

Remodelación ósea en artroplastia total de cadera. Estudio con elementos finitos de la influencia del diseño

Periprosthetic bone remodelling. A finite element study of the influence of the implant design

BELÉN SERAL GARCÍA*, JOSÉ MANUEL GARCÍA**, MANUEL DOBLARE CASTELLANO**, FERNANDO SERAL IÑIGO*.

*SERVICIO DE TRAUMATOLOGÍA Y CIRUGÍA ORTOPÉDICA. HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO. **DEPARTAMENTO DE ESTRUCTURAS, FORMAS Y MEDIOS CONTÍNUOS. CENTRO POLITÉCNICO SUPERIOR. UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA.

Resumen. En artroplastia total de cadera, la remodelación ósea periprotésica ha sido ampliamente estudiada. En la actualidad existe gran interés en desarrollar simulaciones en modelos computerizados combinando las teorías de la remodelación ósea con el análisis por elementos finitos. Ello permitirá hacer valoraciones preclínicas de la acción del implante, con variables como el diseño, material, características de la fijación, morfología y densidad mineral previa del fémur. Hay controversia en cuanto a las consecuencias clínicas de la pérdida ósea por remodelación post-artroplastia total de cadera dado que hipotéticamente podría afectar la resistencia del fémur, facilitar la fractura del cemento, influir en la movilización aséptica del implante, determinar fracturas periprotésicas y por lo tanto influir en la supervivencia de las artroplastias primarias. En el presente trabajo efectuamos una simulación en modelo computerizado combinando las teorías de la remodelación ósea con el análisis de elementos finitos, estudiando la influencia del diseño de forma comparativa en dos modelos cementados de artroplastia total de cadera, con vástago de Exeter (Howmedica International) y SHP (Biomet International). Hemos observado que a igualdad de materiales y en circunstancias biomecánicas ideales, el diseño protésico determina un patrón de remodelación distinto.

Summary. Remodelling of periprosthetic femoral bone after total hip arthroplasty is being studied extensively. Finite element analysis and computer-simulated remodelling theory have predicted that femoral bone-mineral density decreases after total hip arthroplasty. There is an important controversy about the clinical consequences of bone remodelling. It could decrease the bone strength, produce a cement mantle fracture, an [aseptic loosening of the implant, or a periprosthetic fracture. So that it could be decline the survival of the hip prosthesis. The status of periprosthetic bone stock is an important concern when revision total hip arthroplasty is undertaken. This study has been conducted to evaluate the periprosthetic bone-mineral density following primary total hip arthroplasty by finite elements analysis and computer simulation. We have compared two cemented stems with different designs: Exeter (Howmedica International) and SHP (Biomet International) to study the phenomenon of femoral stress-shielding. We have found that with the best mechanical conditions and with the same materials, the prosthesis design determined a different periprosthetic bone remodelling.

Correspondencia:

Dra. Belén Seral Garcia
 Pº Constitución 25, 2º dcha.
 50001 Zaragoza

Introducción. La remodelación ósea es la actividad metabólica más importante del esqueleto adulto. El equilibrio entre aposición y reabsorción ósea es debido a las unidades estructurales óseas formadas por osteoblastos y osteoclastos. La apoptosis de los osteocitos es inducida por factores mecánicos (1) siendo el punto de comienzo de la remodelación. Hukkanen y cols (2) relacionan los factores mecánicos mediante aplicación de deformación, con la producción del radical libre óxido nítrico, que se encuentra en osteoblastos, osteoclastos y osteocitos. El óxido nítrico parece jugar un

papel importante en la adaptación entre los implantes y sus lechos óseos, regulando el proceso de remodelación ósea.

En el proceso de remodelación junto a los factores mecánicos intervienen otros factores de tipo nutritivo, metabólico, renal, endocrinos, genéticos, de crecimiento, vasculares, así como ambientales, actividad física y peso. En artroplastia total de cadera, la remodelación ósea periprotésica ha sido estudiada con absorciometría radiográfica, absorciometría dual radiográfica, tomografía computerizada cuantitativa, cirugía experimental en perros, estudios humanos post-mortem y modelos computerizados.

Engh y cols (3,4) encontraron en estudios radiográficos una mayor pérdida ósea en implantes de cromo-cobalto con superficie porosa no cementados, a mayor rigidez del vástago, en vástagos con diámetro igual ó mayor de 13,5 mm, y con revestimiento poroso de dos tercios ó de la totalidad del vástago. Los mismos autores (5) estudiaron con absorciometría dual radiográfica (DEXA) diez fémures post-mortem que habían llevado la prótesis AML de 17 a 84 meses. En el tercio proximal del fémur remodelado, comparando con el fémur contralateral en el que habían implantado una prótesis similar, encontraron una disminución del contenido mineral óseo del 45%, siendo el rango global de 7 a 52%.

Kilgus y cols (6) estudiaron con DEXA vástagos no cementados con superficie porosa, encontrando el mayor descenso en densidad mineral ósea (34,8%) en el primer centímetro de la cortical medial, seguido de un descenso del 20 al 25% en los siguientes seis centímetros de la cortical medial, que relacionaron con la rigidez y extensión de superficie porosa del vástago. El descenso de la densidad mineral ósea, pequeño y progresivo, se continúa durante 5 a 7 años de la artroplastia.

Hughes y cols (7) estudiaron con DEXA quince vástagos de titanio y otros quince de cromo-cobalto, sin collar. Todos con superficie porosa proximal, no cementados, a distancia de 3 a 4 años de la intervención.

