

INVESTIGACIÓN

Osteosíntesis extramedular vs. intramedular en las fracturas trocantéreas de cadera. Análisis 3D con elementos finitos

Extramedullary vs. intramedullary osteosynthesis in trochanteric hip fractures. Three-dimensional finite-element analysis

SERAL, B.; GARCÍA, J. M.; CEGOÑINO, J.; DOBLARÉ, M.; PALANCA, D., y SERAL, F.

Servicio de Traumatología y Cirugía Ortopédica. Hospital Clínico Universitario «Lozano Blesa». Zaragoza.

RESUMEN: El estudio mediante elementos finitos se ha convertido en un instrumento ampliamente aceptado y divulgado para el estudio del comportamiento biomecánico del hueso y el sistema hueso-implante. Desde su introducción en los años setenta, y en orden a resolver problemas complejos como la geometría, el patrón de cargas y el comportamiento de los materiales, se ha convertido en un método fundamental de investigación en biomecánica. La investigación en esta materia supone la realización de experimentos muy costosos con especímenes reales. De ahí el interés por encontrar modelos numéricos que simulen de forma suficientemente aproximada el comportamiento del fémur. Se ha realizado un estudio biomecánico del tratamiento de las fracturas trocantéreas de fémur, comparando dos sistemas, Gamma® (Howmedica) y DHS® (Synthes) mediante elementos finitos. Se han encontrado diferencias entre ambos sistemas en cuanto a los desplazamientos del foco de fractura, la distribución de cargas y la distribución de tensiones en los implantes. Tanto con el modelo extramedular como con el intramedular se producen distorsiones importantes en la transmisión de cargas con relación al patrón anatómico, por lo que desde un punto de vista biomecánico ambos sistemas tienen evidentes limitaciones.

PALABRAS CLAVE: Elementos finitos. Fractura trocantérea. Clavo Gamma. DHS. Cadera. Osteosíntesis. Fractura trocantérea/extracapsular. Enclavado endomedular. Tornillo-placa.

ABSTRACT: Mechanical finite-element study has become widely accepted and used in the evaluation of the biomechanical behavior of bone and bone-implant systems. Since it was introduced in the 1970s, complex

problems like geometry have been resolved by studying load patterns and the response of materials, making this a fundamental method for biomechanical investigation. Such research requires the realization of costly experiments using real specimens. Hence the interest in obtaining numerical models that closely simulate the behavior of the femur. A biomechanical study was made using finite-element analysis of two systems for treating trochanteric fractures of the femur, Gamma® (Howmedica) and DHS® (Synthes). Differences between systems were found in displacement of the fracture focus, load distribution, and stress distribution in the implants. Both extramedullary and intramedullary models distort load transmission in relation to the anatomic pattern, so both systems have evident biomechanical limitations.

KEY WORDS: Finite-element analysis. Trochanteric fracture. Nail. Gamma nail. DHS. Hip. Osteosynthesis. Trochanteric/extracapsular fracture. Intramedullary nailing. Screw-on plate.

La preocupante previsión epidemiológica en cuanto a las fracturas de cadera para la década 2000-2010 ha alcanzado un consenso mundial, impulsándose campañas de prevención, fomentando la investigación y el desarrollo de nuevos métodos terapéuticos, así como marcando objetivos específicos en diversas áreas traumatológicas y ortopédicas.¹⁶ Conolly⁴ comunica el apoyo de la Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos y de otras instituciones, a un esfuerzo multidisciplinario universal para alcanzar los objetivos marcados en la llamada «década osteoarticular». Una de las áreas de estudio es la osteoporosis, y dentro de la misma tienen gran protagonismo las fracturas de cadera. Dentro de éstas, las fracturas peritrocantéreas son el objeto del presente estudio.

Marti y Dunki Jacobs¹⁹ consideran que en las fracturas trocantéreas estables el sistema extrame-

Correspondencia:

BELÉN SERAL GARCÍA.
P.º Constitución, 25.
50001 Zaragoza.
I Premio SECOT-Menarini 1999.

dular de tornillo deslizante, como el modelo DHS® es el patrón de referencia.¹⁷ En las fracturas trocantéreas inestables, como los tipos AO: 31-A2 y 31-A3 de la clasificación A0, hay gran controversia sobre las ventajas e inconvenientes de los sistemas extramedulares, tipo DHS®, frente a los sistemas intramedulares encerrojados, como el clavo Gamma®.¹⁰ Varios estudios biomecánicos y clínicos, han puesto de manifiesto que estas técnicas tienen limitaciones en el tratamiento de las fracturas inestables.^{1-7,11,12,14,15,18,21-23,26,27} Ello ha motivado la aportación de nuevos implantes y la modificación de los anteriores.

