

Estudio densitométrico y con elementos finitos de la remodelación ósea tras la implantación de un vástago femoral anatómico no cementado*

A. Herrera^{a,b}, J.J. Panisello^{a,b}, E. Ibarz^c, J. Cegoñino^c, J.A. Puértolas^d y L. Gracia^c

^aDepartamento de Cirugía. Universidad de Zaragoza. Zaragoza. España.

^bDepartamento de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Hospital Universitario Miguel Servet. Zaragoza. España.

^cDepartamento de Ingeniería Mecánica. Universidad de Zaragoza. Zaragoza. España.

^dDepartamento de Ciencia y Tecnología de Materiales. Universidad de Zaragoza. Zaragoza. España.

Introducción. La implantación de un vástago femoral cambia las condiciones de transmisión de carga de la cadera, produciendo el denominado remodelamiento adaptativo. El objetivo de todos los vástagos (cementados y no cementados) ha sido conseguir una perfecta transmisión de cargas que evite los fenómenos de puenteo de fuerzas o *stress-shielding*, que a su vez producen una desvitalización ósea proximal.

Material y método. Para cuantificar las variaciones de la masa ósea en las 7 zonas de Gruen se ha realizado un estudio seriado a 10 años con DEXA en 80 pacientes, con mediciones en el pre y posoperatorio, 6 meses posoperatorio, y a 1, 3, 5, 7 y 10 años tras la implantación de la prótesis.

Resultados y conclusiones. La simulación con elementos finitos (EF) permite caracterizar los cambios biomecánicos que se producen en el fémur tras la implantación de un vástago protésico, así como su comportamiento a largo plazo. El objetivo de nuestro estudio es comprobar si los resultados de la simulación explican los cambios biomecánicos que justifiquen la evolución de la densidad ósea obtenida mediante el estudio con DEXA, tras la implantación de un vástago anatómico no cementado.

Los resultados de la simulación con EF presentan un perfecto paralelismo entre las pérdidas de masa ósea detectadas con la DEXA y la evolución tensional en cada zona de Gruen, lo que confirma que aunque el diseño de la prótesis es de apoyo metafisario, se produce un claro fenómeno de puenteo de fuerzas en la zona proximal del fémur, todo

lo cual produce una desvitalización ósea en las zonas 1 y 7 de Gruen.

Palabras clave: remodelado óseo, estudio con DEXA, elementos finitos, prótesis de cadera.

Densitometric and finite-element analysis of bone remodeling further to implantation of an uncemented anatomical femoral stem

Introduction. Implantation of a femoral stem changes the load transmission dynamics in the hip and gives rise to the so-called adaptive remodeling. The goal pursued by all stems, whether cemented or not, is to achieve a perfect load transmission mechanism in order to avoid the phenomenon of stress-shielding, which may cause proximal bone devitalization.

Materials and methods. In order to quantify bone mass variations in the 7 Gruen zones, a serial DEXA analysis was carried out in 80 patients, with preoperative measurements as well as postoperative measurements at 6 months and 1, 3, 5, 7 and 10 years post implantation.

Results and conclusions. Finite-element (FE) simulations make it possible to characterize the biomechanical changes that occur in the femur further to implantation of a prosthetic stem, as well as the stem's long-term performance. The purpose of our study is to determine whether the results of the simulation can explain the biomechanical changes that may lie behind the evolution of bone density observed through DEXA scanning after implantation of an uncemented anatomical stem.

The results of the FE simulation show an excellent match between the bone loss observed on DEXA scans and the evolution of stress patterns observed in each of the Gruen zones, which confirms that even if the stem implanted was metaphyseal, stress shielding was manifest in the proximal

Correspondencia:

A. Herrera.
Paseo de Isabel la Católica, 1-3.
50009 Zaragoza.
Correo electrónico: aherrera@salud.aragon.es

Recibido: agosto de 2007.

Aceptado: octubre de 2007.

*Premio de Investigación Básica. Fundación SECOT 2007.

femoral area, giving rise to the devitalization of bone in Gruen zones 1 and 7.

Key words: *bone remodeling, DEXA scan, finite-element analysis, hip prosthesis.*

El hueso es un tejido vivo permanentemente sometido a un proceso de recambio, el cual se caracteriza por resorción y formación de hueso nuevo, sin modificar su morfología; este proceso se denomina remodelado. Por otra parte, el hueso adapta su estructura, de acuerdo con la Ley de Wolff, a las fuerzas y cargas biomecánicas que recibe.

En una articulación de cadera la carga procedente del cuerpo se transmite a la cabeza femoral; desde allí al hueso cortical medial del cuello femoral hasta el trocánter menor, desde donde se distribuye por el hueso diafisario.

La implantación de un vástago femoral, cementado o no cementado, produce en el hueso una clara alteración de la transmisión fisiológica de las cargas, ya que éstas se transmiten ahora a través del vástago protésico, de forma centrípeta, desde la cavidad central al hueso cortical. Esta alteración de la biomecánica normal de la cadera da lugar en el hueso a un fenómeno denominado remodelado adaptativo¹, ya que éste tiene que adaptarse a la nueva situación biomecánica. En dicho remodelamiento el hueso se ve sometido a factores mecánicos y biológicos. Los factores mecánicos están en relación con la nueva distribución de cargas que supone la implantación de la prótesis en el fémur y con las características físicas del implante (tamaño, diseño y aleación), así como con el tipo de fijación del implante al fémur²⁻⁶. Los factores biológicos están en relación con la edad y el peso del individuo, la masa ósea inicial, la calidad de la fijación primaria y la carga a la que se somete el implante. De todos estos factores el más importante es la masa ósea inicial².

El objetivo de todos los diseños protésicos no cementados ha sido conseguir una óptima transmisión de cargas —de tipo fisiológico— desde la zona metafisaria al resto del fémur, intentando evitar los fenómenos de puenteo de fuerzas o *stress-shielding*. El seguimiento a largo plazo de distintos modelos de vástagos no cementados ha demostrado que esto no se consigue⁷⁻¹⁴. También se pensó que confiriendo a vástagos de apoyo metafisario un recubrimiento de sustancia osteoconductora, como la hidroxiapatita (HA), que consiguiese una buena osteointegración proximal¹⁵, se obtendría una mejor transmisión de cargas y se evitarían los fenómenos de *stress-shielding*, basándose en que se convertirían las fuerzas verticales transmitidas por el vástago en fuerzas horizontales que se transmitirían a la zona metafisaria¹⁶.

El fémur responde al puenteo de fuerzas o *stress-shielding* en su zona proximal con una desvitalización ósea que puede apreciarse con radiología simple¹⁷ a partir de pérdidas entre el 30 y 40% de masa ósea, pero es necesario el estudio con densitometría de rayos X de doble energía (DEXA) para cuantificarla y valorar su evolución a lo largo de los años¹⁸⁻²⁰.

El estudio con DEXA a 10 años de un vástago anatómico de apoyo metafisario y recubrimiento con HA (ABG 1) ha demostrado que hay una desvitalización del fémur proximal, lo cual indica que existe un claro fenómeno de *stress-shielding* porque la parte proximal femoral no recibe cargas, y en aplicación de la Ley de Wolff la disminución del estado tensional en esta zona produce pérdida de masa ósea^{21,22}. Este comportamiento no se corresponde con las previsiones de diseño.

La simulación mediante elementos finitos (EF) permite caracterizar los cambios biomecánicos que se producen en el fémur como resultado de la implantación de un vástago protésico y sus posibles consecuencias en cuanto al comportamiento a largo plazo. Existen numerosos estudios que plantean diversos modelos para estudiar el efecto y la interacción que produce en el fémur la implantación de una prótesis de cadera. Muchos de ellos centran su atención en el comportamiento mecánico de diferentes tipos de implantes protésicos bajo el efecto de cargas estáticas, dinámicas o de fatiga, y la influencia que tiene el material en el mismo²³⁻²⁶. Es especialmente relevante el estado de cargas que se aplican en el modelo de elementos finitos, por lo que existen estudios²⁷ que analizan la aplicación de diferentes combinaciones de fuerzas, aunque lo más habitual es considerar dos cargas: la reacción de la cadera en la cabeza femoral y la producida por la acción del músculo abductor^{28,29}. Existen, además, numerosos trabajos orientados a la modelización de la remodelación ósea, pero enfocados bien a corto plazo (uno o dos meses posteriores a la operación), bien a la transición entre pre y posoperatorio³⁰⁻³².

Los objetivos de este trabajo han sido en primer lugar analizar los cambios a largo plazo en la densidad ósea del fémur tras la implantación de un vástago femoral no cementado, anatómico, de apoyo metafisario y recubierto de HA (ABG-I); en segundo lugar, realizar sendos modelos tridimensionales de elementos finitos del fémur sano y tras la implantación de un vástago ABG-I para estudiar su comportamiento mecánico, fundamentalmente en lo que se refiere a la adecuada transmisión de cargas por contacto entre hueso y prótesis; finalmente, comprobar si los resultados de la simulación mediante elementos finitos permiten explicar los cambios biomecánicos que justifiquen la evolución observada en el estudio con DEXA a largo plazo con este modelo de vástago femoral, y si es un procedimiento válido para la predicción de la evolución ósea a largo plazo. No se pretende incidir en modelos de remodelación ósea, ampliamente estudiados en la bibliografía³⁰⁻³³, sino verificar la correlación entre el estímulo mecánico, caracterizado por los valores medios de tensión en cada zona, y los cambios detectados en la densidad ósea.

MATERIAL Y MÉTODO

Se diseñó un estudio prospectivo y controlado para determinar el remodelado periprotésico causado por el vástago femoral ABG-I, no cementado y de diseño anatómico.

El tamaño de la muestra se calculó a partir del promedio de pérdida de densidad ósea observado para las 7 áreas de Gruen en estudios previos, que fue, por cm^2 , de 130 mg de HA^{2,5,19,34-37}, y la variación de densidad ósea en las determinaciones preoperatorias. De este modo se consideró necesario incluir un mínimo de 60 pacientes, aunque finalmente se añadieron 20 más con objeto de garantizar este mínimo número de sujetos a lo largo del seguimiento.