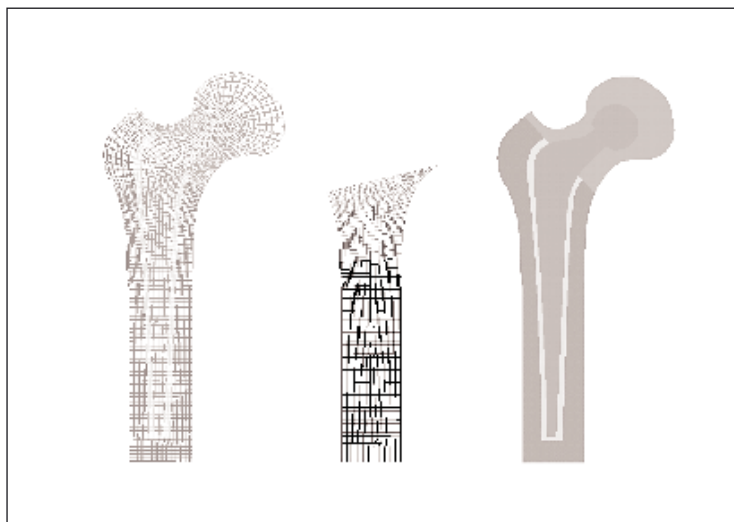


Figura 1. Malla realizada en 2D con EF del fémur con el vástago de Exeter.

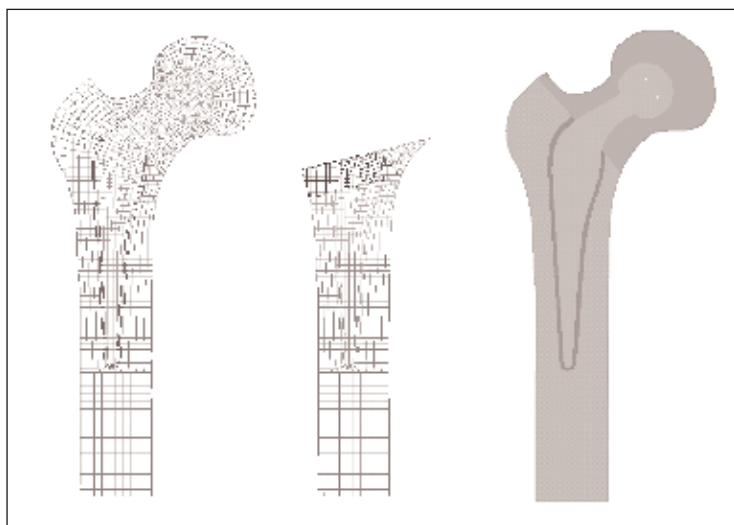


Figura 2. Malla realizada en 2D con EF del fémur con el vástago de SHP.

Solo encontraron diferencia significativa en la densidad mineral ósea a nivel del calcar.

Cohen y Rushton (8) estudiaron la prótesis cementada de Charnley con DEXA en 20 pacientes durante un año. Encontraron un descenso medio del 6,7% de la densidad mineral ósea en el calcar y un aumento medio del 5,3% en la diáfisis femoral distal a la punta del vástago.

Kroger y cols (9) estudiaron el efecto de la operación sobre la densidad ósea, encontrando una significativa reducción debida al traumatismo sufrido por el fémur.

Mirsky y Einhorn (10) valorando la absorciometría dual radiográfica refieren que su eficacia en la evaluación del fémur antes de la artroplastia total de cadera no ha sido establecida así como tampoco se ha demostrado que permita seleccionar implantes cementados y no cementados.

Sychterz y Engh (11) en estudio post-mortem de 11 fémures que habían llevado implantes de superficie porosa no cementados, durante un tiempo medio de 5,9 años, encontraron con DEXA un promedio de pérdida ósea de 31,2% en las mujeres y del 12,3% en los hombres. El promedio de la disminución del contenido mineral fue del 42,1% proximalmente, del 23% en el tercio medio y del 5,5% distalmente. No encontraron correlación entre la pérdida ósea y el peso del paciente, su edad, el diámetro del implante y la duración de la implantación. Solo tiene valor predictivo el contenido mineral óseo del fémur contralateral.

Maloney y cols (12) efectuaron estudio postmortem de artroplastias cementadas y no cementadas de 24 pacientes. La mayor pérdida ósea cortical fue en el tercio medio de los fémures cementados y en los tercios proximal y medio de los no cementados. La cortical medial proximal era la zona específica de mayor pérdida ósea en ambos tipos de implantes. En la cortical posterior del fémur había una pérdida ósea que no se había descrito previamente. Con cualquier fijación, cementada ó no cementada, cuanto menor densidad tenga el fémur antes de la intervención mayor será la pérdida ósea post-artroplastia.

Tabla 1.

Magnitudes y orientaciones de las resultantes para los tres casos de carga tulizados

Casos de carga	Ciclos por día	Reacción de unión		Reacción en el abductor	
		Magnitud (N)	Orientación (°)	Magnitud (N)	Orientación (°)
1	6000	2317	24	703	28
2	2000	1158	-15	351	-8
3	2000	1548	56	468	35

Engh y cols (13) efectuaron estudio post-mortem de dos pacientes con artroplastia bilateral no cementada de diferente rigidez. La absorciometría dual radiográfica encuentra en el fémur con implante más rígido una pérdida entre el 65 y el 79% mayor que en el fémur con implante más flexible.

