

Modificación de tensiones en el fémur proximal protetizado según material y geometría del vástago: Análisis por elementos finitos

MARIANO FERNÁNDEZ FAIREN, JAVIER GIL, JOSÉ ANTONIO PLANELL

Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales. Barcelona. Av Diagonal 647, 08028 Barcelona, Spain

Introducción

Uno de los efectos de las endoprótesis es que cambian la distribución normal de tensiones en los huesos en los que se alojan sus componentes. En el caso de los vástagos femorales de las prótesis totales de cadera, esto se detectó ya hace muchos años para las prótesis cementadas (1,6,25,41). Estos autores observaron una drástica reducción de las cargas sobre el fémur proximal y al mismo tiempo, aunque en menor grado, un incremento de las mismas al nivel de la punta del vástago (41). En consecuencia se interpretó la reabsorción del calcar, que se podía ver progresivamente en algunos casos, como secundaria a esa descarga proximal.

Con el advenimiento de las prótesis no cementadas sigue apreciándose esa atrofia proximal con disminución de la densidad ósea y, por el contrario, un aumento distal de la misma (7). El engrosamiento cortical sobre la extremidad del vástago y el dolor de muslo en esa zona son otros de los acontecimientos relativamente frecuentes en esta generación de prótesis (20,23). La causa de todo ello no está aún enteramente explicada y se cree seguramente multifactorial. Sin embargo es plausible que la transferencia de carga de proximal a distal por medio del vástago metálico rígido contribuya a esa reabsorción proximal y a la hipertrofia distal a través del proceso adaptativo desencadenado por la disminución de estímulos mecánicos en el nivel proximal y su aumento distalmente (5,10,11,12,23,33,35). Además, la alteración de la rigidez flexural y de las tensiones alrededor de la punta del vástago debe intervenir en la motivación del dolor de muslo (8,23,32). La sólida fijación del extremo distal de la prótesis que se consigue plenamente con algunos modelos coadyuva grandemente a ello (20).

La reducción de la rigidez del componente femoral como medio de atenuar ese "apantallamiento" de tensiones y prevenir la

reabsorción ósea es una idea atractiva (2,3,5,10,12,14,38,42). Pero la rigidez estructural de un objeto es producto no sólo de las propiedades del material constitutivo sino también de su geometría (22,36,38). Eligiendo cuidadosamente las características de diseño de las prótesis pueden lograrse modificaciones sustanciales en cómo se transmiten las cargas del implante al hueso (5). Ha habido estudios a este respecto en cuanto a prótesis cementadas (9). En el campo de las prótesis no cementadas se cuenta con intentos de mejora modificando sólo el material (23,35,37,38) o modificando la forma (22).

Este trabajo busca comprobar, a través del método de análisis por elementos finitos, la posibilidad de optimizar el reparto de tensiones en el fémur proximal tras la inserción de un vástago protésico mediante la modificación del material y la geometría del mismo.

Material y método

El análisis por elementos finitos de las modificaciones de las tensiones en la intercara fémur-prótesis ha seguido una serie de etapas. Primero se modelizó el fémur sobre el que se implantó la prótesis, a partir de radiografías convencionales, comprobando que las dimensiones consideradas estaban ajustadas a la media de las medidas antropométricas ya registradas (24,30).

Para la realización del modelo se eligió el plano frontal ya que más del 90% de la carga total del fémur actúa en este plano (18). Dado que la tensión debida al momento flector es un orden de magnitud mayor que la tensión debida al esfuerzo normal, es posible trabajar sobre un modelo bidimensional en el que la rigidez a flexión se considera equivaler a la rigidez a flexión del fémur completo (39).

Como herramienta de análisis de esfuerzos se utilizó pues un modelo bidimensional de elementos planos del tipo TRIANG con tensión plana y groso-

res equivalentes a definir. Presentan la ventaja de su sencillez geométrica, que se ajusta perfectamente a la forma de la malla permitiendo determinar las variables de interés del estudio. Los grosores se calcularon basándose en la equivalencia de la rigidez a flexión y la rigidez a compresión medial-lateral, al reducir la geometría tridimensional a bidimensional. En un modelo así se pueden utilizar las propiedades del fémur proximal real.