Los criterios de inclusión fueron los siguientes:

1) En primer lugar tener indicación médica para la utilización de este tipo de implante en función de la edad, forma y calidad del fémur.

2) En segundo lugar el diagnóstico debía ser de coxartrosis primaria y la afectación unilateral, ya que la cadera sana se tomó como control.

3) Finalmente, los pacientes aceptaban su inclusión en el estudio, que fue aprobado por el Comité local de Ética para la Investigación.

Los pacientes que se incluyeron en el estudio fueron intervenidos entre los meses de febrero y octubre de 1994. Sin embargo, del total de 80 pacientes que cumplieron los criterios de inclusión tan sólo 61 completaron el seguimiento a 10 años (32 hombres y 29 mujeres); presentaban una edad media de 59 años (rango 38 a 76) en el momento de la intervención, y un peso medio de 79,3 kg (rango 49 a 110 kg).

Todos los datos referentes a los 19 pacientes perdidos a lo largo del seguimiento se excluyeron del estudio. Los motivos de abandono fueron dos casos de enfermedad neurológica que impedía a los pacientes la marcha normal, tres casos de osteólisis que precisaron revisión del vástago, 8 pacientes que desarrollaron coxartrosis en la cadera control y precisaron ser protetizados y 6 que cambiaron de domicilio y no completaron el seguimiento.

El implante utilizado fue el vástago femoral ABG-I (Stryker, Howmedica) y el cotilo del mismo sistema cuya evolución no se incluyó en el estudio. Este vástago es no cementado, de diseño anatómico y encaje a presión (*press-fit*) a nivel metafisario. El implante está recubierto proximalmente con una capa de HA de 70 micras de espesor, con cristalinidad del 97%, y muestra un diseño en forma de escamas en su cara anterior y posterior para aumentar su estabilidad. La cola del implante es delgada y corta para evitar el contacto con el hueso endostal diafisario.

Todos los pacientes fueron intervenidos usando un abordaje posterolateral. El canal femoral fue preparado mediante fresado diafisario (1 mm más que el diámetro de la cola del implante definitivo) y raspado progresivo hasta el encaje de la prótesis buscando dejar un espesor de 2-3 mm de hueso esponjoso alrededor del vástago. El par de fricción fue en todos los casos de cabeza metálica con inserto de polietileno. Se autorizó la carga parcial con dos muletas

durante las primeras 6 semanas y el posterior abandono de las muletas según la tolerancia.

La valoración clínica se realizó con la escala de Merle-D'Aubigné en el preoperatorio y a lo largo del seguimiento. Periódicamente se obtuvieron radiografías de cada paciente a lo largo de los 10 años para determinar cambios en la posición de los implantes o cualquier otro hallazgo radiográfico indicativo de aflojamiento de acuerdo con los criterios de Engh³⁸. Todos los estudios radiográficos fueron evaluados por el mismo observador.

Para valorar la evolución de la densidad mineral ósea se analizaron pequeñas áreas de 30 por 30 píxeles centradas en cada una de las 7 zonas de Gruen en torno al fémur, tanto en la cadera operada como en la sana. Para asegurar la colocación exacta de las áreas a analizar se utilizó un software de comparación de las exploraciones. Las determinaciones se realizaron con el densímetro HOLOGIC QDR 1000 (Hologic Inc, Waltham, Massachusetts), utilizando un programa con exclusión de metales en ambas caderas en el preoperatorio y a los 10 años, con determinaciones adicionales en la cadera intervenida a los 15 días, 6 meses, primer, tercer, quinto y séptimo año postoperatorio. Sin embargo, considerando que es sobre el hueso que permanece tras la protetización donde tendrá lugar el remodelado, se tomaron las determinaciones de densidad ósea en el postoperatorio como referencia para posteriores comparaciones. La adecuada colocación del paciente se consideró de máxima importancia para garantizar la fiabilidad de las exploraciones, por lo que se desarrolló un protocolo de colocación de los pacientes^{39,40}: en decúbito supino sobre la mesa del escáner con la cadera y las rodillas en extensión y con la extremidad en posición neutra sujetada a un dispositivo de plástico rígido mediante unas cintas de velcro. Las características técnicas del densímetro utilizado son: error de precisión en fémur 1,5 a 2%; error de exactitud 2 a 4%, hasta un 10% en pacientes obesos; radiación al paciente menor de 3 mRem y tiempo de exploración de 8 minutos.

Para el análisis estadístico de los datos obtenidos a lo largo del seguimiento se realizó, en primer lugar, una prueba de ANOVA con nivel de significación 0,05 entre los datos de densidad ósea para cada zona femoral. Cuando se encontraron diferencias se realizó una prueba de la "t" de Student, con nivel de significación 0,025 para analizar los resultados entre la densidad preoperatoria y la obtenida en cada momento del seguimiento. Finalmente, se realizó otra prueba de la "t" Student para datos apareados, con el objetivo de comparar la densidad ósea entre la cadera operada y la sana a los 10 años de evolución.

Para la simulación con EF se utilizaron un fémur cárávico, obtenido de un paciente sano de 60 años de edad, fallecido en accidente de tráfico, y una prótesis de cadera tipo ABG-I con vástago recubierto de HA (lado derecho y tamaño número 3, que es el más frecuentemente empleado en la práctica clínica, con código de REF 4841-103).

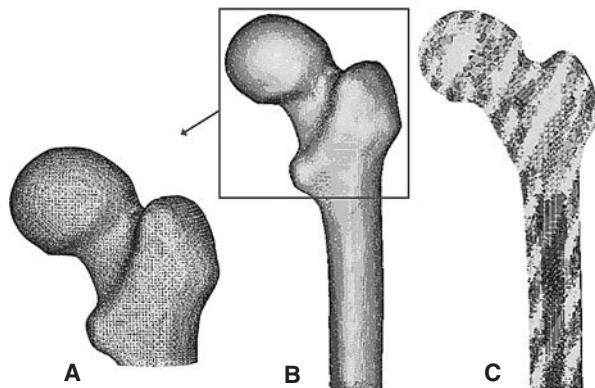


Figura 1. (A) Detalle de la malla en la zona proximal del modelo de fémur sano; (B) modelo de elementos finitos de fémur sano; (C) corte longitudinal del modelo de fémur sano.

Para la realización del modelo de fémur no protetizado se utilizó un Escáner láser 3D Roland PIZCA. Se escaneó el fémur sano utilizando los programas Dr. Pizca 3 y 3D Editor. Mediante el escaneado del fémur se obtuvo un único modelo geométrico sin distinción entre los tres materiales que lo componen, hueso cortical, hueso esponjoso y médula ósea. Para determinar la geometría del hueso esponjoso se realizaron mediante tomografía axial computarizada (TAC) (General Electric Brightspeed Eltie) 30 cortes tomográficos en dirección transversal y 8 en dirección longitudinal. Los cortes horizontales fueron realizados a intervalos de 5 mm. Posteriormente se realizó un mallado inicial de las superficies de las diversas partes escaneadas y se procedió en *I-deas*⁴¹ a la realización de un mallado tridimensional (fig. 1) y a la introducción de las condiciones de contorno. El modelo se basaba en elementos de tipo tetraédrico de aproximación lineal.

Para el desarrollo del modelo con prótesis se procedió a la operación de artroplastia de cadera en el fémur de cadáver,

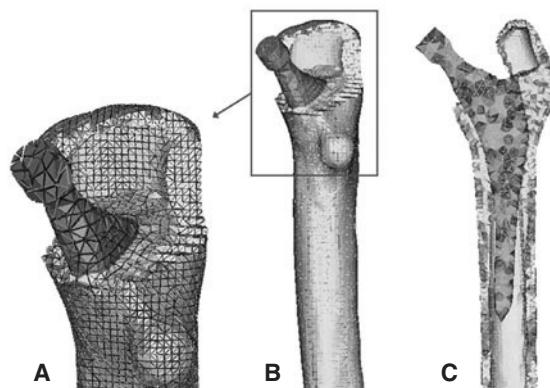


Figura 3. (A) Detalle de la malla en la zona proximal del modelo con prótesis ABG-; (B) modelo de elementos finitos del fémur con prótesis ABG-I; (C) corte longitudinal del modelo con prótesis ABG-I.

implantándose la prótesis del mismo modo que se realizaría en clínica humana. Este fémur operado fue escaneado por segunda vez para utilizarlo como base del posicionamiento de la prótesis.

Una vez escaneada la prótesis ABG-I, e importadas las tres mallas en *I-deas* (fémur sano, prótesis ABG-I y fémur operado), se eliminó informáticamente la epífisis del fémur de cadáver, con cortes similares a los realizados en la cirugía, para poder insertar la prótesis, y posteriormente se posicionó ésta en el fémur tomando siempre como base la tercera de las mallas (fig. 2). Del proceso anterior de modelado del fémur de cadáver se utiliza únicamente el hueso cortical, y se modela nuevamente el hueso esponjoso a partir de él, de tal modo que se ajuste perfectamente al contacto con la prótesis (fig. 3). El programa Abaqus 6,5⁴² se utiliza para el cálculo y simulación de los modelos previamente generados, y para la posterior visualización de sus resultados se emplea el programa *Abaqus Viewer*.

El primer modelo de fémur sano constaba de 408.518 elementos (230.355 pertenecían al hueso cortical, 166.220 al hueso esponjoso y 11.943 a la médula ósea), aunque después este número de elementos fue reducido, puesto que se obtenía suficiente precisión con menor coste computacional. De este modo, el modelo final con la prótesis ABG-I estaba compuesto de 60.401 elementos (33.504 pertenecían al hueso cortical, 22.088 al hueso esponjoso y 4.809 conformaban la prótesis ABG I).