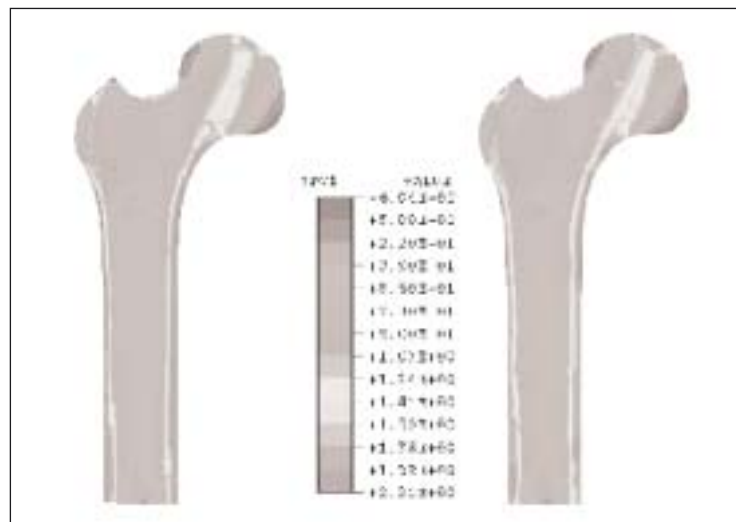


Figura 3. Distribución de densidades a los 300 días de análisis, donde se reproduce a la izquierda la respuesta del fémur donde se ha implantado un vástago Exeter, a la derecha un vástago SHP.

En modelos caninos de cirugía artroplástica de cadera experimental, Boby y cols (14) encontraron con implantes rígidos un descenso del 50% en el contenido mineral, mientras que con implantes flexibles la disminución era del 20%. Sumner y Galante (15) analizaron que el factor que más influía en la remodelación del fémur era la rigidez del implante. El patrón de remodelación consistía en atrofia cortical proximal e hipertrofia ósea distal cortical y medular.

En la actualidad existe gran interés en

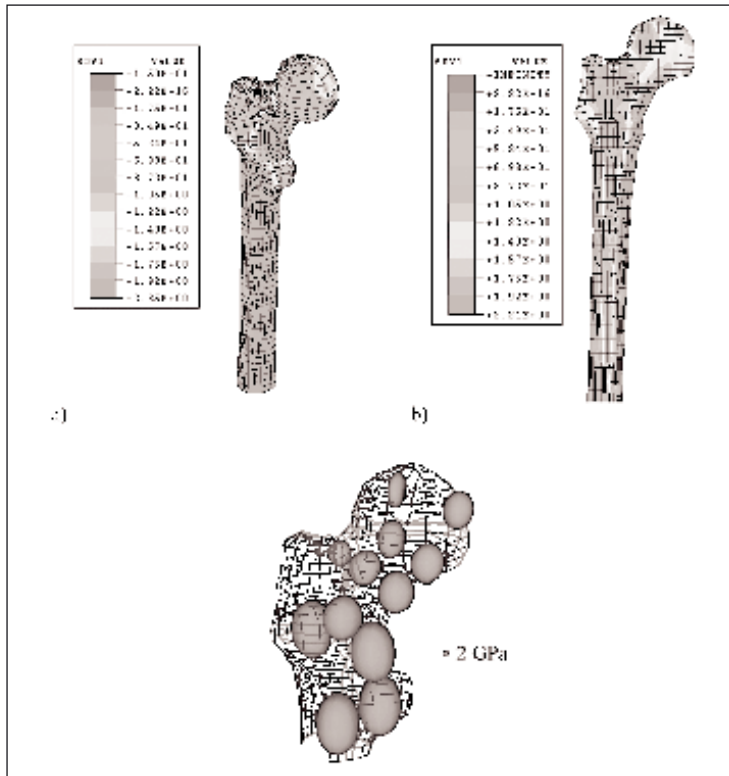


Figura 4. a) Distribución de densidades a los 100 días. b) Corte frontal del fémur. c) Representación tridimensional de las superficies de tensión.

desarrollar simulaciones en modelos computerizados combinando las teorías de la remodelación ósea con el análisis por elementos finitos (EF). Ello permitirá hacer valoraciones preclínicas de la acción del implante, con variables como el diseño, material, características de la fijación, morfología y densidad mineral previa del fémur, y actividad física sobre el proceso de remodelación ósea.

Huiskes y cols (16) estudiaron con EF la remodelación ósea en implantes diseñados con distinta flexibilidad. Los vástagos flexibles reducían la reabsorción ósea pero aumentaban las tensiones en la interfaz proximal. La reabsorción ósea era consecuencia de la adaptación ósea a la disminución de tensiones.

Mc Namara y cols (17) entre los modelos matemáticos prefieren la teoría del daño a la teoría basada en la deformación que consideran más empírica.

Kerner y cols (18) encontraron buena correlación entre los patrones de previsión de pérdida ósea con modelos computeriza-

dos y los resultados de la absorciometría dual radiográfica.

Existe una gran controversia en cuanto a las consecuencias clínicas de la pérdida ósea por remodelación post-artroplastia total de cadera dado que hipotéticamente podría afectar la resistencia del fémur, facilitar la fractura del cemento, influir en la movilización aséptica del implante, determinar fracturas periprotésicas y por lo tanto influir en la supervivencia de las artroplastias primarias. Sin embargo, hay unanimidad en admitir que a mayor pérdida ósea, aunque la remodelación sólo sea una causa y no la de mayor importancia, si la comparamos con las osteolisis por partículas, la cirugía de revisión protésica será más complicada. Poss (19) teniendo en cuenta la pérdida ósea que se produce en las edades avanzadas, aconseja una estrategia de diseño y de materiales que consigan la máxima conservación del stock óseo.