Se ha dividido éste en 6 zonas en cada una de las cuales se mantiene constante el grosor de los elementos (tabla I) de acuerdo con el momento de inercia planar, que se calcula teóricamente partiendo de series de escaners obtenidos a lo largo del fémur, el módulo elástico y la densidad del hueso, a partir de los datos existentes y variables según las mismas. El grosor de los elementos es directamente proporcional a doce veces el momento de inercia respecto al eje de flexión, e inversamente proporcional a la tercera potencia de la otra dimensión ortogonal de los mismos (39). El espesor equivalente en cada zona es el necesario para conservar constante el valor de E, cosa que reduce el error que se produce en los puntos donde hay variaciones bruscas de propiedades. A nivel del hueso cortical E se ha mantenido en 17 GPa.

El fémur se supuso perfectamente fijo a una altura que no interferirá con la distribución de tensiones de la región distal de la prótesis. De esta manera las condiciones de contorno del hueso están unívocamente definidas.

La prótesis elegida para la implantación ha sido la prótesis madreporica de Lord (19) fabricada en una aleación de CoCr y un módulo E de 220 GPa. Su modelización se hizo utilizando el mismo método que para el fémur, quedando dividida en cuatro zo-

nas (tabla II). Para obtener la constante real de cada zona se procedió a la igualación de momentos de inercia entre zonas de la prótesis y del modelo, por ejemplo la zona equivalente al cuello femoral es un paralelepípedo cuya profundidad se ha calculado al igualar el momento de inercia con el de un cilindro, representativo del cuello de la prótesis.

En lo que respecta a la modelización del anclaje del vástago al hueso se ha supuesto que el recubrimiento madreporico no introduce en el modelo ningún tipo de intercara especial (22). A partir de ahí se han considerado dos situaciones en el tiempo: la prótesis recién colocada, sin ninguna osteointegración, y la prótesis anclada. La unión entre el vástago y el fémur se realiza en el primer caso mediante elementos de contacto tipo GAP, con un coeficiente de rozamiento $m = 0,3$.

Como de esta manera el vástago de la prótesis no tiene ninguna condición de contorno más que los dichos elementos GAP, que el programa no interpreta como tales, es preciso colocar unos elementos auxiliares de tipo TRUSS2D, es decir muelles muy blandos que dotan de las condiciones de contorno necesarias para dar estabilidad al problema, simulando sostener la prótesis impidiendo los tres grados de libertad que tiene en el caso estudiado, dos traslaciones y un giro. Estos elementos suponen la introducción de un error adicional mínimo ya que su módulo de elasticidad es del orden de 1000 veces menor que el del vástago, por lo que las fuerzas en esos elementos se pueden considerar negligibles. La elección del módulo de elasticidad de estos elementos se realiza por tanteo, procesando el problema para varios valores y estudiando en cuáles se producen los errores mínimos, asegurando estabilidad en la resolución. El módulo elegido

Tabla I. Grosor Equivalente (RC en MM) Elementos Óseos

REGION	RC
CABEZA-CORTICAL	2
CABEZA-TRABECULAR	1
INTERTROC-CORTICAL	5
INTERTROC-TRABECULAR	10
CORTICAL	15.32
MEDULAR	9.43

Tabla II. Grosor Equivalente (RC en MM) Elementos Protosis

REGION	RC
CUELLO	7
COLLAR	20
PROXIMAL	12
DISTAL	5
CORTICAL	15.32
MEDULAR	9.43
INTERTR-CORTICAL	10
INTERTR-MEDULAR	5

en estos elementos ha sido $E = 250 \text{ MPa}$.

En un segundo tiempo se supuso la prótesis anclada distalmente, tal como sucede con frecuencia en la práctica clínica (20), fusionando los nodos correspondientes al metal y al hueso de toda esa región, o en el nivel proximal. Ello equivale a la fusión de los nodos en esa zona mientras se mantienen intactos los elementos GAP del resto de las superficies de contacto. Buscando mejorar la distribución de tensiones se estudió también el efecto de la variación del apoyo diedro de la prótesis abriéndolo hasta 110° en su apoyo sobre el trocánter mayor, variando el ángulo de apoyo sobre el cálcara y ampliando la superficie de contacto sobre el trocánter mayor hasta el extremo superior del mismo. Todos los modelos mencionados se analizaron para el caso de estar fabricados en CoCr, como la prótesis original, o cambiando esta aleación por la de Ti-6Al-4V, con un módulo elástico $E = 110 \text{ GPa}$. La comparación de las distintas distribuciones de tensiones se ha realizado siempre tomando como patrón de referencia la obtenida en el fémur intacto.

