extremidad proximal del fémur.

La metodología empleada para el desarrollo de la estructura geométrica a partir de imagen médica es un método válido empleado en otros trabajos de la literatura⁸⁻¹¹. La elección de un paciente adulto joven está justificada al objeto de obtener una adecuada transferencia numérica del valor de densidad ósea que represente una extremidad proximal del fémur en condiciones fisiológicas, e idóneo desde el punto de vista biomecánico. La elección de un paciente con edad senil sería una aproximación más real al problema clínico de la fractura de cadera, pero no representaría el patrón fisiológico estándar de la extremidad proximal del fémur.

Figura 4. Campo de deformaciones en la validación bajo 470 N en posición normal

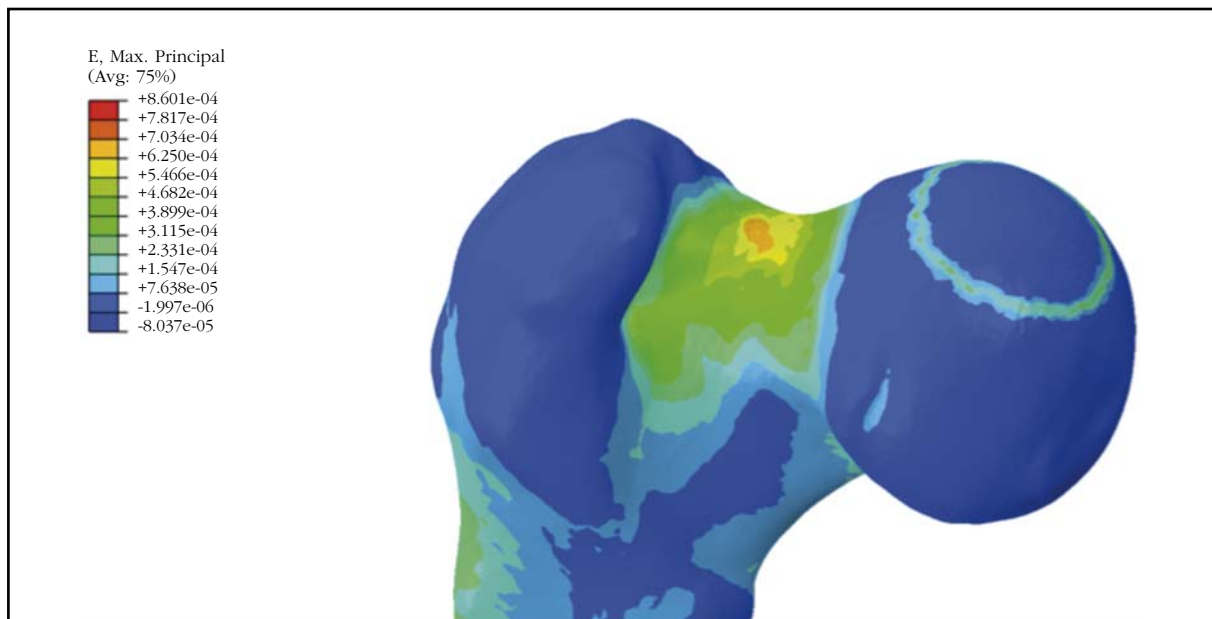
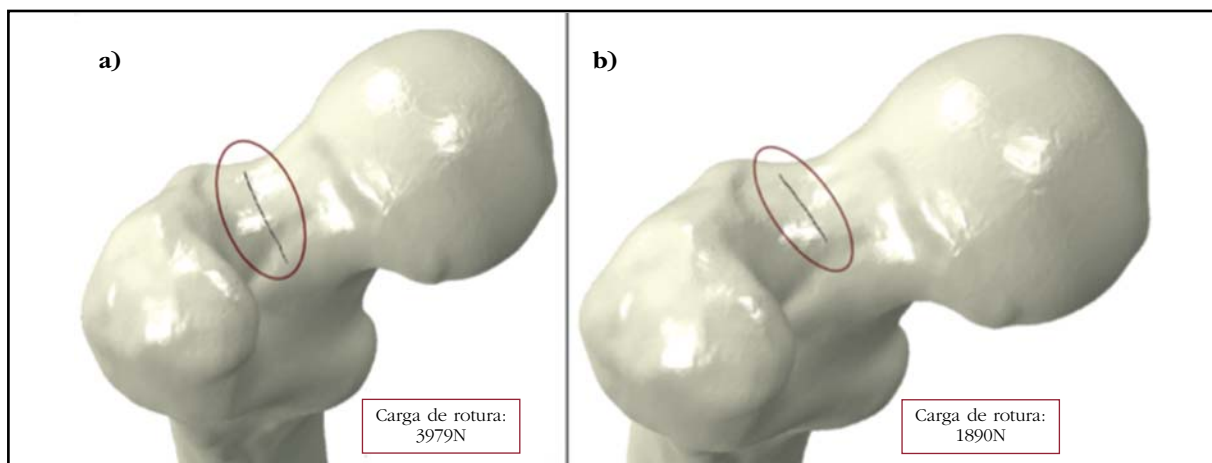