En el presente trabajo efectuamos una simulación en modelo computerizado, combinando las teorías de la remodelación ósea con el análisis de EF, estudiando la influencia del diseño de forma comparativa en dos modelos cementados de artroplastia total de cadera, con vástago Exeter (Howmedica International) y con vástago SHP (Biomet International). El objetivo fundamental de este trabajo consiste en realizar un análisis cualitativo del efecto de privación de tensiones (“stress-shielding”) que se produce en la extremidad del fémur para dos prótesis de cadera de geometrías diferentes.

Material y métodos. Se ha estudiado la aposición-reabsorción ósea aplicando la correspondiente formulación matemática del modelo de remodelación. La simulación se ha realizado utilizando los siguientes parámetros, utilizados previamente en el modelo por Huiskes y cols (16):

- Estímulo de equilibrio que caracteriza la zona muerta = 50 Mpa/día.
- Factor de ponderación del estado tensional frente al número de ciclos de carga = 4.
- Velocidad de reabsorción = 0.02 () (Mpa/día).

- Velocidad de crecimiento = 0.02 () (Mpa/día).
- Porcentaje de la mitad de ancho de la zona muerta =25%.
- Dt = 1 día
- Porcentaje de superficie ósea activa para remodelación de entre toda la superficie disponible = 1

• Factor del grado de anisotropía = 0.1.

Las condiciones de carga, ciclos por día, reacción en la unión y en el abductor son las que figuran en la Tabla 1.

La simulación efectuada ha sido:

- Comprobación del modelo de remodelación ósea interna simulando el fémur en 2D y en 3D.
- Aplicación del modelo de remodelación ósea interna simulando el diseño de prótesis tipo Exeter en 2D.
- Aplicación del modelo de remodelación ósea interna simulando el diseño de prótesis tipo SHP en 2D.

Para la simulación del fémur normal se ha valorado la distribución de densidades y comportamiento direccional en la extremidad proximal del fémur cuando está sometido a una historia de carga habitual. Para ello se ha considerado un modelo simplificado bidimensional, imponiendo una distribución inicial de densidades homogénea y someténdolo a un estado de cargas real que caracteriza la fase de soporte de la marcha (Tabla 1). Este tipo de simulación no es un caso real, pues la condición inicial de partida es totalmente irreal, por lo que la velocidad a la que se produce la remodelación no tiene relevancia en estas simulaciones. Sin embargo, la posibilidad del modelo de reproducir la morfología interna ósea a partir del estado de cargas, comenzando con una distribución homogénea, es importantísima para la validación del modelo.

Para el estudio del diseño protésico se han planteado dos modelos de EF donde las mallas incorporan internamente cada una de las prótesis (Fig. 1 y 2). Se ha iniciado la simulación con una distribución homogénea de densidades, donde todos los elementos que componen la malla son de

Tabla 2.

Valores promedio de las características mecánicas del cemento y de las prótesis

	Módulo de Young (N/mm ²)	Coefficiente de Poisson
Cemento	2200	0.3
Prótesis	200000	0.28

material óseo hasta que se alcanza una distribución de densidades próxima a la realidad (Fig. 3). Se introducen las propiedades mecánicas de la prótesis y del cemento (Tabla 2), para posteriormente introducir la misma historia de carga sobre la cabeza de la prótesis.

Todas las simulaciones han sido realizadas en 2D utilizando el paquete de EF ABAQUS. Se han establecido una serie de hipótesis de trabajo: se va a considerar que



Figura 5. Distribución de densidades tras 100, 200 y 300 días de simulación, tras la incorporación del vástago Exeter.

ambas prótesis tienen el mismo acabado superficial, que ambas prótesis tienen diferente geometría frontal pero sin embargo se va a considerar la misma geometría en el plano sagital (es decir, son planas y con el mismo espesor) y el mismo material.

Resultados. 1) *Simulación del fémur.*

La distribución de densidades presentan una similitud morfológica con la realidad destacando la formación de dos capas corticales en la diáfisis, la cavidad medular, una

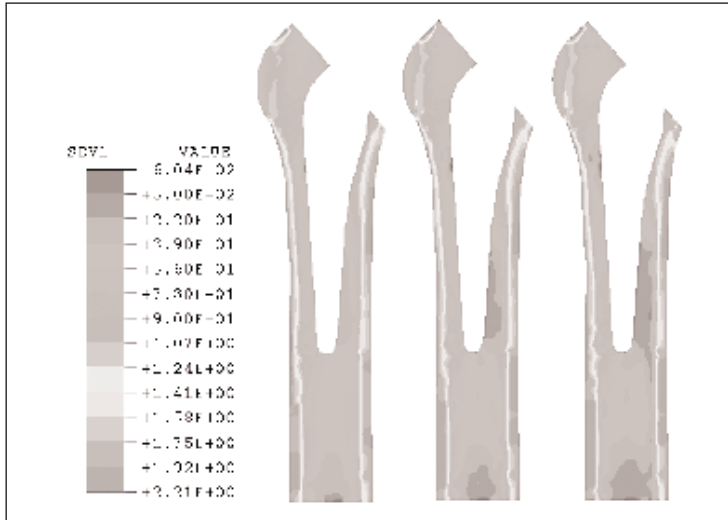


Figura 6. Distribución de densidades tras 100, 200 y 300 días de simulación, tras la incorporación del vástago SHP.

zona de alta densidad correspondiente al cuello y la cabeza femoral, rodeada por dos zonas de baja densidad. En este modelo se predice también el carácter direccional del comportamiento donde se representa la variación de la rigidez normal (módulo elástico) según cada dirección. Se observa que en la zona cortical se obtienen unos valores de módulo elástico en torno a 18 MPa según la dirección longitudinal y 12 MPa según la transversal ajustándose de forma suficientemente aproximada a datos experimentales conocidos. Además en la amplia zona de hueso esponjoso correspondiente a la cabeza y al cuello femoral se predice una orientación longitudinal pero con una anisotropía mucho menor que la de la zona cortical, tal y como sucede en la realidad, consiguiendo además que en el resto de zonas de hueso esponjoso el comportamiento esté muy próximo al isótropo.