El clavo Gamma®, con la ventaja de ser una técnica a foco cerrado, no ha demostrado ser mejor que los tornillos deslizantes en las fracturas peritrocantéreas inestables. Sin embargo, tendría ventajas en las fracturas peritrocantéreas complejas, con extensión subtrocantérea.³ Se consideran factores propios del clavo el diseño con carga en tres puntos dentro de la diáfisis, la rigidez del fémur enclavado con concentración de tensiones en la punta del clavo y el excesivo fresado, en ocasiones excéntrico, que debilita el fémur.²

Kukla y Berger¹³ recomiendan el DHS® para el tratamiento de las fracturas estables proximales del fémur. En las fracturas inestables continúan utilizando el clavo Gamma® dadas sus ventajas en investigaciones biomecánicas.⁹

Las ventajas teóricas del sistema Gamma® frente al DHS® no ofrecen grandes mejoras. Parece ser más importante la colocación adecuada del tornillo cefálico y la reconstrucción de la columna medial, que la elección del tipo de implante.⁵

El fracaso más frecuente con el sistema Gamma®, es una fractura en la punta del clavo o por encima de los tornillos distales. En el sistema DHS®, tras el colapso a lo largo del eje del barril, el tornillo cefálico se extruye de la cabeza femoral o se dobla en el punto de entrada en el barril. El sistema Gamma® soporta hasta 91400 ciclos de carga, mientras que el DHS® soporta 75800 ciclos. Para todas las fracturas trocantéreas y subtrocantéreas, el sistema Gamma® permite carga fisiológica de cuatro a seis meses antes de que se produzca su fracaso. El sistema DHS® sólo transmite estabilidad si hay soporte óseo.¹²

En el presente trabajo se proyectó la realización de un modelo de fémur, a partir de unas tomografías tomadas de un espécimen real, para realizar, un estudio del tratamiento de las fracturas del extremo proximal del fémur, siguiendo la clasificación de A.O., comparando dos sistemas: el sistema Gamma® y el sistema placa con tornillo deslizante DHS®. Se pretendió desarrollar un modelo experimental para so-

meter a prueba las siguientes hipótesis en las fracturas trocantéreas de cadera:

1. Los desplazamientos en el foco de fractura son distintos con el sistema DHS® y con el sistema Gamma®.
2. La distribución de cargas de presión con el sistema DHS® y con el sistema Gamma® es distinta.
3. Hay diferencias tensionales en la cortical lateral del fémur con el sistema DHS® y con el sistema Gamma®.
4. La resistencia conseguida con el sistema Gamma® es mayor que con el sistema DHS®.

Material y método

Se realizó una malla tridimensional del fémur con 10596 elementos finitos de $2 \times 3 \times 5$ mm, suficiente para lograr una buena simulación de su comportamiento estructural (Fig. 1). Previamente se había realizado una definición de la geometría del fémur, basada en cortes tomográficos de un fémur humano. Las tomografías consistían en 35 secciones transversales del fémur, tomadas a distancias que oscilaban entre 2 y 4 mm en la epífisis, y entre 5 y 90



Figura 1. Resultado final de la malla del fémur. Plano XZ.

mm en la diáfisis. Se utilizó el procesador de cálculo ABAQUS con un pre-procesador I-DEAS MASTER SERIES versión 2.

Las cargas aplicadas se simplificaron en tres grupos, siguiendo el trabajo de Verdonschot y Huiskes:²⁴ a) el peso del cuerpo; b) la tracción de los músculos abductores en el trocánter mayor, y c) la tracción del músculo psoas en el trocánter menor.