Figura 5. Patrones de fractura y carga de rotura: a) posición normal; b) caída lateral



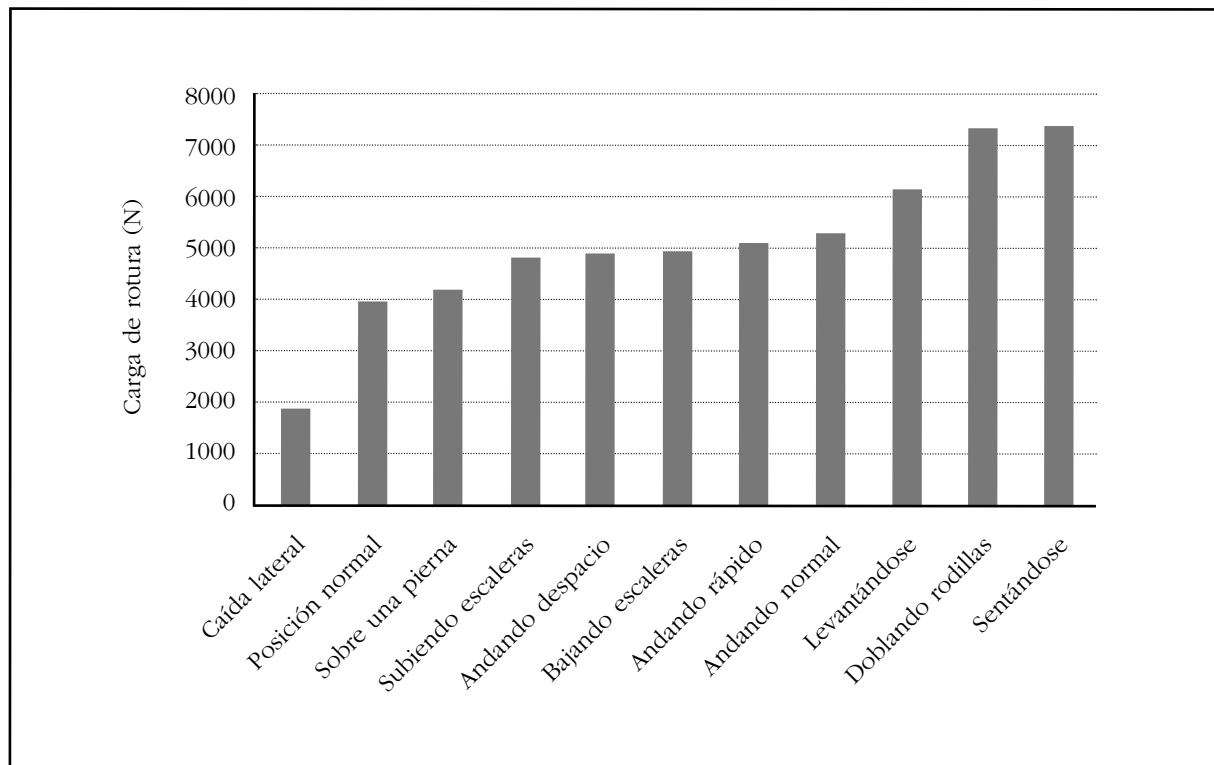
Disponer de un modelo geométrico numérico permite modificar las condiciones de carga, intensidad y vector, condiciones de contorno y propiedades mecánicas de resistencia. Consideramos que la carga elegida de 470 Newton para el análisis de las distintas configuraciones es el adecuado pues se corresponde al valor estimado de un adulto joven que es el punto de partida del modelo descrito. El vector de aplicación de la carga en bipedestación es el admitido en los distintos trabajos experimentales, lo mismo ocurre con el vector de aplicación en caída lateral.