Nuestra formulación no sólo ha sido validada en un modelo 2-D, sino también en uno 3-D, consiguiéndose también resultados cercanos a la realidad (Fig. 4).

2) *Aplicación al estudio de la influencia del diseño protésico.* En las Figuras 5 y 6 se muestra la distribución de densidades tras 100, 200 y 300 días de la incorporación de la prótesis (días de cálculo) para cada uno de los tipos. En el caso de la prótesis tipo Exeter, se produce un pequeño engrosamiento de la capa cortical en la parte distal, debido básica-

mente al efecto punta. También se observa la reabsorción que se produce en torno al vástago de la prótesis, siendo ésta mucho mayor en la zona proximal de la misma. Además, destaca una reducción apreciable de la densidad ósea en las zonas correspondientes al trocánter mayor y al calcar. Para la prótesis tipo SHP, se produce también una reabsorción apreciable en torno al vástago de la prótesis, llegando a ser mayor que en el caso de la Exeter. Una de las zonas donde se produce una reabsorción considerable y de una importancia relevante es en el trocánter mayor y en el calcar, donde esta prótesis conlleva un deterioro algo mayor del hueso en esas zonas en comparación con la prótesis tipo Exeter. Sin embargo, se reduce el efecto punta en la extremidad distal. Se ve también en ambos casos un efecto considerable de reabsorción justo debajo del extremo inferior de la prótesis. No obstante, todas las diferencias que se encuentran en el hueso para cada tipo de prótesis son muy localizadas. Para poder realizar un estudio comparativo más significativo, se han seleccionado unas zonas comunes (Fig. 7) en ambos casos y se han cuantificado cómo varía el porcentaje de pérdida ósea en cada una de ellas. El porcentaje de reabsorción ósea va disminuyendo conforme nos alejamos de la zona proximal de la prótesis, exceptuando debajo de la punta de las prótesis (Fig. 8). En la Zona 1 se produce una reabsorción ósea similar siendo algo superior en la prótesis SHP, mientras que en la Zona 2 la prótesis SHP consigue reducir de forma considerable la cantidad de masa ósea reabsorbida (Fig. 9). Sin embargo, las zonas 3, 4 y 5 no son comparables ya que se corresponden con regiones diferentes con respecto al extremo final de cada prótesis. De hecho serían comparables la Zona 4 de la prótesis Exeter y la Zona 3 de la prótesis SHP, observándose que en el caso de la prótesis Exeter la reabsorción en dicha zona es mucho menor, ya que el efecto punta de la prótesis es mucho más considerable.

Discusión. El hueso es un material heterogéneo y anisótropo. La resistencia de la cortical a la presión y a la tracción, y el mó-

dulo de elasticidad varían entre los distintos huesos, y en cada uno según la orientación longitudinal ó transversal. Las propiedades mecánicas de la esponjosa dependen de la arquitectura trabecular y de la porosidad ó densidad aparente.

Cowin (20) definió el concepto de “fabric tensor” como medida cuantitativa de la anisotropía. Las sobrecargas cíclicas del hueso producen acumulación de daño por fatiga, siendo necesaria la remodelación ósea para mantener la integridad estructural. La esponjosa estaría formada por una fase mineral sólida y por una estructura porosa. Se considera el tejido óseo como un material continuo lo que permite estudiar sus propiedades en una zona, en vez de en un punto concreto, recogiendo sus características promedio.

Pauwels (21) propuso la existencia de un estímulo mecánico óptimo que controlaba la masa ósea. Los valores tensionales inferiores provocaban reabsorción y los superiores implicaban formación.

Carter y cols (22) introdujeron el concepto de autooptimización, y teniendo en cuenta que la remodelación está influenciada por la historia completa de carga en un periodo de tiempo, el hueso tiene una adaptación funcional que le permite maximizar su integridad estructural con la menor cantidad de masa ósea.

Numerosos modelos se han aplicado al estudio de la remodelación ósea interna, destacando entre ellos la Teoría de Stanford de remodelación ósea isótropa (23) y el modelo isótropo de Nijmegen (24). La Teoría de Stanford considera que la remodelación ósea está inducida por una señal mecánica que activa los osteoblastos y los osteoclastos, suponiendo que el hueso tiene sensores, que dependiendo del estímulo provocan adaptaciones locales en el hueso. La Teoría de Nijmegen utiliza la deformación como variable del proceso de remodelación, y considerando que el hueso es perezoso en su adaptación al estímulo mecánico introduce el concepto de “zona muerta” ó zona de equilibrio, en la que no hay aposición ni reabsorción ósea.

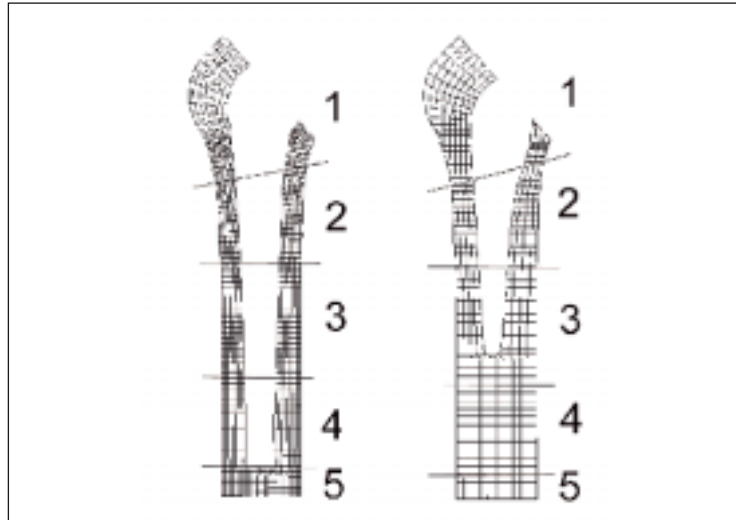


Figura 7. Esquema de las zonas que se han comparado para ambos vástagos.