Una vez definida la geometría del modelo se introdujeron las solicitaciones a las que iba a verse sometido el sistema. Como se sabe que los esfuerzos máximos se experimentan alrededor del 40% de la fase de apoyo del ciclo del paso (27,31) y que un análisis minucioso indica que no es muy diferente considerar las solicitaciones estáticas que las dinámicas, se aplicaron los valores generalmente utilizados en la literatura y en particular por Van der Sloten (39). El vector carga sobre la cabeza femoral era de una magnitud de 1711 N con un ángulo de $24,5^\circ$ respecto a la vertical en el plano frontal. Las fuerzas musculares se sumaban aplicadas puntualmente en el trocánter mayor, con una intensidad de 1270 N y un ángulo de 30° de la vertical en el mismo plano.

El programa informático utilizado para realizar el análisis fue el COSMOS/M. Es una potente herramienta dotada de una gran velocidad y capacidad de cálculo que permite hallar los valores de una gran cantidad de variables relacionadas con el problema, tales como los mapas de distribución de tensiones, sus valores en los diferentes nodos y elementos del modelo, o curvas en las que se recogen dichos valores de tensión en las secciones deseadas. Se hizo pues uso de la representación gráfica del mallado de los diferentes modelos, el cálculo de las distribuciones de tensiones bajo el estado de carga y la representación gráfica de la distribución de tensiones sobre nodos y sobre elementos, en

forma de curvas de nivel o vectorial y sobre el mallado deformado o sin deformar. Se obtuvieron así los mapas de distribución de tensiones correspondientes al criterio de Von Mises, en la dirección x e y , cortantes en el plano xy y principales p_1 y p_2 .

Las dos secciones estudiadas en el hueso corresponden a la cara lateral y medial del mismo. La elección de la intercara hueso-prótesis como línea de evaluación de las tensiones derivó del criterio de optimización que hace tener que evaluar las tensiones que hay en el hueso en el punto más desfavorable. A lo largo de las dos secciones se tomaron nodos equidistantes de proximal a distal, siempre los mismos, cuyos valores de tensión se obtuvieron por el programa y fueron los que posteriormente sirvieron para construir los gráficos. Los nodos de la distribución de referencia, que tal como se ha dicho es la del fémur intacto, tuvieron exactamente las mismas coordenadas para el caso de la colocación de la prótesis, ya que es la única manera de comparar de forma precisa. Esto se consiguió mediante la definición del mallado.

De los seis modelos diferentes para el fémur que se hicieron inicialmente para estudiar la influencia de las distintas variables se escogió uno con 820 elementos, con los gruesos equivalentes ya expresados, y un total de 136 warnings, necesitando un tiempo de resolución de 21 seg.

Validación de los modelos

Ricós en un trabajo anterior (28) validó el modelo creado comprobando que las direcciones principales de tensión obtenidas bajo las condiciones de ensayo mencionadas coincidían con la orientación real de las trabéculas óseas en la estructura femoral juzgada. En efecto la distribución en forma de vectores de los esfuerzos en la dirección principal correspondiente a la simulación realizada en este estudio, igual que en el caso mencionado arriba y en el trabajo de Van der Sloten citado (39), sigue con gran concordancia los haces trabeculares cefálico, trocantérico y de Gallois y Bosquette.

Teóricamente, si el modelo de fémur es correcto debería ya servir para validar el modelo de fémur mas prótesis, y viceversa. Sin embargo, debido a la importancia de constatar que el modelo con el que se ha trabajado es válido, se procedió a la comprobación de los resultados con el estudio de Huiskes sobre la remodelación adaptativa del hueso ante la presencia de una prótesis no cementada (10). Los resultados de los valores de la tensión flectora en nodos equidistantes fueron similares con gran aproximación en uno y otro caso.

Resultados

El análisis del comportamiento del vástago demostró que los valores máximos de las tensiones debidas al momento flector se alcanzaban en la región media del mismo, donde parece haber una concentración de tensiones. Sin embargo los valores de éstas eran relativamente bajos en comparación a la resistencia a la fatiga del material, tanto en el caso de la aleación de Co como en la de Ti. También pudo apreciarse otro punto de concentración de tensiones en el cuello de la prótesis, aunque los valores obtenidos fueron bajos en comparación con el límite elástico. De cualquier forma, hay consignadas en clínica roturas de material en esos puntos precisamente.