La prótesis ABG-I está fabricada en una aleación de titanio forjado del tipo Ti-6Al-4V. Este material está certificado por las Normas ASTM/ISO con el código F136/5832-3. La tabla 1 muestra un resumen de los valores de las propiedades mecánicas utilizadas en la prótesis, así como en los materiales biológicos en los que se ha simplificado, considerándolos isótropos. Dichos valores se han obtenido de la bibliografía especializada en el tema⁴³⁻⁴⁵. La prótesis posee una rigidez de tres órdenes de magnitud superior al hueso esponjoso. Esta gran diferencia posibilita, en el caso del

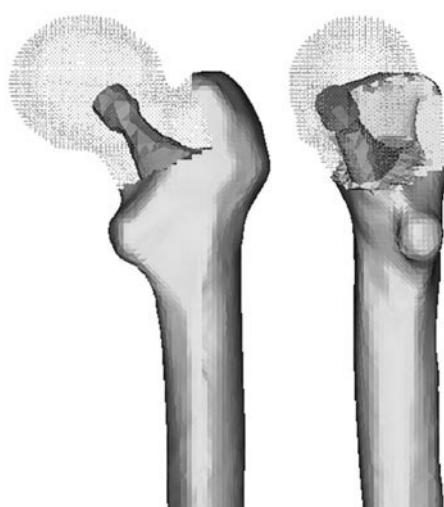


Figura 2. Superposición de ambos modelos.

Tabla 1. Propiedades mecánicas utilizadas

Materiales	Módulo elástico (MPa)	Coeficiente Poisson	Tensión máxima compresión (Mpa)	Tensión máxima tracción (Mpa)
Hueso cortical	20.000	0,3	150	90
Hueso esponjoso	959	0,12	23	
Médula ósea	1	0,3		
Prótesis ABG-I	114.000	0,33		

modelo con prótesis, que se pueda asumir la prótesis como sólido rígido, puesto que al estar ambos en contacto toda la deformación será siempre absorbida por el hueso esponjoso, permaneciendo esta intacta durante dicha deformación. No se matematiza ni modeliza la unión entre prótesis y hueso, sino que se definen condiciones de contacto con rozamiento (aplicando un coeficiente de fricción 0,5).

Existen numerosos estudios previos que incluyen un análisis comparativo para diferentes combinaciones de cargas musculares, concluyendo que lo más apropiado es considerar las cargas del glúteo medio, tracto iliotibial y el psoas ilíaco, o únicamente la acción de la musculatura abductora. En este estudio se ha considerado esta última opción por ser la más utilizada por la mayoría de los autores. En general, la fuerza muscular que se genera en los abductores es de dos veces el peso corporal, y esto produce una reacción en la cabeza

femoral de 2,75 veces dicho peso. Sin embargo, en el instante en el cual el talón impacta con el suelo y en el doble apoyo esta carga aumenta hasta 4 veces el peso corporal⁴⁶. Para imponer las condiciones de contorno se ha considerado este último caso, por ser el más desfavorable, y se ha tomado el caso promedio del estudio densitométrico de 79,3 kg de peso. Se imponen tres condiciones de contorno: bloqueo completo en la parte medial del fémur; fuerza en la cabeza del fémur debida a la reacción de la cadera por el peso de la persona, y fuerza en el trocánter mayor generada por los músculos abductores. La orientación de las fuerzas se puede observar en la figura 4 para el fémur cadáverico y en la figura 5 para el modelo con prótesis ABG-I. La zona medial ha sido empotrada, en lugar de empotrar la zona distal, por considerarla suficientemente alejada del hueso proximal, reduciendo así el coste computacional que supondría la utilización del fémur completo. Este modelo es comparable con aquellos cuyas condiciones de contorno consistan en un empotramiento a nivel distal, puesto que las cargas aplicadas coinciden prácticamente con la dirección del eje femoral y esto reduce las diferencias con los valores finales.

Para poder realizar el análisis mediante elementos finitos se divide el hueso cortical de cada uno de los modelos

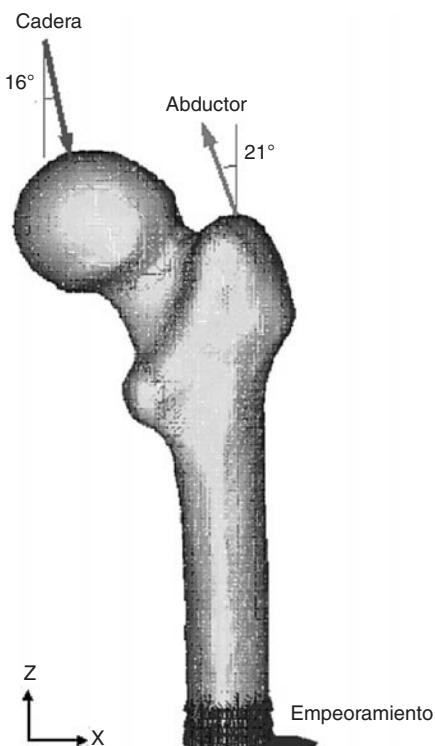


Figura 4. Modelo de elementos finitos del fémur sano con condiciones de contorno.

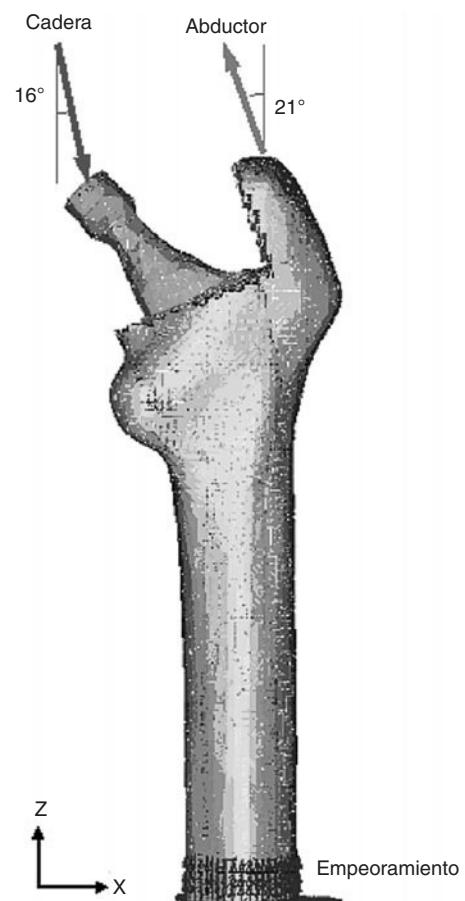


Figura 5. Modelo de elementos finitos con condiciones de contorno del fémur con la prótesis ABG-I.

Tabla 2. Cambios de densidad ósea en la cadera operada a lo largo del seguimiento

	Pre-op (referencia)	Post-op	6 meses	1 año	3 años	5 años	7 años	10 años
Fémur 1:	746	680	622	596	591	609	607	594
DE	169,5	145,4	228,5	182,3	144,9	153,4	213,1	188,1
Mín-máx	385-1.167	389-986	322-1.268	349-1.195	337-987	349-1.078	361-1.168	376-776
IC 95%			-174,3; -1,3	-159,6; -75,2	-167,6; 79,0	-175,3; -78,8	-225,1; -15,1	-290,4; -50,3
% Cambio	-8,84%		-8,52%	-12,35%	-13,08%	-10,44%	-10,73%	-12,64%
p			0,047	0,002	0,004	0,008	0,032	0,020
Fémur 2:	1.166	1.125	1.072	1.095	1.062	1.083	1.187	1.138
DE	265,2	209,0	291,5	276,7	233,3	240,3	409,0	344,8
Mín-máx	773-1.772	607-1.655	680-1.769	667-1.948	677-1.709	688-1.757	556-1.719	568-1.669
IC 95%			-153,8; 15,5	-125,2; 32,7	-139,9; 35,7	-147,5; 40,8	-302,0; 223,7	-291,4; 243,2
% Cambio	-3,51%		-4,71%	-2,66%	-5,66%	-3,73%	+5,51%	+1,01%
p			0,104	0,239	0,240	0,355	0,718	0,668
Fémur 3:	1.488	1.411	1.299	1.374	1.324	1.329	1.418	1.354
DE	282,4	181,6	263,8	260,3	217,7	233,2	305,5	293,5
Mín-máx	968-2.079	1.072-1.809	941-1.913	853-2.103	865-1.810	853-1.819	972-1.897	877-1.835
IC 95%			-194,2; -38,4	-141,5; 5,5	-136,2; 21,0	-136,4; 33,3	-307,2; 80,4	-461,5; 274,6
% Cambio	-5,17%		-7,93%	-2,62%	-6,16%	-5,81%	+0,49%	-4,03%
p			0,006	0,069	0,143	0,285	0,193	0,478
Fémur 4	1.582	1.482	1.485	1.497	1.459	1.461	1.467	1.433
DE	273,5	211,9	263,4	231,4	228,3	240,4	289,7	315,1
Mín-máx	1.119-2.122	1.039-1.916	1.025-2.076	1.094-2.008	1.090-2.174	1.087-2.008	1.085-2.036	1.065-2.016
IC 95%			-46,2; 68,9	-54,3; 71,8	-60,1; 77,4	-72,7; 66,8	-333,0; 251,3	-371,5; 227,6
% Cambio	-6,32%		+0,20%	+1,01%	-1,55%	-1,41%	-1,02%	-3,30%
p			0,634	0,776	0,769	0,980	0,734	0,907
Fémur 5	1.545	1.462	1.440	1.446	1.425	1.426	1.482	1.442
DE	360,0	301,6	284,3	273,5	285,7	299,9	356,9	321,5
Mín-máx	934-2.589	870-2.250	868-2.106	805-2.174	801-2.176	815-2.164	910-2.140	906-2.142
IC 95%			-149,7; -3,2	-150,1; 7,5	-158,1; 10,3	-180,1; -2,5	-345,6; 285,9	-344,5; 299,7
% Cambio	-5,37%		-1,50%	-1,09%	-2,53%	-2,46%	+1,36%	-1,37%
p			0,401	0,274	0,083	0,094	0,459	0,288
Fémur 6	1.353	1.317	1.188	1.197	1.258	1.261	1.331	1.327
DE	383,7	315,1	309,4	310,8	309,8	320,8	474,2	350,9
Mín-máx	695-2.386	750-2.045	594-1.968	657-1.927	645-1.997	664-1.935	646-2.201	643-2.209
IC 95%			-331,7; -84,2	-316,8; -62,9	-334,7; -73,7	-377,2; 86,9	-564,4; -528,1	-445,3; -302,8
% Cambio	-2,66%		-9,79%	-9,11%	-4,47%	-4,25%	+1,06%	+0,7%
p			0,002	0,005	0,064	0,070	0,935	0,456
Fémur 7	1.285	1.172	896	852	803	791	733	669
DE	304,2	305,6	321,9	310,3	299,7	317,0	282,1	274,6
Mín-máx	634-1.997	643-2.056	474-1.671	409-1.848	390-1.788	392-1.648	375-1.180	398-1.025
IC 95%			-423,1; -247,8	-436,9; -252,1	-427,0; 260	-440,3; -280	-659,2; -235,	-719,1; -139
% Cambio	-8,79%		-24,06%	-27,3%	-31,4%	-32,5%	-37,45%	-42,91%
p			0,001	0,001	0,001	0,001	0,003	0,018