Ambos modelos no contemplan la anisotropía del tejido óseo, por lo que Jacobs y cols (23) plantearon un modelo anisótropo que tiene como variables la “densidad aparente” para cuantificar la cantidad ósea y el “tensor de comportamiento”, variable que relaciona tensión y deformación, para medir la orientación de la microestructura.

La remodelación ósea externa ha sido estudiada en modelos propuestos por Huiskes y cols (24) y Beaupré y cols (25), que explican la adaptación de la forma geométrica de los huesos como consecuencia del estado de cargas al que se encuentran sometidos. En estos modelos también se relacionan las propiedades mecánicas internas (módulo de elasticidad) con la geometría externa en función de la diferencia del estímulo mecánico.

En este trabajo se ha utilizado un nuevo modelo de remodelación partiendo de las ideas de Jacobs (23) asimilando la porosidad del hueso con las microgrietas en materiales frágiles (mecánica del daño). Las variables empleadas son la “densidad aparente” y el “fabric tensor”, a partir de las cuales se cuantifica la porosidad y la anisotropía.

En la literatura ortopédica solo hemos encontrado como referencia el trabajo de Huiskes y cols (16) en el que aplica su fórmula de remodelación a implantes contruídos con materiales de distinta flexibilidad. Nosotros hemos estudiado la influen-

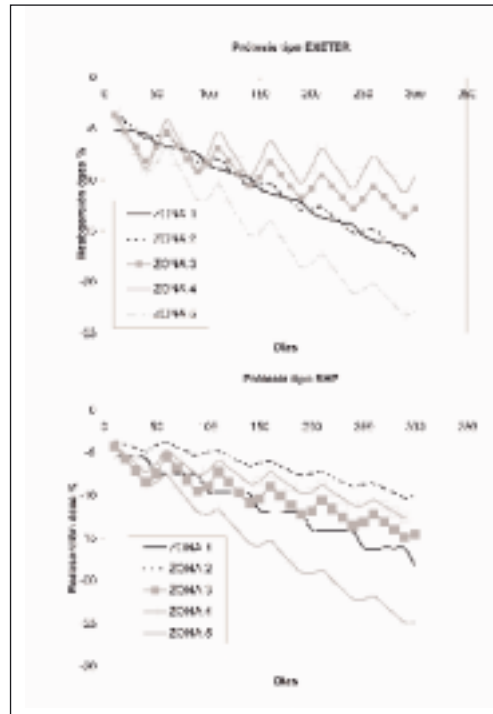


Figura 8. Comparación de porcentajes de reabsorción en cuatro zonas diferentes para cada tipo de prótesis de cadera: Exeter y SHP.

cia del diseño protésico sobre la remodelación ósea.

Estudios con EF han sido utilizados en el estudio de prótesis totales de cadera por Huiskes y cols (26) y por Chang y cols (27).

Huiskes y cols. (26) estudiaron la migración de los vástagos Exeter y SHP, cuyo diseño determina una forma de fijación distinta dentro del cemento. El vástago Exeter se fijaba por migración en el interior del cemento. El vástago SHP se incluía en el grupo de implantes con collar, aunque no tiene collar, pero su diseño busca una estabilidad inmediata dentro del cemento. El vástago liso de Exeter está incurvado proximal y medialmente, lo que limita su migración, siendo recto posteriormente. El vástago SHP tiene un perfil frontal en forma de pez y una curva sagital, que buscan reducir las tensiones en el cemento y en la interfaz. Su superficie rugosa proximal implica su inmediata estabilidad dentro del cemento. Distalmente la superficie pulida sirve para acomodar el deslizamiento cemento-vástago y para hacer compresión axial. El análisis con elementos finitos predice una migración distal, cuando el contacto

cemento-vástago fue simulada sin fricción, de 0,22 mm para el vástago Exeter y de 0,14 mm para el vástago SHP, por ciclo de carga. Los valores de tensión del cemento, debido a la migración, fueron más altos con el vástago Exeter que con el SHP. El deslizamiento cíclico en la interfaz cemento-vástago por ciclo de carga fue de 17 micras para el vástago Exeter (próximo-lateralmente y en el extremo distal) y de 8 micras para el SHP (en la punta del vástago). Con estudios radioestereofotogramétricos la migración a 12 meses de los vástagos Charnley sería de 1/7 de lo que migran los Exeter y de 1/3 de lo que migran los SHP. El vástago Lubinus SP2 migraría 80% menos que los Charnley.

Alfaro-Adrian y cols (28,29) con radioestereofotogrametría encontraron un patrón de migración distinto en los vástagos Exeter y los Charnley Elite, durante el primer año. Los vástagos Exeter evolucionaban con rotación interna (0,9 grados por año), desplazamiento posterior de la cabeza (0,33 mm por año) y anterior del hombro (0,35 mm por año), con tendencia a valguizar el vástago. El vástago Charnley también evolucionaba con rotación interna (1,04 grados por año) y rápido desplazamiento posterior de la cabeza (0,80 mm por año). Estos autores encontraron que el vástago Exeter migraba distalmente tres veces más rápido que el Charnley Elite. El Exeter migraba en la interfaz cemento-implante mientras que el Charnley Elite lo hacía en las interfaces hueso-cemento y cemento-implante.