En la primera situación analizada, prótesis de Lord de CoCr de geometría original recién colocada, es decir sin osteointegración ninguna, se observó una descarga absoluta de la región correspondiente al trocánter menor y a la parte superior del trocánter mayor, así como un nivel de carga en general bastante más bajo que en el fémur no protetizado. La cara medial seguía estando sometida a compresión mientras que la lateral lo estaba a tracción con valores tensionales considerablemente inferiores a los de la distribución fisiológica. En la transición de la zona proximal a la distal existe un pico de concentración de tensiones, que se encuentra también en la literatura existente al respecto, y que puede ser ocasionado por la discontinuidad provocada al cambiar el grosor de los elementos.

El extremo distal del vástago producía una concentración de tensiones sobre el hueso. Este efecto no era, sin embargo, demasiado acusado. En principio las tensiones en el hueso están algo aumentadas por la presencia de elevadas tensiones circunferenciales, pero su valor no se puede calcular en este modelo aunque se sabe que son un orden de magnitud menor que las tensiones flexoras (10).

Los esfuerzos cortantes, que representan el deslizamiento potencial de la intercara, eran prácticamente nulos, produciéndose sólo en la parte superior de la región proximal y en la parte inferior de la distal, por lo que la longitud del vástago no influye en la distribución de las mismas.

Utilizando en la misma situación un vástago de Ti-6Al-4V no se obtenía apenas variación sobre el efecto de apantallamiento de tensiones en el hueso.

Si se suponía la osteointegración distal de un vástago de CoCr, lo que debe suceder en la clínica

en estadíos ulteriores, el descenso de las tensiones en las regiones proximales de ambas caras del fémur era dramático, en tanto que el hueso distal quedaba solicitado muy por encima de sus tensiones fisiológicas, más del doble en la cara medial.

El empleo de la aleación de titanio en este caso suavizaba las diferencias entre las tensiones que se producían y las fisiológicas.

Simulando una fijación sólo en proximal de la prótesis la situación mejoraba ostensiblemente, sobre todo en esa zona proximal. De esta forma aumentaban las solicitaciones proximales disminuyendo distalmente, con una distribución general mucho más equilibrada y más próxima a la fisiológica. Con el uso del Ti-6Al-4V esa aproximación era aún mayor, reduciéndose la diferencia respecto al CoCr, con relación a las tensiones fisiológicas, en un 80% a nivel proximal y aproximadamente un 50% a nivel distal.

El análisis de los mismos casos variando la geometría de la prótesis no demostró variaciones apreciables modificando los ángulos del diedro hasta $\pm 20^\circ$. Por el contrario la ampliación del apoyo trocántereo sí otorga un considerable acercamiento a la situación fisiológica cuando se asocia a una fijación proximal y a un vástago de Ti-6Al-4V.

Discusión

La utilización del método de elementos finitos para el análisis de tensiones supone una gran ventaja a la hora de poder hacer una primera aproximación al éxito o fracaso de una prótesis frente a las demandas que va a experimentar en su vida en servicio y su compatibilidad mecánica con el hueso que la va a alojar.

Los métodos alternativos serían o bien su cálculo por medio de modelos matemáticos que dada la complicada geometría de los sistemas y los múltiples factores que intervienen en los mismos los harían muy complejos y muy difíciles de tratar, o bien la fabricación de un prototipo por cada supuesto, y que una vez implantado permitiera el estudio mediante sistemas de registro de tensiones o deformaciones. Por el contrario, los elementos finitos además de la facilidad de aplicación al análisis detallado de esfuerzos y deformaciones en estructuras irregulares, como es el caso del compuesto fémur-prótesis, ofrecen la posibilidad de modificar sin excesiva dificultad los parámetros referidos a geometría, propiedades del material, cargas sobre el hueso y condiciones de contorno.

Está bien documentado que se puede predecir

por medio de los elementos finitos el comportamiento del hueso en el que se implanta un componente protésico de propiedades mecánicas muy diferentes a las del hueso huesped, que va a experimentar por ello una proceso adaptativo de remodelación (10,16,23,33,44).

La verificación de los resultados por medio de extensometría (17) o por medio de la experimentación animal (7,33,34,43) sugiere una debida adecuación de los mismos.