La densidad ósea está expresada en miligramos de hidroxiapatita por centímetro cuadrado. El porcentaje de variación hace alusión al escaneo posoperatorio, considerando los valores de referencia. DE: desviación estándar; IC: intervalo de confianza.

en 7 grupos que coincidan con las denominadas “zonas de Gruen”. Como ya se ha mencionado, todos los materiales se han considerado isótropos y elásticos lineales. Tomando como referencia diversos estudios publicados^{32,33,47} se ha establecido una relación entre los valores de masa ósea proporcionados por el estudio médico²² y la densidad aparente, y entre esta última y el módulo elástico, obteniendo así los valores del módulo de elasticidad del hueso cortical para cada una de las 7 zonas de Gruen. Estos valores se van ajustando sucesivamente para cada uno de los modelos en diferentes instantes temporales: post-operatorio (considerado a los 15 días de la intervención), 6 meses, 1, 3, 5, 7 y 10 años

para la prótesis ABG-I, y a los 10 años en el caso del fémur sano. Ambos modelos poseen además los datos iniciales (en el momento del preoperatorio). De este modo se consiguen ajustar las propiedades mecánicas del hueso al paso del tiempo, tal como sucedería en la realidad.

RESULTADOS

Los 61 pacientes que completaron el estudio densitométrico mostraron una buena evolución clínica (su puntuación media según la escala de Merle D'Aubigne alcanzaba 16,90

puntos), con ausencia de complicaciones significativas a lo largo del seguimiento. Radiológicamente todos los vástagos fueron considerados con fijación estable, con ausencia de hipertrofia cortical significativa, líneas reactivas o radiolucencias; no obstante, se apreció condensación del hueso esponjoso en las zonas 2, 3, 5 y 6 en más del 80% de los pacientes, y resorción ósea en la zona 1 en el 32% de ellos y en la zona 7 en el 68%.

La evolución de la densidad ósea en los fémures operados y sanos se muestra en las tablas 2 y 3 respectivamente. Las determinaciones preoperatorias realizadas en ambas caderas mostraron cifras ligeramente más altas en los fémures sanos, desde 0,1% en zona 6 a 4,3% en zona 2, aunque estas diferencias no fueron estadísticamente significativas y se atribuyeron a una discreta atrofia ósea secundaria a menor carga de la extremidad por el dolor y pérdida de movilidad de la cadera.

Las cifras obtenidas en el postoperatorio se tomaron como referencia para los fémures intervenidos. Se detectaron diferencias del 2,66 al 10,01% respecto a las determinaciones previas a la cirugía, y se atribuyeron estos cambios a la pérdida ósea que tiene lugar con el raspado y fresado durante la protetización. A los 6 meses de la intervención se detectó un descenso de densidad ósea en todas las áreas excepto en la zona 4, lo cual se atribuyó al reposo relativo, a la carga parcial y al efecto tardío sobre el hueso de la preparación quirúrgica.

Los cambios de densidad ósea en el segundo semestre reflejan la respuesta del hueso a la nueva situación biomecánica que supone la protetización. Se observó una discreta pérdida ósea adicional en las zonas 1 y 7, así como una leve recuperación en las zonas medias y distales en torno al implante. Estos cambios sugieren que hay una transmisión efectiva de cargas desde el vástago a las zonas 2 y 6, capaz de promover la conservación e incluso una cierta recuperación de densidad ósea desde esas áreas a otras más distales. Del mismo modo, las cargas que se transmiten a las zonas 1 y 7 parecen no ser suficientes para favorecer la conservación ósea en esas zonas.

No se observaron cambios significativos de densidad ósea en las zonas 1 a 6 desde el final del primer año hasta el final del décimo año. La masa ósea permanece estable en ese período, con recuperaciones mínimas en las zonas 2 y 6. Sin embargo, se detectó un descenso en la zona 7 en el período entre el quinto y décimo año, momento en el que se alcanza una pérdida de hasta el 42,9%. Para determinar las causas de esta pérdida tardía se revisaron las radiografías correspondientes a este período, apreciándose que todos los vástagos mostraban signos de estabilidad radiológica, pero existía resorción ósea, visible con radiología simple, en dos tercios de ellos.

La densidad ósea en la cadera contralateral, sana, mostró ligeras diferencias durante el seguimiento, con descensos variables del 0,9 al 7,2%, más evidentes en la parte proximal del fémur, rica en hueso esponjoso. Los valores obtenidos para las zonas 2 a 6 fueron semejantes a los fémures operados; sólo las zonas 1 y 7 mostraron diferencias significativas, como

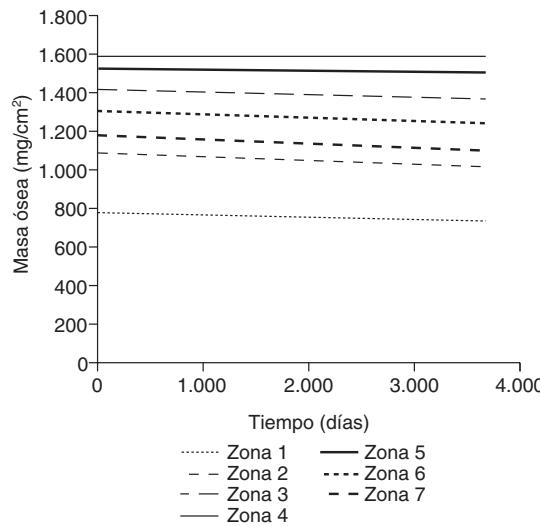
ocurre con las variaciones de tensión (figs. 6 y 7). Se ha utilizado la tensión de von Mises por ser una magnitud relevante y estándar en el *software* de elementos finitos.

Los resultados obtenidos en cada uno de los modelos a partir de la simulación mediante elementos finitos se contrastan y se intentan correlacionar con el estudio clínico de los pacientes²². En el caso de la cadera sana se tienen datos para dos instantes temporales, un primer instante inicial, al comienzo del estudio, y un segundo transcurridos 10 años. La figura 8 (A y B) muestra la distribución de tensiones de von Mises en el modelo para los dos instantes. Se ha utilizado la misma escala en todos los casos para facilitar la com-

Tabla 3. Cambios de densidad ósea en la cadera contralateral sana a lo largo del seguimiento

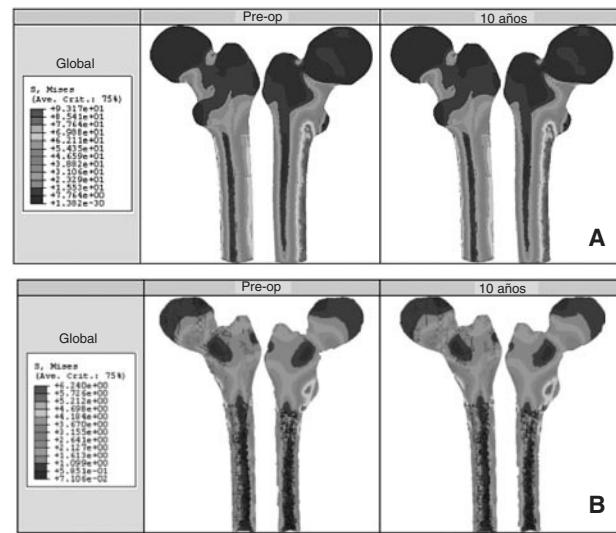
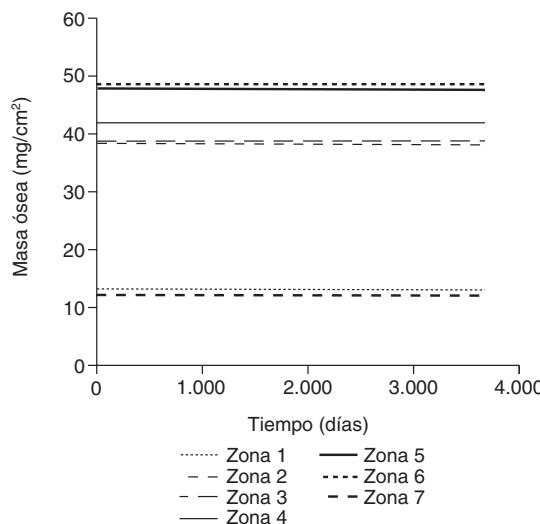
	Pre-op	10 años
Fémur 1:	782	737
DE	296,2	276,8
Mín-máx	401-1265	378-1.131
IC 95%		-131,4; 40,5
% Cambio		-5,8%
p		0,258
Fémur 2:	1.093	1.026
DE	277,3	289,7
Mín-máx	698-1.527	681-1.525
IC 95%		-119,5; 42,8
% Cambio		-6,2%
p		0,345
Fémur 3:	1.429	1.374
DE	288,9	261,4
Mín-máx	991-1.978	852-1.817
IC 95%		-159,8; 16,2
% Cambio		-3,9%
p		0,756
Fémur 4:	1.591	1.599
DE	277,9	272,5
Mín-máx	1.177-2.006	1.096-2.095
IC 95%		-65,9; 109,1
% Cambio		0,5%
p		0,665
Fémur 5:	1.530	1.516
DE	349,7	315,5
Mín-máx	907-2.421	896-2.258
IC 95%		-155,6; 11,7
% Cambio		-0,9%
p		0,461
Fémur 6:	1.302	1.254
DE	309,8	291,8
Mín-máx	623-2.187	595-1.992
IC 95%		-277,9; 55,9
% Cambio		-3,7%
p		0,070
Fémur 7:	1.192	1.106
DE	285,7	292,0
Mín-máx	611-1.819	499-1.747
IC 95%		-291,4; -44,1
% Cambio		-7,2%
p		0,064

La densidad ósea está expresada en miligramos de hidroxiapatita por centímetro cuadrado. DE: desviación estándar; IC: intervalo de confianza.



paración. Se puede apreciar cómo la cara interna del fémur es la más solicitada debido a la excentricidad de la carga.