Chang y cols. (27) con modelos de EF estudiaron los efectos de la longitud del cuello, de la geometría y de la fijación proximal en vástagos cementados de Charnley. La fijación proximal reduce las tensiones proximales y distales en el cemento. Los diseños con lados planos reducen las tensiones de cizallamiento en la interfaz cemento-prótesis pero aumentan las tensiones en la parte distal del cemento. La mejor combinación de diseño sería la fijación proximal, que reduce las tensiones por debajo de la fatiga del cemento, con geometría distal plana que produce resistencia a la tor-

sión. El aumento de longitud del cuello aumenta las tensiones de cizallamiento un 24% siendo su trascendencia menor. Los factores ambientales como el peso y la actividad aumentan las tensiones. El subir escaleras aumenta notablemente las tensiones de cizallamiento proximales. Los implantes con vástago redondeado aumentan las tensiones de cizallamiento proximales en la interfaz cemento-prótesis.

Se produce una evolución de modelos cementados y no cementados para buscar una mejor transmisión de las cargas. Edidin y cols (30) presentaron un implante de titanio que solamente se cementaba en su parte proximal. El análisis con E.F mostraba con el implante total ó parcialmente cementado una distribución de tensiones similar con variaciones inferiores al 1%. Bachus y cols (31) estudiaron los micromovimientos de un vástago de titanio con cementado proximal. Encontraron que se consiguen micromovimientos limitados, entre 40 y 70 micras, similares a los producidos en vástagos totalmente cementados, rango que previene el fracaso mecánico de la interfaz hueso-cemento. Hua y cols (32) presentaron 411 casos de prótesis diseñadas con el sistema CAD-CAM a medida con vástagos que buscaban conservar el stock óseo proximal mediante adaptación proximal donde llevaba revestimiento de hidroxiapatita, vuelo anterior y lateral, collar y una porción distal lisa. La absorciometría dual radiológica a dos años encontraba una masa ósea media mayor del 90% en las siete zonas de Gruen. En vástagos no cementados Walker y cols (33) estudiaron con EF los diseños con vuelo lateral. Las cargas se transmitían proximalmente con ninguna tensión a nivel del vástago distal.

En nuestro modelo, hemos encontrado que a igualdad de materiales y en circunstancias mecánicas ideales, el diseño protésico determina un patrón de remodelación distinto. En la zona 1 del modelo, correspondiente a las zonas 1 y 7 de Gruen, habría reabsorción ósea con los diseños tipo Exeter y tipo SHP, pero sería mayor su intensidad con el SHP. En la zona 2 del modelo, correspondiente a las zonas 2 y 6 de Gruen, el diseño SHP con-

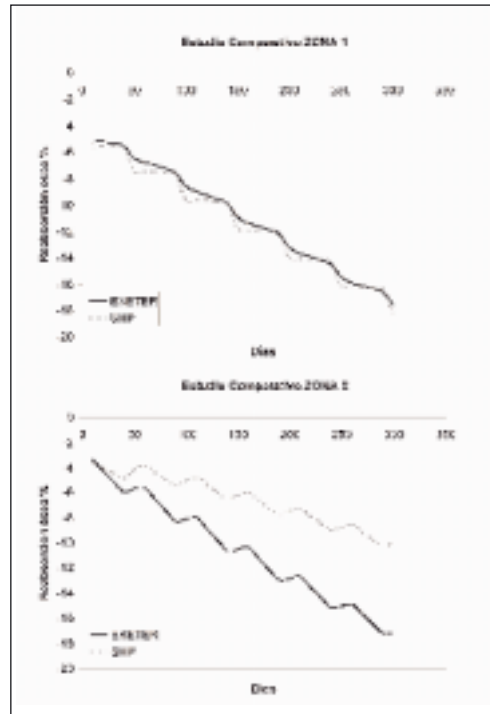


Figura 9. Comparación de porcentajes de reabsorción entre los dos tipos de prótesis en las zonas 1 y 2.

seguiría menos reabsorción ósea. Con el diseño Exeter, en la zona 4 de Gruen, habría un efecto punta considerable que no se presenta con el diseño SHP.

La simulación con modelos computerizados, combinando las teorías de la remodelación ósea con el análisis de EF permitiría hacer valoraciones preclínicas de los implantes utilizados en artroplastia de cadera, dándonos a conocer no sólo la distribución de tensiones, los micromovimientos y la migración de los implantes sino también sus efectos sobre la remodelación ósea. Hemos comprobado cómo el diseño de los implantes es un factor que influye notablemente en la adaptación ósea a los mismos.

El modelo utilizado tiene limitaciones dado que hay muchas incógnitas en el proceso de remodelación no conociendo exactamente el estímulo mecánico que lo activa. Por otra parte nuestro modelo con EF se puede completar con elementos de contacto en las interfaces, introduciendo el comportamiento viscoelástico del cemento, simulando el proceso de aflojamiento e introduciendo factores ambientales como la edad, sexo, peso y nivel de actividad.