Las condiciones de carga que se han mallado son las que corresponden a la situación más desfavorable para la estabilidad de la fractura, en la fase monopodal del ciclo de la marcha. La carga correspondiente al peso del cuerpo y transmitida a la cabeza del fémur, se ha mallado como una carga distribuida en un grupo de nodos del cítilo, de valores totales (descompuestos en los ejes): $F_x = -1334,36$ N; $F_y = -256,09$ N; $F_z = -2054,74$ N. La resultante de la acción de los músculos trocantéreos (glúteo mayor, medio y menor) se ha simulado como una carga distribuida en un grupo de nodos situados en la parte lateral del trocánter mayor, cuyo valor total ha sido:²⁵ $F_x = 922,66$ N; $F_y = 427,05$ N; $F_z = 1367,9$ N. La tensión efectuada por el músculo psoasílico, se ha distribuido en unos nodos situados en el trocánter menor, de valor: $F_x = 171,12$ N; $F_y = 538,46$ N; $F_z = -525$ N. Debido a la imposibilidad de reproducir en la simulación las restricciones al movimiento debidas a la articulación de la rodilla y a la acción de los grupos musculares en el fémur, se simplificó el modelo empotmando el hueso por su parte inferior, fijando cuatro puntos en la epífisis inferior.

Puesto que se buscaban datos cualitativos y comparativos se ha considerado para la simulación el tejido óseo como un material homogéneo, lineal e isotropo. Bajo esta hipótesis, los tejidos quedan definidos a partir de su módulo de Young y módulo de Poisson. Los valores aplicados han sido los siguientes: a) tejido óseo compacto, módulo de Young = $1.421E + 4$, módulo de Poisson = 0, 32, resistencia frente a la tracción = $82,2$ N/mm² y resistencia frente a la compresión = 150 N/mm²; y b) tejido óseo esponjoso, módulo de Young = $1.0000E + 2$, módulo de Poisson = 0,3 y resistencia a la compresión = 23 N/mm².

Para realizar el modelo del clavo Gamma® se seleccionó un clavo Gamma de 12 mm de diámetro distal; con tornillo cervical de 90 mm de longitud, 12 mm de diámetro y 135° de angulación cervicodáfisaria. Estas medidas eran las adecuadas a la morfología concreta de nuestro modelo de fémur. Se creó una malla de 1792 elementos. Las propiedades que se le dieron al material fueron: módulo de Young = $2,00E + 5$ N/mm² y módulo de Poisson 0,28. El tornillo cefálico se fija a la cabeza por medio de una

rosca. En el modelo se ha supuesto que ese contacto es perfecto. Al resto del tornillo del cuello no se le dio ningún tipo de contacto con el hueso, ya que se realiza un fresado previo a la introducción. Por existir un ligero hueco entre el clavo Gamma® y el fémur, no se ha definido ninguna interfase en el fémur. El tornillo cefálico se consideró estático y no se contempló su retroceso deslizante. Para colocar el clavo endomedular también se fresa la diáfisis, de tal forma que la única zona de contacto se produce en el trocánter mayor, donde la parte superior del clavo entra a presión y se ha simulado como contacto perfecto. También se simularon tres zonas de contacto que suele tener el clavo Gamma® en el interior de la cavidad medular: corticales medial, lateral y anterior. Además, en los casos que es necesario, existe una unión entre el clavo y el fémur por la acción de los tornillos distales. Éstos están formados cada uno por 10 elementos barra, de sección circular, de 3 mm de diámetro.

Se efectuó la definición geométrica y el mallado de un tornillo-placa de las siguientes características: placa DHS de 135° de angulación y cuatro tornillos de cortical, tornillo cefálico de 85 mm de longitud y 8 mm de diámetro. Lo que dio lugar a una malla formada por 114 elementos hexaédricos. Las propiedades que se le dieron al material que constituye el implante fueron idénticas a las del clavo endomedular. El tornillo cefálico se consideró con el mismo contacto del existente en el implante endomedular. La unión del tornillo con la placa del implante es un contacto deslizante entre ambas partes, lo que da al DHS su condición de implante dinámico. Se simuló como contacto perfecto en la parte cilíndrica que entra a presión y se despreció el contacto en el exterior frente a la unión que dan los tornillos de compresión situados en la zona distal del fémur, lo que de cualquier modo no afectaría significativamente los resultados que se obtengan. Los tornillos de compresión se moldearon por 11 elementos barra, cada uno de sección circular de 3 mm de diámetro. Se unen tanto a la placa como al fémur mediante la restricción de los desplazamientos de sus nodos con los nodos del modelo más próximos. También fue necesario restringirles los giros como sólido rígido, por lo que se fijaron los giros en un nodo de cada tornillo. En las fracturas que debían ser tratadas de modo estático se eliminó el carácter dinámico de este implante, para lo que se utilizó un tornillo situado 18 mm por encima del tornillo DHS y que tenía una dirección paralela a éste de longitud 75 mm. Fue simulado también mediante elementos barra de sección circular de 3 mm de diámetro y unido mediante la restricción de los desplazamientos.