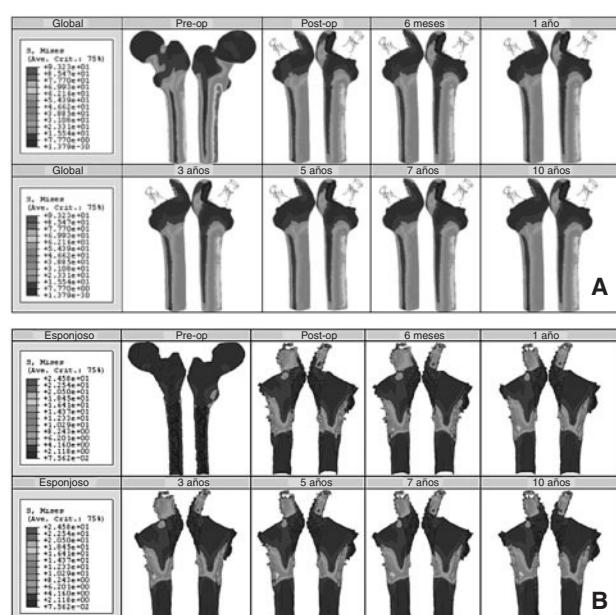
El modelo de cadera implantada se ha estudiado clínicamente para 8 momentos temporales diferentes: un primer instante inicial o preoperatorio, en el post-operatorio (a los 15 días del implante), a los 6 meses y al cabo de 1, 3, 5, 7 y 10 años. En la figura 9 (A y B) se muestra la evolución de la tensión de von Mises para los diferentes instantes temporales. En el hueso esponjoso (fig. 9B), en la zona donde termina la HA de la prótesis, se aprecia un incremento con el tiempo de la intensidad de la carga, lo que indica su transmisión por efecto embudo en lugar de por rozamiento. Partiendo de los mismos valores de masa ósea se analiza el hueso cortical de la zona proximal en ambos modelos. Si se representa la tensión de von Mises en las zonas de Gruen 1, 2, 6 y 7 en el ins-



tante del preoperatorio y a los 10 años (fig. 10) se puede apreciar un decremento de la tensión en el fémur operado respecto al sano, resultado de la descarga proximal.

DISCUSIÓN

El remodelado adaptativo tras la prótesis total de cadera tiene un origen multifactorial^{2,9,12}. Para cuantificar de forma



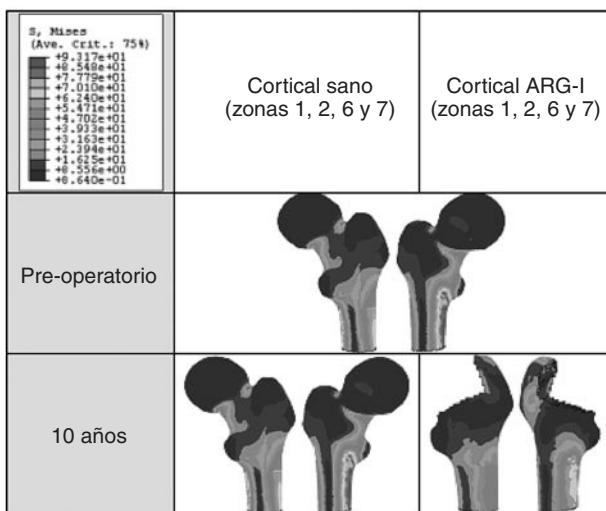


Figura 10. Tensión de von Mises en el hueso cortical (zonas 1, 2, 6 y 7) del fémur sano y con prótesis ABG-I.

precisa los cambios de densidad ósea que ocurren en el fémur por este proceso es imprescindible el estudio con DEXA seriado y a largo plazo⁴⁸. La simulación mediante EF permite explicar los cambios biomecánicos que ocurren en el fémur tras la implantación de la prótesis. Se trata de un estudio pionero para comprobar si se pueden correlacionar los hallazgos obtenidos mediante DEXA y con simulación mediante elementos finitos a la hora de analizar la evolución a largo plazo de la densidad ósea.

Los estudios con DEXA realizados a los 3 y 6 meses de la intervención muestran descensos de masa ósea que pueden oscilar del 20 al 50%, según el implante utilizado y la metodología del estudio. Estas pérdidas están causadas por varios factores, citándose el reposo y la menor actividad como los más influyentes, a los cuales hay que añadir el efecto de la intervención. En primer lugar la preparación femoral con fresas y raspas causa un inmediato descenso del capital óseo^{18,35}, que en nuestro estudio varió del 2 al 10%, y que no es atribuible al remodelado, por lo que se tomó la determinación postoperatoria como referencia para comparar la evolución de la densidad ósea. No obstante, el efecto de la técnica quirúrgica va más allá del postoperatorio inmediato. Las raspas femorales y el ajuste a presión del vástago causan microfracturas adicionales en el hueso esponjoso alrededor del implante, y este tejido óseo posteriormente sufrirá necrosis y resorción, causando descensos adicionales de densidad ósea que se detectarían al final del sexto mes. Pero la cuantía de estos cambios no es homogénea; en zonas medias y distales la lesión de la circulación endostal por las raspas y fresas puede producir necrosis parcial de la porción interna del hueso cortical, y éste tardará varias semanas en recuperarse^{49,50}. Pero en el calcar hay que añadir la devascularización y denervación que supone la exposición del cuello para la ubicación de la osteotomía. A la suma de estos dos

efectos le sigue el hecho de que esta zona no recibe una adecuada transmisión de cargas, justificando todo ello un descenso de la densidad ósea de hasta el 32% al final del primer año.

En el caso de la simulación mediante EF, si se observa la figura 11, y tomando siempre como referencia la determinación posoperatoria, se puede apreciar que en las zonas media y distal, hasta los 6 meses, la tensión permanece prácticamente constante o aumenta ligeramente, lo cual facilita el incremento de densidad en estas zonas en fases posteriores. Sin embargo, en el mismo periodo temporal, en la zona proximal del fémur, la tensión sufre un decremento que puede llegar a alcanzar valores del 3 al 11%, es decir, se corrobora el sospechado puenteo de fuerzas, lo que acarrea la pérdida de masa ósea, como se aprecia en la figura 12. Estos resultados no son cotejables con los previos de simulación, dado que hasta la fecha no se han realizado estudios a tan largo plazo.

En general, se acepta que la mayoría del remodelado adaptativo está establecido al final del primer año, alcanzándose un equilibrio en la densidad ósea en todas las áreas a partir de ese momento^{2,5,51-53}. Los resultados de este estudio sugieren que esta estabilidad se alcanza entre el sexto y el duodécimo mes, cuando los cambios en la densidad ósea reflejan la respuesta biomecánica del hueso siguiendo la Ley de Wolf. Tras este período la densidad ósea no muestra cambios significativos durante un período de 10 años. Únicamente la zona 7 muestra descensos tardíos adicionales que consideramos atribuibles a la atrofia proximal por *stress-shielding*. Este descenso de densidad ósea en una zona con reducida transmisión de cargas no parece tener consecuencias mecánicas ni biológicas en las demás áreas óseas; sin embargo, una mayor atrofia proximal puede afectar a la estabilidad del implante y tornar el fémur más vulnerable a

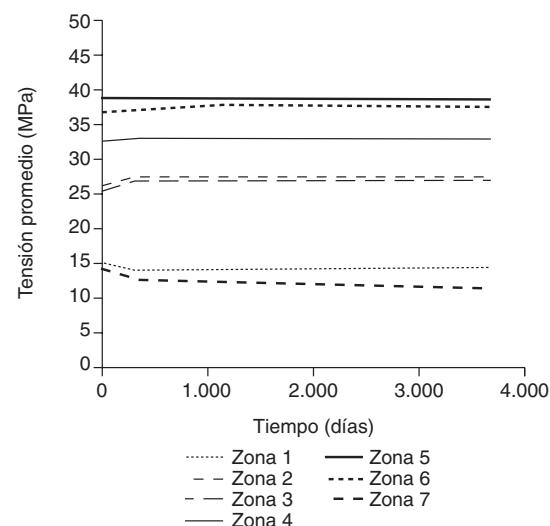


Figura 11. Tensión promedio de von Mises frente a tiempo para el fémur con prótesis ABG-I.

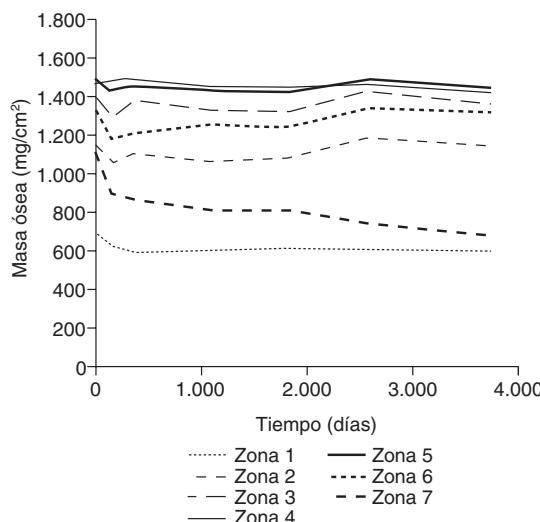


Figura 12. Masa ósea frente a tiempo para el fémur con prótesis ABG-I.

fracturas. Se observan pérdidas tardías de masa ósea, atribuibles a lesiones quísticas osteolíticas en el calcáreo en un tercio de los pacientes, pero sin repercusión clínica en este momento del seguimiento.