Se decidió el análisis de tensiones en el modelo elegido por ser mejores predictoras del remodelamiento que las deformaciones (4), habiéndose comprobado que los valores máximos de las deformaciones principales o de cizallamiento calculadas no tienen una completa correlación con los datos obtenidos por densitometría (33).

La aproximación más exacta al análisis matemático de la distribución de esfuerzos en el hueso alrededor de los implantes se consigue mediante un modelo de elementos finitos en 3 dimensiones. En este sentido hay autores (16,23) que han trabajado con modelos en 3-D con alto refinamiento de mallado con pequeños elementos que permiten escrutar las solicitaciones óseas con un alto grado de resolución, especialmente en la zona proximal del fémur en la que se reconoce el indeseado remodelamiento causado por el apantallamiento de tensiones, además de posibilitar la representación de la heterogeneidad de las propiedades mecánicas del hueso trabecular y cortical, y poder simular cargas multiaxiales antero- posteriores. Esto lo aplican sobre la representación realista de un fémur implantado quirúrgicamente.

De todas formas, aunque la información que dé pueda ser muy exacta, la calidad de los resultados no es proporcional al esfuerzo invertido, y menos aún si se tienen en cuenta todas las hipótesis de limitación que presenta el modelo. En efecto, la geometría superficial irregular precisa una modelización cuidadosa de las solicitaciones de intercara y la simplificación de asumir la fijación en los puntos de contacto como completa, representando un estado estático en el momento de alcanzar esa unión. En caso de generar automáticamente la malla hay que verificar cuidadosamente que los elementos que tengan que estar interconectados lo estén realmente, es decir, que no estén sobreconectados o separados, siendo muchas veces este problema difícil de detectar, produciendo errores muy importantes. También hay que pensar en la estabilidad numérica del ajuste de las ecuaciones que se han de resolver, y cuyo número

es mucho mayor en el caso tridimensional. Por tanto, debido a todas las simplificaciones necesarias para elaborar un modelo en 3 dimensiones, si encima sólo representa un fémur concreto implantado por un cirujano en un cierto instante, realizar un modelo en dos dimensiones en que no sean necesarias tantas hipótesis simplificadoras puede conducir a una solución más acertada. La aproximación de un modelo de elementos finitos bidimensional de grosor equivalente teniendo en cuenta la anisotropía del hueso, se considera como una herramienta adecuada para la realización de este estudio (10,28,39,40), suponiendo una situación de ajuste y contacto perfecto hueso-implante (5,29) más abstracta y generalizable que la de la implantación quirúrgica individual y concreta asumida por Namba y cols (23).

La colocación de la prótesis en el fémur introduce una marcada diferencia en la distribución de tensiones en el fémur, tal como ha podido verse en otros trabajos publicados (5,11,23,33,38,44). La elección de la prótesis de Lord para este estudio se hizo en función del efecto supuesto al collar en la transferencia sustancial de carga al córtex medial (5,15,19,23,26), sobre todo si se evita el ajuste distal a fuerza o el anclaje distal (7,13,20,34). Esta situación, tal como se ha demostrado en este trabajo, es especialmente funesta, viéndose privada de solicitaciones la metáfisis proximal. Este supuesto ocasiona con el tiempo una reabsorción y una atrofia del hueso proximal, y un engrosamiento y densificación cortical distal, tal como se ha observado en clínica (7,20,21).

La literatura muestra que la utilización de un vástago menos rígido, como es el caso si se usa Ti-6Al-4V, mejora la transmisión de cargas (5,12,14,37) y más aún a nivel proximal que distal (23,35). No es así en nuestra experiencia si el vástago se supone anclado distalmente. La región proximal queda igualmente descargada aunque sí se suaviza el pico de tensiones distal, en relación al caso del CoCr.

Para conseguir una aproximación a la distribución fisiológica de tensiones hay que combinar material de menor rigidez, fijación exclusivamente proximal, y modificación de los apoyos proximales. En síntesis, la modificación limitada de un parámetro en estos implantes protésicos no equivale a la optimización de los mismos (10,22,23,38). Eso sólo se logra mediante una combinación de material y geometría, como se ha demostrado en este trabajo respecto a la distribución de tensiones en el fémur protetizado.