Para realizar la simulación de la fractura se ha mallado un contacto entre la parte del fémur fracturada y la parte no fracturada, para el que se emplearon unos elementos barra capaces de realizar trabajo a tracción y a compresión (GAPS) de 0,05 mm, que se colocaron entre los nodos de la línea de fractura y mediante los cuales conseguimos impedir que existiera una penetración irreal de la cabeza en el resto del fémur.

Se ha seguido la clasificación A.O.¹⁹ Para las fracturas tipo 31-A11 se han estudiado las situaciones siguientes: clavo Gamma® sin tornillos distales y el sistema DHS® sin tornillo estático. En el mallado de la fractura 31-A21: clavo Gamma® con uno o dos tornillos distales y sistema DHS® con tornillo estático. También se comprobó cómo se comportaba sin tornillo distal y sin tornillo estático. En la simulación de la fractura 31-A32: clavo Gamma® con 1 o 2 tornillos distales y sistema DHS® con y sin tornillo estático.

Se realizaron las siguientes observaciones: a) análisis de los desplazamientos del foco de fractura en el eje vertical (Z); b) análisis de la distribución de tensiones (S33) en el fémur en el eje vertical (Z), comparando con la distribución de tensiones con el fémur sano; y c) análisis de la distribución de tensiones en los implantes. La variable más significativa es la tensión de Von Mises, con la que se comprueba dónde están las zonas más solicitadas y cual de los

dos métodos de fijación es más resistente desde el punto de vista estructural.

Para el sistema Gamma®, el mallado del clavo endomedular y el tornillo del cuello se realizaron por separado, para luego colocarlos en la posición adecuada y crear los elementos de intersección. El resultado fue una malla de 1792 elementos. Posteriormente se procedió a su colocación en el fémur (Fig. 2).

La malla del sistema DHS® se realizó en tres partes: se creó la placa con una malla formada por 114 elementos hexaédricos; se malló la parte cilíndrica o barril mediante extrusión, dando lugar a 48 elementos sólidos; por último, se colocaron en la posición adecuada ambas y se generó la tercera parte con 32 cuñas y ocho tetraedros, para unirlas y realizar el modelo completo. Despues se procedió al mallado del tornillo cervicocefálico, extruyendo elementos planos triangulares cada 5 mm hasta formar 368 elementos cuña, de los cuales las últimas capas formarían la rosca del tornillo. Posteriormente se procedió a la colocación del sistema DHS® en la malla del fémur. (Fig. 3)

Siguiendo la clasificación de AO, se mallaron las fracturas 31 grupos A11, A21 y A32. Hay que tener en cuenta que estos resultados no se pueden considerar en sus valores cuantitativos, debido a que las condiciones de apoyo no son reales, pero tienen validez comparativa entre los dos implantes estudiados.



Figura 2. Posición del clavo Gamma® en el fémur. Plano XZ.

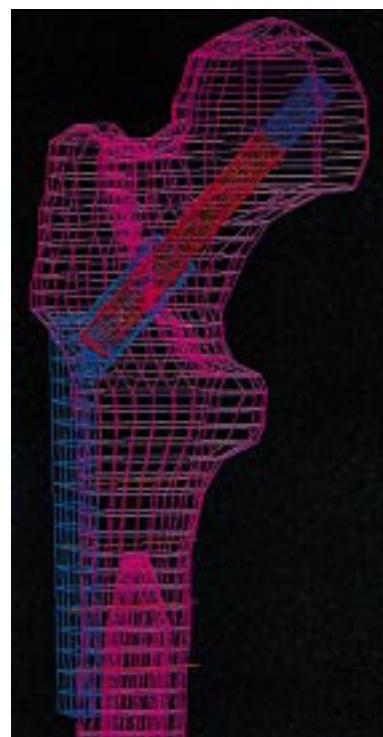


Figura 3. Posición del DHS® en el fémur. Plano XZ.