En la simulación por EF, de acuerdo con lo que puede observarse en la figura 11, la variación de tensión termina prácticamente al final del primer año, manteniéndose después niveles de tensión prácticamente constantes en todas las zonas; por tanto, su densidad no muestra cambios significativos. La excepción se sitúa en la zona 7, en la cual se produce una descarga adicional a largo plazo, por lo que su densidad continúa disminuyendo. En las figuras 13 a 18 se detalla la evolución de masa ósea y de nivel tensional en cada zona a lo largo del tiempo: para ello se ha representado el incremento/decenso de masa y de tensión (en porcentaje) tomando como base la determinación posoperatoria, punto de partida en que se considera que comienza la remodelación adaptativa. De este modo se observa que en las zonas 2 a 6, zonas medias y distales, las variaciones de tensión son mucho menores que en las zonas proximales, con pérdidas de tensión de en torno al 1-2%, frente a los valores del 3 al 5% de la zona 1 y las pérdidas del 11 al 23% que se alcanzan en la zona 7.

Cuando se diseñó esta prótesis anatómica de apoyo metafisario se pensó que el encaje a presión en la zona metafisaria sería capaz de convertir las cargas recibidas desde la cabeza femoral en fuerzas de compresión a nivel metafisario, y desde allí transmitirlas a zonas distales evitando el fenómeno de *stress-shielding*. Los cambios de densidad ósea atribuibles a la atrofia proximal por puenteo de fuerzas se aprecian ya al final del primer año, tanto en el estudio con DEXA como en la simulación con EF. En el fémur sano las cargas se transmiten desde la cabeza femoral al trocánter menor, el cual distribuye las fuerzas compresivas a la diáfisis femoral³⁴. Tras la protetización este modelo de cargas se invierte, producién-

dose un efecto embudo, como se demuestra en la simulación con EF (fig. 9B): la mayoría de las fuerzas de compresión se distribuyen desde el vástago a las zonas diafisarias, dejando el fémur proximal sin carga, lo que producirá resorción ósea. En la figura 19 se ha representado el flujo tensional que se genera a partir de la carga en la cabeza femoral en un fémur sano frente a uno protetizado: estas figuras se han obtenido a partir de la representación del flujo de tensiones principales en cada uno de los modelos mediante el *software* de cálculo Abaqus. De este modo se pueden identificar perfectamente en el fémur sano los haces trabeculares primarios, el arciforme de Gallois y Bosquet, formado por fuerzas de tracción, y el fascículo cefálico o abanico de sustentación de Delbet, formado por fuerzas de compresión³⁶. A diferencia de esto que ocurre en el fémur sano, en el protetizado se comprueba que las tensiones fundamentalmente se transmiten desde la cabeza protésica a su vástago, lo cual genera la descarga proximal, y el fémur recibe la transmisión de cargas principalmente en las zonas que corresponden al final de la HA, lo que produce el efecto de embudo. Estos cambios en la biomecánica de la cadera explican que con vástagos no cementados de primera generación las pérdidas de densidad ósea en zonas proximales alcancen el 45%^{2-4,54}, que con los de segunda generación aún sean del 20 al 25% al final del primer o segundo año^{55,56}, y que con vástagos de diseño en cuña se aprecien descensos del 10 al 30%^{5,20}. Con vástagos a medida se obtienen descensos en zonas proximales del 10 al 15% al final del primer año^{53,57} y con vástagos femorales de rigidez reducida se han visto descensos del 15% en el calcáreo femoral al final del segundo año^{6,55,58}.

En el diseño teórico también se consideró que la adición de un recubrimiento de HA a nivel metafisario optimizaría su integración a ese nivel, como ha sido comprobado en autopsias de pacientes operados¹⁵. Sin embargo, de acuerdo con los resultados de este estudio, se ha comprobado que la mejora en la osteointegración contribuye únicamente a la estabilidad del vástago, pero no influye en los fenómenos de remodelado óseo. El patrón de remodelado mostrado por este vástago anatómico no cementado es similar al de los vástagos cementados de segunda generación, en los que mediante estudios densitométricos se han apreciado descensos de densidad ósea del 20 al 25% para áreas proximales, del 5 al 15% para áreas intermedias y ausencia de cambios apreciables en zonas distales^{5,55,56,59}. Estos estudios también han descrito cómo los cambios permanecían estables a partir del primer o segundo año tras la intervención.

A largo plazo el remodelado puede verse afectado por cambios en la densidad ósea relacionados con la edad, por osteólisis secundaria a las partículas de desgaste del polietileno y por la atrofia ósea proximal por puenteo de fuerzas.

Varios estudios muestran cómo el envejecimiento afecta tanto al hueso cortical como al endostal^{2,8,54,60}. Sin embargo, en los pacientes incluidos en este estudio la pérdida ósea detectada en la cadera sana (variable del 0,9 al 7,2%)

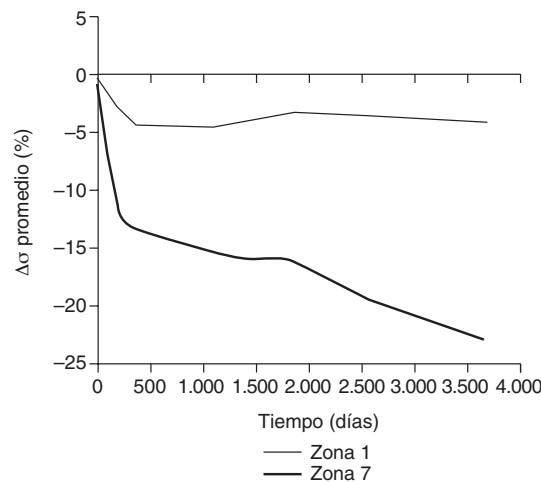


Figura 13. Variación de tensión promedio de von Mises (%) frente a tiempo para el fémur con prótesis ABG-I en las zonas de Gruen 1 y 7.

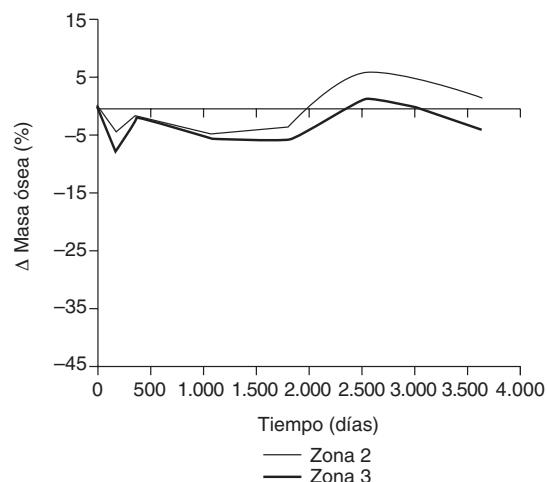


Figura 16. Variación de masa ósea (%) frente a tiempo para el fémur con prótesis ABG-I en las zonas de Gruen 2 y 3.

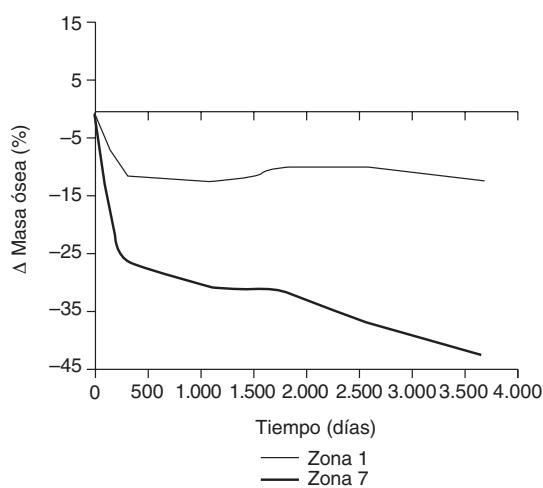


Figura 14. Variación de masa ósea (%) frente a tiempo para el fémur con prótesis ABG-I en las zonas de Gruen 1 y 7.

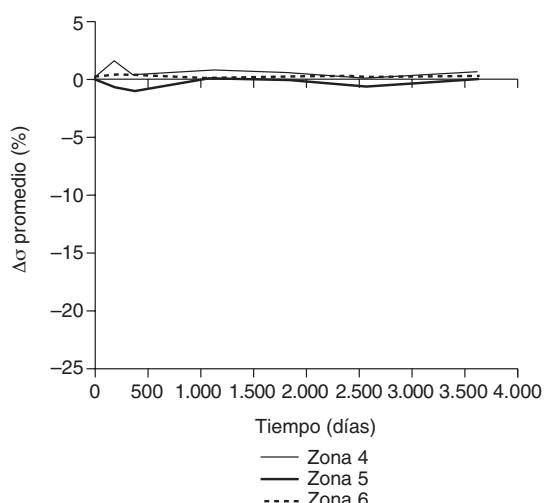


Figura 17. Variación de tensión promedio de von Mises (%) frente a tiempo para el fémur con prótesis ABG-I en las zonas de Gruen 4, 5 y 6.

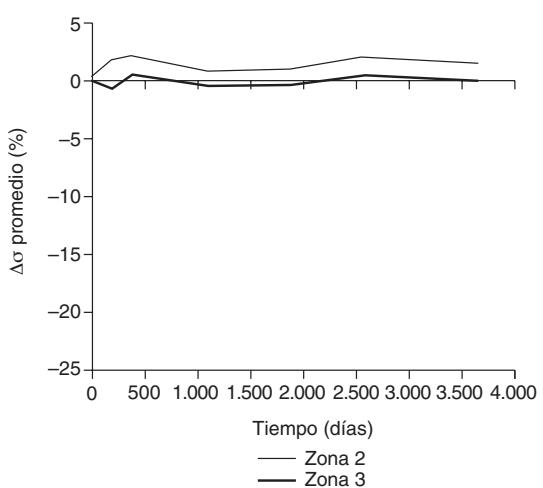


Figura 15. Variación de tensión promedio de von Mises (%) frente a tiempo para el fémur con prótesis ABG-I en las zonas de Gruen 2 y 3.