Bibliografía

1. **Verborgt O.** Osteocyte apoptosis and bone remodelling. *J Bone Joint Surg* 1999; 81B(suppl II):145.
2. **Hukkanen M, Corbett SA, Batten J, Kontinen YT, Mc Carthy ID, Maelouf J, Santavirta S, Hughes SPF, Polak JM.** Aseptic loosening of total hip replacement. *J Bone Joint Surg* 1997; 79B:467-74.
3. **Engh CA, Bobyn JD, Glassman AH.** Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. *J Bone Joint Surg* 1987; 69B:45-55.
4. **Engh CA, Bobyn JD.** The influence of stem size and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1988; 231:7-28.
5. **Engh CA, McGovern TF, Bobyn JD, Harris WH.** A quantitative evaluation of periprosthetic bone-remodeling after cementless total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 1992; 74A:1009-20.
6. **Kilgus DJ, Shimaoka EE, Tipton JS, Eberle RW.** Dual-energy X-Ray absorptiometry measurement of bone mineral density around porous-coated cementless femoral implants. Methods and preliminary results. *J Bone Joint Surg* 1993; 75B:279-87.
7. **Hughes SS, Furia JP, Smith P, Pellegrini VD.** Atrophy of the proximal part of the femur after total hip arthroplasty without cement. *J Bone Joint Surg* 1995; 77A:231-9.
8. **Cohen B, Rushton N.** Accuracy of DEXA measurement of bone mineral density after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 1995; 77B:479-83.
9. **Kroger 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 and Min Res* 1996; 11:1526-30.
10. **Mirsky EC, Einhorn TA.** Bone densitometry in orthopaedic practice. *J Bone Joint Surg* 1998; 80A:1687-98.
11. **Sychterz CJ, Engh CA.** The influence of clinical factors on periprosthetic bone remodeling. *Clin Orthop* 1996; 322:285-92.
12. **Maloney WJ, Sychterz C, Bragdon C, Mc Govern T, Jasty M, Engh CA, Harris WH.** The Otto Aufranc Award Skeletal response to well fixed femoral components inserted with and without cement. *Clin Orthop* 1996; 333:15-26.
13. **Engh CA, McGovern TF, Bobyn JD, Harris WH.** A quantitative evaluation of periprosthetic bone-remodeling after cementless total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 1992; 74A:1009-20.
14. **Bobyn JD, Mortimer ES, Glassman AH, Engh ChA, Miller JE, Brooks CE.** Producing and avoiding stress shielding. Laboratory and clinical observation of noncemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1992; 274:79-86.
15. **Sumner DR, Galante JO.** Determinants of stress shielding versus materials versus interface. *Clin Orthop* 1992; 274:202-12.
16. **Huiskes R, Weinans H, Rietbergen B.** The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. *Clin Orthop* 1992; 274:124-34.
17. **Mc Namara BP, Taylor D, Prendergast PJ.** Computer prediction of adaptive bone remodelling around noncemented femoral prostheses: the relationship between damage-based and strain-based algorithms. *Med Eng Phys* 1997; 19:454-63.
18. **Kerner J, Huiskes R, Van Lenthe GH, Weinans H, Van Rietbergen B, Engh CA, Amis AA.** Correlation between pre-operative periprosthetic bone density and post-operative bone loss in THA can be explained by strain-adaptive remodelling. *J Biomech* 1999; 32:695-703.
19. **Poss R.** Natural factors that affected the shape and strength of the aging human femur. *Clin Orthop* 1992; 274:194-201.
20. **Cowin SC.** The relationship between the elasticity tensor and the fabric tensor. *Mech Mater* 1985; 4:137-47.
21. **Pauwels F.** Biomechanics of the normal and diseased hip. Berlin: Springer Verlag, 1967.
22. **Carter DR, Fyhrie DP, Whalen RT.** Trabecular bone density and loading history. Regulation of tissue biology by mechanical energy. *J Biomech* 1987; 20:785-95.
23. **Jacobs CR, Levenston MC, Beaupré GS, Simo JC, Carter DR.** Adaptive bone remodeling incorporating simultaneous density and anisotropy considerations. *J Biomech* 1997; 30:603-13.
24. **Huiskes R, Weinans H, Grootenboer HJ, Dalstra M, Fudala B, Sloof TJ.** Adaptive bone-remodelling theory applied to prosthetic-design analysis. *J Biomech* 1987; 20:1135-50.
25. **Beaupré GS, Orr TE, Carter DR.** An approach for time-dependent bone modeling and remodeling-application. A preliminary remodeling simulation. *J Orthop Res* 1990; 8:662-70.
26. **Huiskes R, Verdonchot N, Nivbrant B.** Migration, stem shape, and surface finish in cemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1998; 355:103-12.
27. **Chang PB, Mann KA, Bartel DL.** Cemented femoral stem performance. Effects of proximal bonding, geometry and neck length. *Clin Orthop* 1998; 355:57-69.
28. **Alfaro-Adrian J, Gill HS, Murray DW.** The axis of rotation for THR femoral components. *J Bone Joint Surg* 1999; 81B(suppl):318.
29. **Alfaro-Adrian J, Gill HS, Murray DW.** Cement migration after THR. *J Bone Joint Surg* 1999; 81B:130-4.
30. **Edidin AA, Merritt PO, Hack BH, Manley MT.** A ported, proximally-cemented femoral stem for total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 1998; 80B:869-75.
31. **Bachus KN, Bloebaum RD, Jones RE.** Comparative Micromotion of Fully and Proximally Cemented Femoral Stems. *Clin Orthop* 1999; 366:248-57.
32. **Hua J, Walker PS, Muirhead-Allwood W, Bentley G, McCullough CJ.** The rationale for CAD-CAM uncemented custom hips: an interim assesment. *Hip International* 1995; 5:52-62.
33. **Walker PS, Culligan SG, Hua J, Muirhead-Allwood SK, Bentley G.** The effect of a lateral flare feature on uncemented hip stems. *Hip International* 1999; 9:71-80.