Resultados

a) Análisis de los desplazamientos en el foco de fractura

En el modelo de fractura tipo 31-A11, el clavo Gamma® permitió mayores desplazamientos en Z (U3) en la parte fracturada que la placa DHS®. De 1 a 1,3 mm vs. 0,3-0,6 mm (Fig. 4).

La tendencia de la parte fracturada, en el caso del clavo Gamma® es a girar deslizando sobre la línea de fractura, mientras en el caso del DHS® el desplazamiento es más hacia la parte lateral del cuerpo. No se compararon los resultados en los otros ejes debido al empotramiento de la epífisis inferior del fémur.

En el modelo de fractura tipo 31-A21, con el clavo Gamma® los desplazamientos del foco de fractura fueron prácticamente iguales (centésimas de milímetro) tanto sin tornillos distales, como con uno o con dos tornillos. Con el sistema DHS® sucede lo mismo

y los valores de los desplazamientos no se vieron afectados por el uso del tornillo estático. Al igual que en el tipo 31-A11, el clavo Gamma® permitió mayores desplazamientos en el eje Z para la parte fracturada que el DHS®.

Los desplazamientos de la cabeza en la fractura con clavo Gamma® fueron de 1,4-1,8 mm, mientras que con DHS® fueron de 0,3-0,6 mm.

La tendencia de la parte fracturada en el caso del clavo Gamma® fue girar respecto al eje del tornillo y abrirse hacia fuera, mientras que con el sistema DHS® el giro fue mucho menor y el desplazamiento es hacia el interior del fémur. En cuanto a la relevancia de la colocación del tornillo estático en los desplazamientos en los otros ejes, se midieron diferencias mínimas (0,3 mm).

En el modelo de fractura tipo 31-A32, en el clavo Gamma®, al igual que en el tipo 31-A21, los desplazamientos del foco de fractura fueron similares (centésimas de milímetro) tanto con uno como con dos tornillos distales. En el caso del DHS® sucedió lo mismo y los valores de los desplazamientos no se ven afectados por la colocación del tornillo estático.

Los desplazamientos de la cabeza con sistema Gamma® fueron de 0,5-0,6 mm y con sistema DHS® de 0,3-0,5 mm. Igual que en las fracturas 31-A11 y 31-A21 el clavo Gamma® permitió mayores desplazamientos en el eje Z en la parte fracturada que la placa DHS®, pero las diferencias en este caso se redujeron hasta hacerse despreciables.

Las tendencias de desplazamiento de la parte fracturada fueron distintas. En el caso del clavo Gamma® la fractura tiende a girar respecto al eje del tornillo, mientras que en el caso del sistema DHS® prácticamente no existe giro.

Se comprobó también en este modelo si era relevante la colocación del tornillo estático en los desplazamientos en los otros ejes, viendo que las diferencias eran todavía menores que con la fractura tipo 31-A21 (0,1 mm).

b) Análisis de la distribución de tensiones en el fémur

Para el estudio de la distribución de tensiones en el fémur, se centró principalmente en las tensiones que se producen en el eje Z, ya que debido al carácter del material óseo, no tiene sentido estudiar las tensiones de Von Mises que, como era de esperar, prácticamente coinciden con las tensiones principales mayores. Además de la comparación entre los dos implantes, también resultó interesante observar la nueva distribución de tensiones comparándola con la del fémur sano (sin fracturas ni implante).