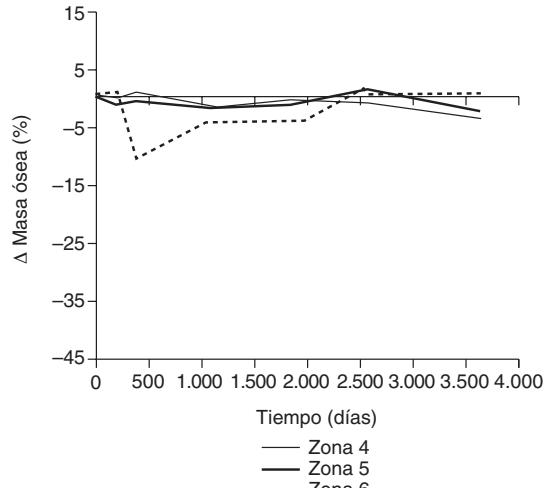


Figura 18. Variación de masa ósea (%) frente a tiempo para el fémur con prótesis ABG-I en las zonas de Gruen 4, 5 y 6.

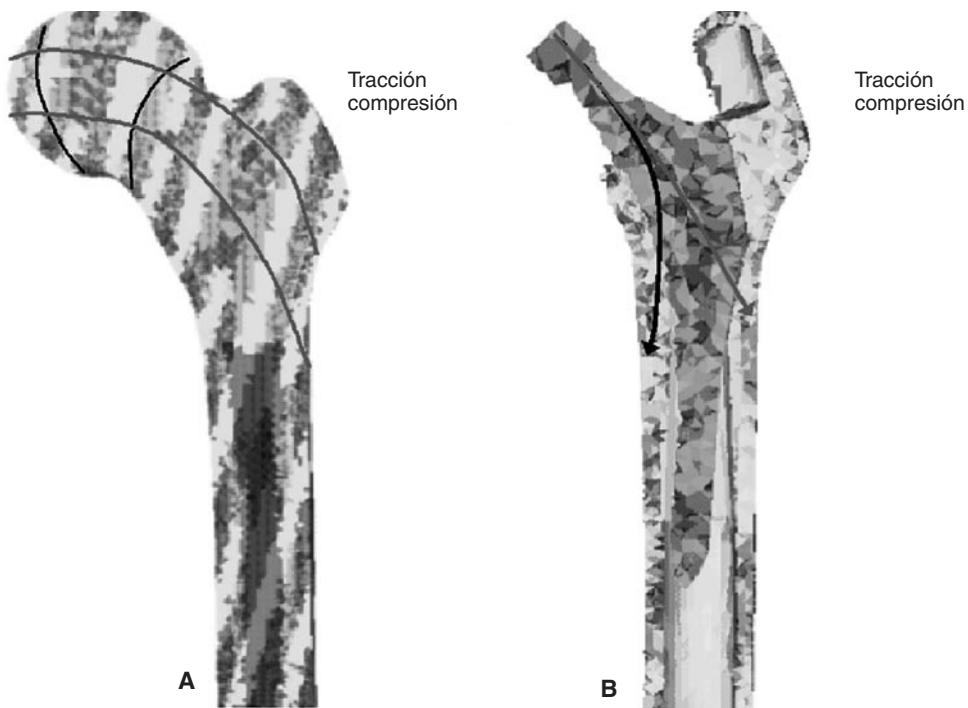


Figura 19. Flujos tensionales en el modelo sano (A) y en el modelo con prótesis ABG-I (B).

se localizó preferentemente en zonas de hueso esponjoso, detectándose una variación mínima en el hueso cortical. Estos datos coinciden con las diferencias en la densidad ósea femoral observada para la población de nuestro país en los grupos etarios de 50 a 59 y 60 a 69 años⁶¹. Estas diferencias, además, fueron significativas sólo en áreas proximales y atribuibles al efecto de la protetización. Todos estos hallazgos sugieren que en pacientes con edad de 60 años en el momento de la intervención cabe esperar pocos cambios en la densidad ósea en los 10 años siguientes, siempre que

mantengan una actividad física normal. El implante analizado parece proporcionar un modelo de transmisión de cargas capaz de preservar la densidad ósea en zonas media y distales de un modo similar al fémur sano.

Los datos descritos de densidad ósea concuerdan con los resultados de la simulación, donde aparece una marcada irregularidad a largo plazo, con variaciones tensionales tanto crecientes como decrecientes, con un comportamiento bastante irregular (figs. 15-18), equiparable a lo que sucede con la densidad. Los niveles de tensión más bajos se producen en las zonas proximales, a continuación en las zonas 2 y 3, debido a la descarga proximal y a su ubicación en la cara externa, y los niveles más altos en las zonas 5 y 6, en las cuales coinciden tanto el efecto embudo como su ubicación en la cara medial del fémur (fig. 11). Finalmente, la correlación entre la evolución de la densidad ósea y la evolución de las tensiones es casi perfecta en las zonas 1 y 7, de modo que si se establece la ratio entre los incrementos de densidad ósea (%) y los incrementos de tensión (%) se obtienen líneas prácticamente horizontales (fig. 20).

A modo de conclusión podemos destacar que el objetivo inicial al diseñar un vástago de apoyo metafisario era conseguir una transmisión de fuerzas de proximal a distal capaz de evitar el *stress-shielding*, hecho que no se ha cumplido; el esquema de remodelado mostrado por el vástago ABG es semejante al que se ha visto con otros diseños anatómicos.

El patrón de remodelado causado por el vástago ABG-I se establece en el periodo entre el sexto y duodécimo mes, permaneciendo estable durante los 10 años siguien-

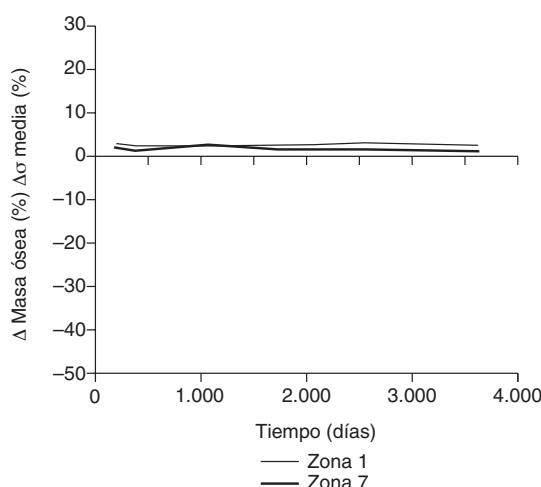


Figura 20. Correlación entre incremento de masa ósea y tensión media de von Mises frente a tiempo para el fémur con prótesis ABG-I en las zonas de Gruen 1 y 7.

tes a la protetización. En pacientes relativamente jóvenes los cambios de densidad ósea atribuibles a la edad son poco relevantes en los 10 años siguientes de la intervención, y no afectan a la estabilidad del implante, pero queda por determinar su efecto en períodos más largos. Los cambios por remodelación observados en el fémur permanecen estables salvo que varíen las condiciones metabólicas, biológicas o mecánicas del fémur.

La simulación con EF permite explicar los cambios biomecánicos que se producen en el fémur tras la implantación del vástago, así como establecer un paralelismo evidente entre los resultados obtenidos en el estudio con DEXA y los del estudio con EF, tal y como se observa en las figuras 13 a 18, lo que evidencia una perfecta correlación entre las variaciones de masa ósea y la evolución tensional en cada una de las zonas de Gruen obtenidas por simulación. La buena correlación obtenida entre los resultados de la simulación y el estudio densitométrico permite, por una parte, explicar desde el punto de vista del comportamiento biomecánico los cambios observados en la densidad ósea a largo plazo, donde queda claro que éstos se deben a una diferente transmisión de carga en el modelo implantado frente al fémur sano; por otra parte, queda validado el modelo de simulación, de forma que puede utilizarse en diferentes condiciones y a diferentes plazos temporales para realizar una predicción suficientemente precisa de la evolución de la densidad ósea a partir del comportamiento biomecánico en la interacción prótesis-fémur.