Bibliografía

1. **Andriacchi TP, Galante JO, Belytschko TB, Hampton S:** A stress analysis of the femoral stem in total hip prostheses. *J Bone Joint Surg* 1976, 58A:618-624.
2. **Bobyn JD, Glassman AH, Goto H y otros:** The effect of stem stiffness on femoral bone resorption after canine porous-coated total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1990, 261:196-213.
3. **Bobyn JD, Mortimer ES, Glassman AH y otros:** Producing and avoiding stress shielding. Laboratory and clinical observations of non-cemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1992, 274:79-96.
4. **Brown TD, Pedersen DR, Gray ML, Brand RA, Rubin CT:** Toward an identification of mechanical parameters initiating periosteal remodelling: A combined experimental and analytical approach. *J Biomech* 1990, 23:893-905.
5. **Cheal EJ, Spector M, Hayes WC:** Role of loads and prosthesis material properties on the mechanics of the proximal femur after total hip arthroplasty. *J Orthop Res* 1992; 10:405-422.
6. **Crowninshield RD, Brand RA, Johnston RG, Pedersen DR:** An analysis of collar function and the use of titanium femoral prostheses. *Clin Orthop* 1981, 158:270-277.
7. **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:1009-1020.
8. **Franks E, Mont Ma, Maar DC, Jones LC, Hungerford DS:** Thigh pain as related to bending rigidity of the femoral prosthesis and bone. *Trans Orthop Res Soc* 1992, 17:296.
9. **Huiskes R,** Boeklagen R: Mathematical shape optimization of hip prosthesis design. *J Biomech* 1989, 22:793-804.
10. **Huiskes R, Weinans H, Dalstra M:** Adaptive bone remodeling and biomechanical considerations for noncemented THA. *Orthopedics* 1989, 12:1255-1267.
11. **Huiskes R:** The various stress patterns of press-fit, ingrown and cemented femoral stem. *Clin Orthop* 1990, 261:27-38.
12. **Huiskes R, Weinans H, van Rietbergen B:** The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. *Clin Orthop* 1992; 274:124-134.
13. **Jasty M, Henshaw RM, O'Connor DO, Harriga TP, Harris WH:** Strain alterations in the proximal femur with an uncemented femoral prosthesis, emphasizing the effect of component fit. An experimental in vitro strain study. *Trans Orthop Res Soc* 1988, 13:335.
14. **Keaveny TM, Bartel DL:** Fundamental load transfer patterns for press-fit, surface-treated intramedullary fixation stem. *J Biomech* 1994, 27:1147-1157.
15. **Keaveny TM, Bartel DL:** Effects of porous coating and collar support on early load transfer for a cementless hip prosthesis. *J Biomech* 1993, 26:1205-1216.
16. **Keyak JH, Meagher JM, Skinner HB, Mote Jr CD:** Three-dimensional finite element modelling of a proximal femur from CT scan data. *J Biomed Eng* 1990, 12:389-397.
17. **Keyak JH, Fourkas MJ, Meagher JM, Skinner HB:** Verification of an automated method of three-dimensional finite element modelling of bone. *Trans Orthop Res Soc* 1992, 17:553.
18. **Lee AJC:** Finite element analysis and its significance in total hip arthroplasty. En: Stilwell WT. *The art of total hip arthroplasty*. Grune Stratton, Orlando, 1987, pp 33-39.
19. **Lord G, Marotte JH, Blanchard JP, Guillamon JL, Bancel P:** Valeur de l'assise horizontale et de l'appui diaphysaire dans la repartition des contraintes du fémur prothésé. *Rev Chir Orthop* 1980, 66:141-156.
20. **Lord G, Marotte JH, Blanchard JP, Guillamon JL:** A favor de las artroplastias totales sin cemento. En: Vidal J, Simon L, Viladot R (eds). *Prótesis de cadera y rodilla*. Masson S.A., Barcelona, 1991, pp 15-27.
21. **Malchau H, Herberts P, Wang YX, Kärrholm J, Romanus B:** Long-term clinical and radiological results of the Lord total hip prosthesis. A prospective study. *J Bone Joint Surg* 1996, 78B:884-891.
22. **Mallory TH, Head WC, Lombardi AV:** Tapered design for the cementless total hip arthroplasty femoral component. *Clin Orthop* 1997, 344:172-178.
23. **Namba RS, Keyak JH, Kim AS, Vu LP, Skinner HB:** Cementless implant composition and femoral stress. *Clin Orthop* 1998, 347:261-267.
24. **Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, Yew DT, Grandberry WM, Tullos HS:** The anatomic basis of femoral component design. *Clin Orthop* 1988, 235:148-165.
25. **Oh I, Harris WH:** Proximal strain distribution in the load femur. An in vitro comparison of the distributions in the intact femur and after insertion of different hip replacement femoral components. *J Bone Joint Surg* 1978, 60A:75-85.
26. **Otani T, Whiteside LA, White SE, McCarthy DS:** Effects of femoral component material properties on cementless fixation in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 1993, 8:67-74.
27. **Paul JP:** Force actions transmitted by joints in the human body. *Pro R Soc Land (Biol)* 1976, 192B:163-172.
28. **Ricós V:** Optimización del biomaterial en prótesis de cadera no cementada. PFC, Barcelona, 1991.
29. **Rohlmann A, Cheal EJ, Hayes WC, Bergmann G:** A nonlinear finite element analysis of interface conditions in porous coated hip endoprostheses. *J Biomech* 1987, 21:605-611.