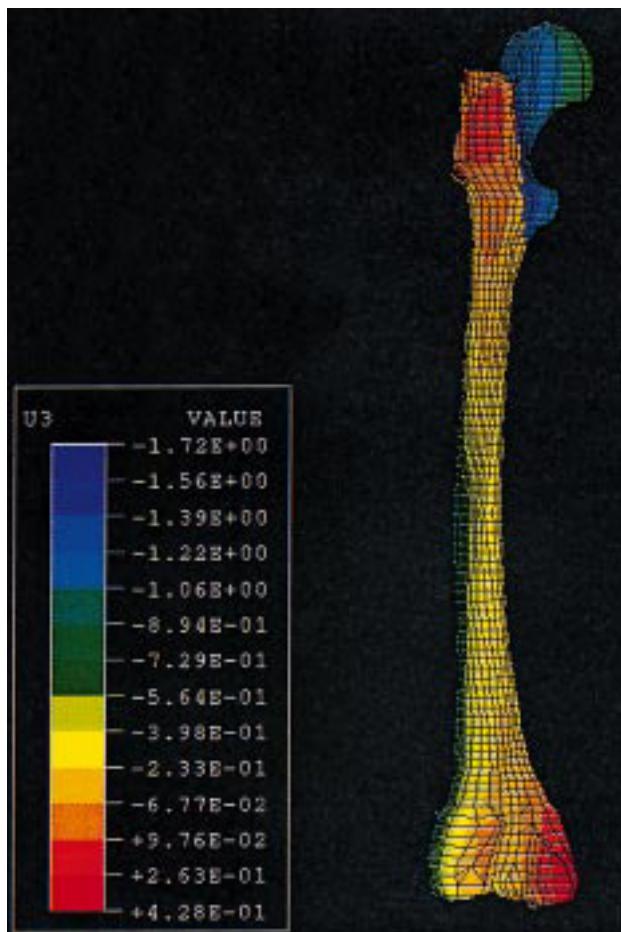


Figura 4. U3 en el fémur con clavo Gamma (mm).

En la fractura tipo 31-A11 se observó que en el modelo de fémur sano hay una zona trabajando a tracción en la cara posterior, por debajo del trocánter menor, y una zona de compresión en la cara anterior. En los casos con implante (tanto con clavo Gamma® como con DHS®) se produce una redistribución de tensiones muy importante debido al cambio que se produce en los mecanismos de transmisión de cargas. (Fig. 5) Esta redistribución tiene efectos muy importantes sobre la fijación del implante y la consolidación de la fractura, ya que debido a las características del hueso (anisotropía, densidad y volumen dependiente de la historia de carga) se afecta el comportamiento resistente posterior del fémur. Llamó la atención principalmente que en ambos casos la zona por debajo del trocánter menor, que trabajaba a tracción en el fémur sano, ahora trabaja a compresión y con valores mayores. Esto es debido a que la carga correspondiente al peso del cuerpo, antes era transmitida por el hueso mientras que ahora era el implante el que transmite la carga (el nivel tensional a nivel de la cabeza femoral ha disminuido). El fémur está menos cargado cuando el implante colocado es un clavo Gamma®, debido en gran parte a su posición endomedular, lo que hace que las tensiones se distribuyan de forma más equitativa hacia ambos lados del fémur.

En la fractura 31-A21 de nuevo se produce una redistribución de tensiones muy importante debida al cambio que se produce en los mecanismos de transmisión de las cargas. Como sucedía en la 31-A11, la zona de debajo del trocánter menor que trabajaba a tracción en el fémur sano, ahora lo hacía a compresión, pero se observa que está menos concentrada, en el DHS®, o concentrada más abajo, en el clavo Gamma® con tornillos distales. La diferencia de tensión femoral entre los casos tratados con clavo Gamma® y los tratados con DHS® se ha hecho más grande que con la fractura 31-A11, llegando los valores de la placa DHS® prácticamente a doblar a los del clavo Gamma® en los valores de compresión. El clavo Gamma® con tornillos distales produjo una mayor concentración de tensiones en la diáfisis femoral.

En la fractura 31-A32 se producía una redistribución de tensiones con respecto al fémur sano. La diferencia más evidente se observaba por debajo del trocánter menor, pues cambiaba de trabajar a tracción a trabajar a compresión, pero ahora los valores fueron algo menores y menos concentrados. La diferencia de tensión femoral entre los Gamma® y los DHS® se había reducido mucho con respecto a la fractura 31-A21, llegando a ser prácticamente iguales (menos de 100 Kp/cm² de diferencia).