BIBLIOGRAFÍA

1. Huiskes R, Weinans H, Dalstra M. Adaptive bone remodelling and biomechanical design considerations for noncemented total hip arthroplasty. *Orthopedics*. 1989;12:1255-67.
2. Sychterz CJ, Engh CA. The influence of clinical factor on periprosthetic bone remodelling. *Clin Orthop*. 1996;322:285-92.
3. Rubash HE, Sinha RK, Shanbhag AS, Kim SY. Pathogenesis of bone loss after total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am*. 1998;29:173-86.
4. McAuley J, Sychterz CH, Engh CA. Influence of porous coating level on proximal femoral remodelling. *Clin Orthop*. 2000;371:146-53.
5. Gibbons CER, Davies AJ, Amis AA, Olearnik H, Parker BC, Scott JE. Periprosthetic bone mineral density changes with femoral components of different design philosophy. In *Orthop*. 2001;25:89-92.
6. Glassman AH, Crowninshield RD, Schenck R, Herberts P. A low stiffness composite biologically fixed prostheses. *Clin Orthop*. 2001;393:128-36.
7. Tanzer M, Maloney WJ, Jasty M, Harris WH. The progression of femoral cortical osteolysis in association with total hip arthroplasty without cement. *J Bone Joint Surg Am*. 1992;74A:404-10.
8. Bugbee W, Culpepper W, Engh A, Engh CA. Long-term clinical consequences of stress-shielding after total hip arthroplasty without cement. *J Bone Joint Surg Am*. 1997;79A:1007-12.
9. Hellman EJ, Capello WN, Feinberg JR. Omnifit cementless total hip arthroplasty: A 10-years average follow up. *Clin Orthop*. 1999;364:164-74.
10. Engh CA Jr, Young AM, Engh CA Sr, Hopper RH Jr. Clinical consequences of stress shielding after porous-coated total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2003;417:157-63.
11. Sinha RK, Dungy DS, Yeon HB. Primary total hip arthroplasty with a proximally porous-coated femoral stem. *J Bone Joint Surg Am*. 2004;86A:1254-61.
12. Braun A, Papp J, Reiter A. The periprosthetic bone remodelling process signs of vital bone reaction. *Int Orthop*. 2003;27 Suppl 1:7-10.
13. Herrera A, Canales V, Anderson J, García-Araujo C, Murcia-Mazon A, Tonino AJ. Seven to ten years follow up of an anatomic hip prosthesis. *Clin Orthop*. 2004;423:129-37.
14. Canales V, Panisello JJ, Herrera A, Peguero A, Martínez A, Herrero L, et al. Ten year follow-up of an anatomical hydroxyapatite-coated total hip prosthesis. *Int Orthop*. 2006;30:84-90.
15. Tonino AJ, Therin M, Doyle C. Hydroxyapatite coated femoral stems: Histology and histomorphometry around five components retrieved at postmortem. *J Bone Joint Surg [Br]*. 1999;81B:148-54.
16. Nourissat C, Adrey J, Berteaux D, Gueret A, Goillard C, Hamon G. The ABG Standar hip prosthesis: Five year results. En: Epinette JA, Geesink RGT, editors. *Hydroxyapatite coated hip and knee arthroplasty*. Paris: Edit Expansion Científique Francaise; 1995. p. 227-38.
17. Engh CA Jr, McAuley JP, Sychterz CJ, Sacco ME, Engh CA Sr. The accuracy and reproducibility of radiographic assessment of stress-shielding. *J Bone Joint Surg Am*. 2000;82A:1414-20.
18. Kröger H, Miettinen H, Arnala I, Koski E, Rushton N, Suomalainen O. Evaluation of periprosthetic bone using dual energy x-ray absorptiometry: precision of the method and effect of operation on bone mineral density. *J Bone Miner Res*. 1996;11:1526-30.
19. Rosenthal L, Bobyn JD, Tanzer M. Bone densitometry: influence of prosthetic design and hydroxyapatite coating on regional adaptive bone remodelling. *Int Orthop*. 1999;23:325-9.
20. Schmidt R, Nowak T, Mueller L, Pitti R. Osteodensitometry after total hip replacement with uncemented taper-design stem. *Int Orthop*. 2004;28:74-7.
21. Smart RC, Barbagallo S, Slater GL, Kuo RS, Butler SP, Drummond RP, et al. Measurement of periprosthetic bone density in hip arthroplasty using a dual energy X-ray absorptiometry. *J Arthroplasty*. 1996;11:445-52.
22. Panisello JJ, Herrero L, Canales V, Herrera A, Martínez A, Mateo J. Long-term remodelling in proximal femur around a hydroxyapatite-coated anatomic stem. Ten years densitometric follow-up. *J Arthroplasty*. 2008.
23. Oldani CR, Domínguez AA. Simulación del comportamiento mecánico de un implante de cadera. *Anales del 15.º Congreso Argentino de Bioingeniería*; Septiembre 2005. Ciudad de Paraná, Entre Ríos, Argentina. Soporte CD.
24. Torrenegra CA. Análisis estructural de endoprótesis para cadera, utilizando un modelo de elementos finitos. *Umbral Científico*. 2004;4:21-8.
25. Senalp AZ, Kayabasi O, Kurtaran H. Static, dynamic and fatigue behaviour of newly designed stem shapes for hip prosthesis using finite element analysis. *Materials and Desing*. 2007;28:1577-83.
26. Kayabasi O, Erzincanli F. Finite element modelling and analysis of a new cemented hip prosthesis. *Advances in Engineering Software*. 2006;37:477-83.
27. Domínguez-Hernández VM, Carbajal MF, Urriolagoitia G, Hernández LH, Rico G, Damián-Noriega Z, et al. Biomecánica de un fémur sometido a carga. Desarrollo de un modelo

- tridimensional por medio del método del elemento finito. *Rev Mex Ortop Traum.* 1999;13:633-8.
28. Zeman ME, Cerrolaza M, García JM, Doblaré M. Análisis comparativo F.E.M. 3D de la interacción entre el hueso femoral proximal y una prótesis de cadera utilizando un modelo de remodelación basado en mecánica del daño. Mérida (Venezuela): 5.^º Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica; 2001 p. 69-74.
 29. Domínguez-Hernández VM, Ramos VH, Feria CV, Urriolagoitia G, Hernández LH. Efecto del espesor de la capa de cemento en el componente femoral de una prótesis de Charnley. Análisis biomecánico mediante el método del elemento finito. *Rev Mex Ortop Traum.* 2000;14:443-8.
 30. Kuiper JH, Huiskes R. The predictive value of stress shielding for quantification of adaptative bone resorption around hip replacement. *J Biomech Eng.* 1997;119:228-31.
 31. Weinans H, Huiskes R, Grootenhuis HJ. Effects of fit and bonding characteristics of femoral stems on adaptative bone remodelling. *J Biomech Eng.* 1994;116:393-400.
 32. Kerner J, Huiskes R, van Lenthe GH, Weinans H, van Rietbergen B, Engh CA, et al. Correlation between pre-operative periprosthetic bone density and post-operative bone loss in THA can be explained by strain-adaptative remodelling. *J Biomech.* 1999;32:695-703.
 33. Turner AWL, Gillies RM, Sekel R, Morris P, Bruce W, Walsh WR. Computational bone remodelling simulations and comparisons with DEXA results. *J Orthop Res.* 2005;23:705-12.
 34. Karachalios T, Tsatsaronis CH, Efraimis G, Papadellis P, Lyritis G, Diakoumopoulos G. The long-term clinical relevance of calcar atrophy caused by stress shielding in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2004;19:469-75.
 35. Ohta H, Kobayashi S, Saito N, Nawata M, Horiuchi H, Takaoka K. Sequential changes in periprosthetic bone mineral density following total hip arthroplasty: a 3-year follow-up. *J Bone Miner Metab.* 2003;21:229-33.
 36. Nishii T, Sugano N, Masuhara K, Shibuya T, Ochi T, Tamura S. Longitudinal evaluation of time related bone remodelling after cementless total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1997;339:121-31.
 37. Rahmy AI, Gossens T, Blake GM, Tonino A, Fogelman I. Periprosthetic bone remodelling of two types of uncemented femoral implant with proximal hydroxyapatite coating: a 3-year follow up study addressing the influence of prosthetic design and preoperative bone density on periprosthetic bone loss. *Osteoporos Int.* 2004;15:281-9.
 38. Engh CA, Massin P, Suthers KE. Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral component. *Clin Orthop Relat Res.* 1990;257:107-28.
 39. Cohen B, Rushton N. Accuracy of DEXA measurement of bone mineral density after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1995;77B:479-83.
 40. Mortimer ES, Rosenthal L, Paterson I, Bobyn JD. Effect of rotation on periprosthetic bone mineral measurements in a hip phantom. *Clin Orthop Relat Res.* 1996;324:269-74.
 41. I-DEAS; 2006. Disponible en: <http://www.ugs.com/>
 42. ABAQUS; 2006. Disponible en: <http://www.abaqus.com/>
 43. Arranz Merino S, Ros Felip A, Rincón Rincón E, Claramunt Alonso R. Caracterización mecánica del material óseo. *Tecnología y Desarrollo.* 2004;2:3-27.
 44. Evans FG. Mechanical properties of bone. En: Evans FG, editor. Illinois: Ed. Springfield; 1973.
 45. MatWeb (Material Property Data); 2006. Disponible en: <http://www.matweb.com/>
 46. Gutiérrez P, Doménech P, Roca J. Biomecánica de la cadera. En: Patología de la cadera en el adulto. Madrid: SECOT; 2004. p. 11-9.
 47. Rho JY, Hobath MC, Ashman RB. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. *Med Eng Phys.* 1995;17:347-55.
 48. Brodner W, Bitzan P, Lomoschitz F, Krepler P, Jankovsky R, Lehr S, et al. Changes in bone mineral density in the proximal femur after cementless total hip arthroplasty. A five-year longitudinal study. *J Bone Joint Surg Br.* 2004;86B:20-6.
 49. El Maraghy AW, Schemitsch EH, Waddell JP. Greater trochanter blood flow during total hip arthroplasty using a posterior approach. *Clin Orthop Relat Res.* 1999;363:151-7.
 50. Hupel TM, Schemitsch EH, Aksenov SA, Waddell JP. Blood flow changes to the proximal femur during total hip arthroplasty. *Can J Surg.* 2000;43:359-64.
 51. Korovessis P, Piperos G, Michael A, Baikousis A, Stamatakis M. Changes in bone mineral density around a stable uncemented total hip arthroplasty. *Int Orthop.* 1997;21:30-4.
 52. Kröger H, Venesmaa P, Jurvelin J, Miettinen H, Suomalainen O, Alhava E. Bone density at the proximal femur after total hip arthroplasty. *Clin Orthop.* 1998;352:66-74.
 53. Martini F, Lebherz C, Mayer F, Leichtle U, Kremling E, Sell S. Precision of the measurements of periprosthetic bone mineral density around hips with a custom-made femoral stem. *J Bone Joint Surg Br.* 2000;82B:1065-71.
 54. Sychterz CJ, Claus AM, Engh CA. What we have learned about long-term cementless fixation from autopsy retrieval. *Clin Orthop Real Res.* 2002;405:79-91.
 55. Kärholm J, Anderberg CH, Snorrason F, Thanner J, Langeland N, Malchau H, et al. Evaluation of a femoral stem with reduced stiffness. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84A:1651-8.
 56. Niinimäki T, Junila J, Jalovaara P. A proximal fixed anatomic femoral stem reduces stress shielding. *Int Orthop.* 2001;25:85-8.
 57. Zerahn B, Storgaard M, Johansen T, Olsen C, Lausten G, Kanstrup IL. Changes in bone mineral density adjacent to two biomechanically different types of cementless femoral stems in total hip arthroplasty. *Int Orthop.* 1998;22:225-9.
 58. Nagi ON, Kumar S, Aggarwal S. The uncemented isoelastic/isotitan total hip arthroplasty. A 10-15 years follow-up with bone mineral density evaluation. *Acta Orthop Belg.* 2006;72:55-64.
 59. Tonino A, Rahmy A. The hydroxyapatite ABG hip system. *J Arthroplasty.* 2000;15:274-82.
 60. Ahlborg H, Johnell O, Karlsson M. An age-related medullary expansion can have implications for the long-term fixation of hip prostheses. *Acta Orthop Scand.* 2004;75:154-9.
 61. Carrasco JL, Díaz M, Honorato J, Pérez R, Rapado A, Ruiz I. Densidad mineral ósea en cuello femoral. En: Proyecto Multicéntrico de Investigación en Osteoporosis. Estudio de la densidad ósea de la Población Española. Madrid: Pharma Consult editors; 1992.

Declaración de conflicto de intereses

Los autores han declarado no tener ningún conflicto de intereses.