Como en todo modelo numérico es necesario realizar una validación adecuada para así asegurar que los resultados que se están obteniendo son cercanos a la realidad. Creemos que la validación propuesta, en comparación con los resultados de ensayos realizados experimentalmente por otros autores, es adecuada, pues estos someten a esfuerzos mecánicos distintos fémures humanos y

estudian su rigidez global y su carga de rotura en la posición normal. Del análisis de los resultados obtenidos se puede concluir que el modelo reproduce razonablemente la realidad, y se pueden obtener otros resultados modificando condiciones de contorno, propiedades, etc. Además, la deformación máxima se da en la zona superior del cuello femoral, conclusión a la que se también se llegó en diversos artículos^{8,18}.

El modelo muestra que tanto en bipedestación como en caída lateral la fisura se inicia en la zona superior del cuello femoral. Esto ocurre en realidad, pues está descrito en la literatura que el hueso soporta mejor las cargas de compresión que las de tracción. En el cuello femoral, en la posición de bipedestación ocurre así, en la zona inferior se producen cargas de compresión mientras que en la zona superior son de tracción. Creemos que la semejanza entre la predicción matemática y lo esperado refuerza la validez de la metodología empleada. El

Figura 6. Cargas de rotura en distintas configuraciones de carga



cuello femoral no es circular sino que es ovalado, siendo el espesor cortical más grande en la zona inferior que en la superior. En nuestro caso, al tratarse de un adulto joven, no existe una gran diferencia en el punto de inicio entre la posición normal y la de caída lateral, pues la diferencia entre el grosor cortical entre la zona superior e inferior no es muy alta. Probablemente, de haber partido de imágenes correspondientes a un paciente de edad avanzada, el punto de inicio de fractura en caída lateral sería todavía más posterolateral en el cuello femoral.

Las cargas de rotura para posición normal y caída lateral se encuentran dentro de un rango habitual, como se ha demostrado en ensayos experimentales presentes en otros artículos^{4,8,19,20}. Los valores para la carga de rotura en la caída lateral son un 50% menores a los de la posición normal, lo que concuerda con resultados experimentales^{4,8}. Los criterios de fallo considerados son capaces de detectar la zona donde se iniciará la fractura del modelo numérico. Es posible, además, considerar la presencia de la fisura y predecir su propagación mediante el método XFEM, aunque es cierto que no se consigue una fractura total del fémur debido a problemas de convergencia en la solución.

Las cargas de rotura en el fémur para diferentes posiciones de la vida cotidiana cuyos ángulos de carga fueron obtenidas en el trabajo de Bergmann *et al.*¹⁷ no habían sido estudiadas hasta ahora, y constituye una nueva fuente de información y estudio.

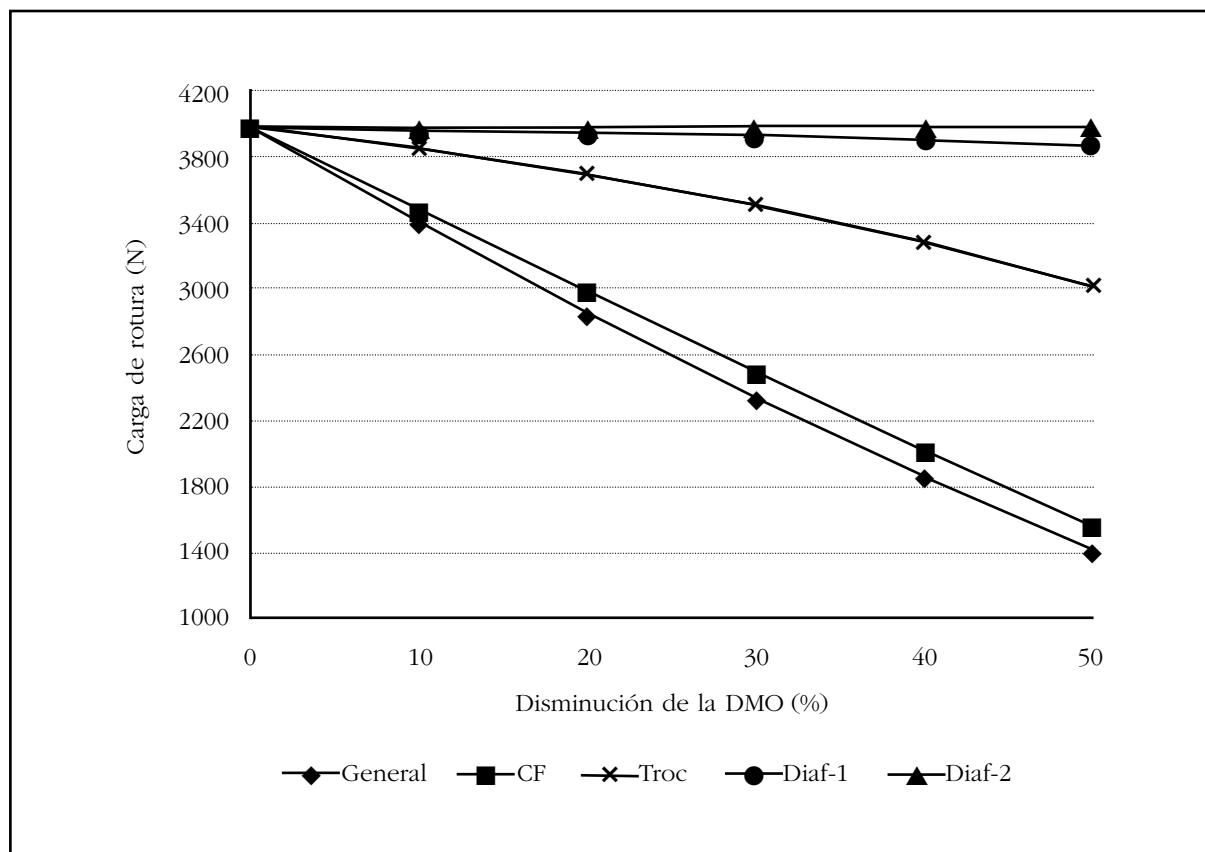
Los resultados obtenidos demuestran cómo el fémur está optimizado para cargas en condiciones fisiológicas; su morfología y su anisotropía hacen