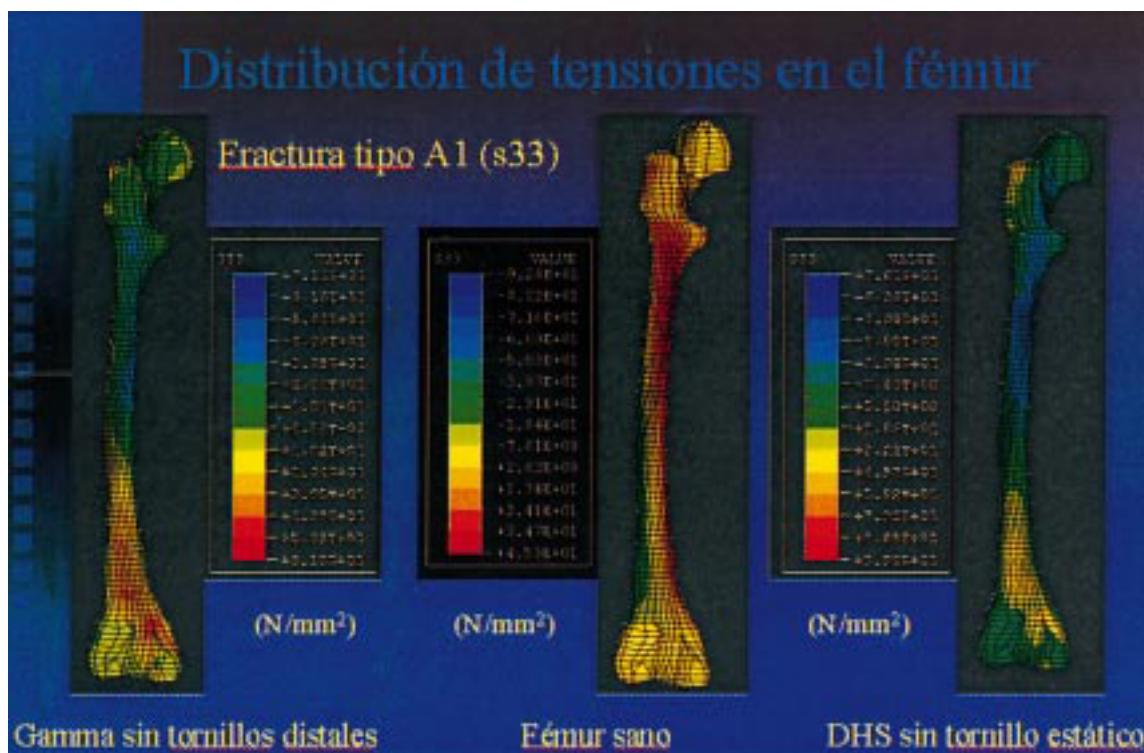


Figura 5. Tensiones S33 en el fémur con clavo Gamma (N/mm²), en el fémur sano y con DHS sin tornillo estático.

No existió ninguna diferencia apreciable entre las distintas variaciones con el mismo tipo de implante.

c) Análisis de la distribución de tensiones en los implantes

Para el estudio de las tensiones sufridas por los implantes, la variable más significativa fueron las tensiones de Von Mises, con las que comprobaremos dónde estaban las zonas más solicitadas y cuál de los dos métodos de fijación era más resistente desde el punto de vista estructural.

En la fractura 31-A11 el clavo Gamma® presentó una distribución de tensiones de Von Mises de unos 4000 Kp/cm². Hay que tener en cuenta que este tipo de acero inoxidable puede tener un límite elástico de unos 7500 Kp/cm² (Fig. 6). En la placa DHS® tienen un valor de alrededor de los 4400 Kp/cm², que está dentro de la resistencia del material. (Fig. 7) El trabajo de la placa fue fundamentalmente en flexión. La parte externa de la placa trabajó a tracción mientras que la parte interna lo hizo a compresión.