30. **Rubin PJ, Leyvraz PF, Aubaniac JM, Argenson JN, Esteve P, Roguin B:** The morphology of the proximal femur. *J Bone Joint Surg* 1992, 74B:28-32.
31. **Rydell N:** Intravital measurements of forces acting on the hip joint. En: Evans FG (ed). *Studies on the anatomy and function of bone and joints*. Springer Verlag, New York, 1966, pp 52-68.
32. **Skinner HB, Curlin FJ:** Decreased pain with lower flexural rigidity of uncemented femoral prostheses. *Orthopedics* 1990, 13:1223-1228.
33. **Skinner HB, Kilgus DJ, Keyak J, Shimaoka EE, Kim AS, Tipton JS:** Correlation of computed finite element stresses to bone density after remodeling around cementless femoral implants. *Clin Orthop* 1994, 305:178-189.
34. **Skinner Hb, Kim AS, Keyak JH, Mote CD:** Femoral prosthesis implantation induces changes in bone stress that depend on the extent of porous coating. *J Orthop Res* 1994, 12:553-563.
35. **Sumner DR, Turner TM, Igloria R, Urban RM, Galante JO:** Functional adaptation and ingrowth of bone vary as a function of hip implant stiffness. *J Biomech* 1998; 31:909-917.
36. **Sumner DR:** Bone remodeling of the proximal femur. En: Callaghan JJ, Rosenberg AG, Rubash HE (eds). *The adult hip*. Lippincott-Raven, New York, 1998, pp 211-216.
37. **Turner TM, Sumner DR, Urban RM, Galante JO:** Maintenance of proximal cortical bone with use of a less stiff femoral component in hemiarthroplasty of the hip without cement. *J Bone Joint Surg* 1997; 79A:1381-1390.
38. **Vail TP, Glisson RR, Koukoubis TD, Guilak F:** The effect of hip stem modulus on surface strain in human femora. *J Biomech* 1998; 31:619-628.
39. **Van der Sloten J, Van der Perre G:** Trabecular structure compared to stress trajectories in the proximal femur and the calcaneum. 28th Annual Scientific Meeting of the Biological Society, Salford, 1989.
40. **Van der Sloten J:** The functional adaptation of bones in vivo and consequences for prosthesis design. Ed Katholieke Universitet Leuven, Leuven, 1990.
41. **Weightmann B:** Stress analysis in total joint replacement. En: Swanson SAV, Freeman MAR (eds). *The scientific basis of joint replacement*. Pitman Medical, London, 1977, pp 34-45.
42. **Weinans H, Huiskes R, Grootenboer HJ:** Effects of material properties of femoral hip components on bone remodeling. *J Orthop Res* 1992; 10:845-853.
43. **Weinans H, Huiskes R, van Rietbergen B, Sumner DR, Turner TM, Galante JO:** Adaptive bone remodeling around bonded noncemented total hip arthroplasty: a comparison between animal experiments and computer simulation. *J Orthop Res* 1993, 11:500-513.
44. **Weinans H, Sumner DR, Igloria R, Natarajan RN:** Sensitivity of periprosthetic stress-shielding to load and the bone density-modulus relationship in subject-specific finite element models. *J Biomech* 2000, 33:809-817.