que las principales tensiones y deformaciones converjan hacia un alineamiento, permitiendo así que éste soporte mayor carga. En cambio, bajo una carga anormal, como es una caída lateral, las cargas no se encuentran alineadas con la dirección de soporte del fémur²¹. Así se observa cómo la carga de fractura para acciones de la vida cotidiana es mucho mayor que para condiciones no fisiológicas, como puede ser una caída lateral, ya que es lógico pensar que el fémur está adaptado a las cargas cotidianas de la vida diaria.

Desde el punto de vista macroscópico, los 3 factores que más afectan a la resistencia de la EPF son su geometría, la densidad mineral ósea y la carga traumática de la caída. Es obvio que disminuir la densidad mineral ósea del modelo conlleve una menor carga de rotura para producir fractura, como de hecho ocurre en la realidad. La posibilidad de poder disminuir esta densidad de un modo global o en zonas concretas abre una nueva línea de investigación que puede correlacionar los trabajos experimentales en los que es conocido que el hueso trabecular proporciona mucha menor resistencia ósea en la EPF que el hueso cortical.

Casi la mayoría de las fracturas de cadera clínicas se dan en la zona de trocánter o en el cuello. Resulta muy interesante que estas dos zonas sean las más sensibles a la disminución simulada de los valores de DMO zonales. Esto conlleva que las cargas de rotura sean sensiblemente menores y por ello exista esta alta prevalencia clínica. Estos hallazgos refuerzan la validez del modelo desarrollado en la predicción de fractura.

Figura 7. Carga de rotura de la EPF en el cuello femoral al disminuir la DMO



Somos conscientes de las limitaciones del trabajo; el modelo representa el análisis de un único paciente y de sus condiciones particulares. Esto es especialmente interesante en predicciones individuales pero no podemos inferir correspondencia con otros grupos edatarios, morfotipos o género. Por otro lado, el modelo de caída lateral no contempla ninguno de los amortiguadores existentes en la realidad, como son los estáticos debido a las partes blandas ni los dinámicos debidos al reflejo osteotendinoso. Es indudable que añadir estos factores amortiguadores al modelo geométrico numérico se correspondería con una mayor correlación con la realidad, pero su ausencia no invalida las conclusiones.

Creemos que el modelo propuesto representa el primer paso de nuestro grupo investigador que nos ha permitido definir el procedimiento para el estudio experimental y numérico de la extremidad proximal del fémur, y que en el futuro se estudiarán fémures humanos en condiciones normales comparando con otros seniles para así analizar la influencia del envejecimiento óseo, tanto en la carga de fractura como en el patrón de ésta.

Conclusiones

- Mediante el método de los elementos finitos y un programa informático capaz de obtener la geometría y la distribución de las propiedades mecánicas a partir de un escáner CT, se puede predecir el fallo con resultados válidos en la EPF en distintas configuraciones de cargas.

- Al estudiar distintas configuraciones de carga se ha observado cómo la carga más crítica es la correspondiente a la caída lateral (un 50% menor que en la posición normal). El resto de posiciones de la vida diaria presentan una carga de rotura mayor que las anteriores. Esto se debe a que la geometría del fémur ha evolucionado para soportar cargas habituales (posición normal y el resto de posiciones de la vida diaria) en lugar de caídas laterales.

- Al simular condiciones de osteoporosis en distintas zonas, se observa cómo la disminución uniforme de las propiedades es la más crítica en cuanto a la carga de rotura. La siguiente zona más crítica es la zona del cuello femoral, lo cual demuestra que es una zona vital en la estructura de la EPF. La zona de la diáfisis ha mostrado ser la menos influyente en este estudio.

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

Bibliografía

- Instituto de Información Sanitaria. Estadísticas comentadas: La Atención a la Fractura de Cadera en los Hospitales del SNS [Publicación en Internet]. Madrid: Ministerio de Sanidad y Política Social; 2010. Disponible en: <https://estadEstudios/estadisticas/cmbdhome.htm>.
- McCreadie BR, Morris MD, Chen T-C, Sudhaker Rao D, Finney WF, Widjaja E. Bone tissue compositional diffe-

- rences in women with and without osteoporotic fracture. *Bone*. 2006;39:1190-5.
3. Carpintero P, Caeiro JR, Carpintero R, Morales A, Silva S, Mesa M. Complications of hip fractures: A review. *World J Orthop*. 2014;5(4):402-11.
4. Schileo E, Balistreri L, Grassi L, Cristofolini L, Taddei F. To what extent can linear finite element models of human femora predict failure under stance and fall loading configurations? *J Biomech*. 2014;47:3531-8.
5. Marco M, Rodríguez-Millán M, Santiuste C, Giner E, Miguélez H. A review on recent advances in numerical modelling of bone cutting. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2015;44:179-201.
6. Giner E, Arango C, Vercher A, Fuenmayor FJ. Numerical modelling of the mechanical behaviour of an osteon with microcracks. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014;37:109-24.
7. Lubarda VA, Novitskaya EE, McKittrick J, Bodde SG, Chen PY. Elastic properties of cancellous bone in terms of elastic properties of its mineral and protein phases with application to their osteoporotic degradation. *Mechanics of Materials*. 2012;44:139-50.
8. Ali AA, Cristofolini L, Schileo E, Hu H, Taddei F, Kim RH, Rullkoetter PJ, Laz P. Specimen-specific modeling of hip fracture pattern and repair. *J Biomech*. 2013;47:536-43.
9. 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;25:781-7.
10. 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.
11. Ural A, Bruno P, Zhou B, Shi XT, Guo XE. A new fracture assessment approach coupling HR-pQCT imaging and fracture mechanics-based finite element modeling. *J Biomech*. 2013;46:1305-11.
12. Cristofolini L, Schileo E, Juszczuk M, Taddei F, Martelli S, Viceconti M. Mechanical testing of bones: the positive synergy of finite-element models and in vitro experiments. *Philos Trans R Soc A Math Phys Eng Sci*. 2010;368:2725-63.
13. Keyak JH. Relationships between femoral fracture loads for two load configurations. *J Biomech*. 2000;33:499-502.
14. Morgan EF, Keaveny TM. Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site. *J Biomech*. 2001;34:569-77.
15. Zimmermann E, Launey ME, Barth HD, Ritchie RO. Mixed-mode fracture of human cortical bone. *Biomaterials*. 2009;30:5877-84.
16. Cook RB, Zioupos P. The fracture toughness of cancellous bone. *J Biomech*. 2009;42:2054-60.
17. Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F, Rohlmann A, Strauss J, et al. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J Biomech*. 2001;34:859-71.
18. Doblaré M, García JM, Gómez MJ. Modelling bone tissue fracture and healing: a review. *Eng Fract Mech*. 2004;71:1809-40.
19. Juszczuk MM, Cristofolini L, Salva M, Zani L, Schileo S, Viceconti M. Accurate in vitro identification of fracture onset in bones: Failure mechanism of the proximal human femur. *J Biomech*. 2013;46:158-64.
20. Zani L, Erani P, Grassi L, Taddei F, Cristofolini L. Strain distribution in the proximal Human femur during in vitro simulated sideways fall. *J Biomech*. 2015;48:2130-43.
21. Cristofolini L, Juszczuk M, Zani L, Viceconti M. For which loading scenarios is the proximal femur optimized? *J Biomech*. 2012;45(S1):S283.