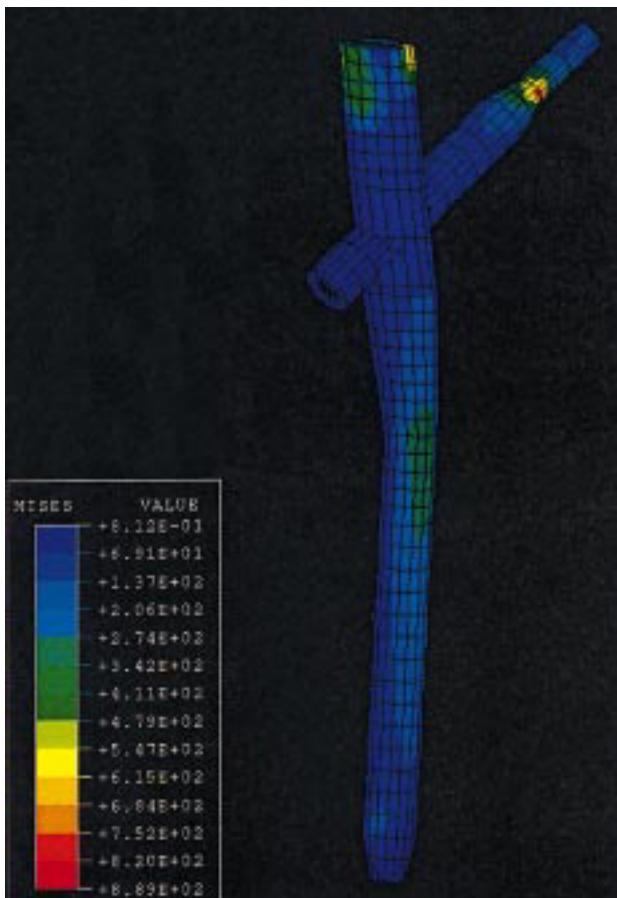


Figura 6. Tensiones de Von Mises en el clavo Gamma (N/mm²).

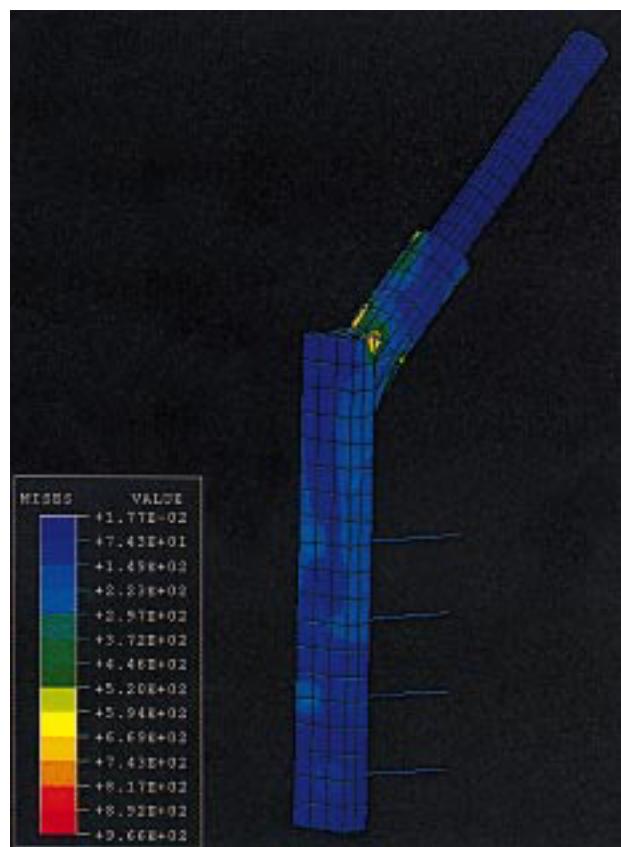


Figura 7. Tensiones de Von Mises en la placa DHS (N/mm²).

En la fractura 31-A21 el clavo Gamma® presenta una distribución de tensiones de Von Mises de alrededor de 6000 Kp/cm². En el DHS® aparecen valores de unos 5000 Kp/cm². Respecto a las diferencias de la utilización de los tornillos distales en el clavo Gamma®, se pudo observar cómo los valores de las tensiones máximas eran muy similares en todos los casos, y sólo se producían diferencias en la distribución en la zona distal del clavo endomedular, aumentando la tensión alrededor de los nodos en donde estaban colocados.

La acción del tornillo estático en la tensión de la placa DHS®, fue algo más relevante, reduciéndose los valores en casi 1000 Kp/cm².

En la fractura 31-A32 el clavo Gamma® se producían cargas en las zonas más desfavorables a una tensión de unos 3000 Kp/cm². En el DHS® se midieron valores de unos 4200 Kp/cm².

Respecto a las diferencias entre el empleo de uno o dos tornillos distales en el clavo Gamma®, no se produjeron diferencias reseñables entre los dos casos. Sólo hubo pequeñas diferencias en la distribución de la zona del clavo endomedular donde van colocados los tornillos. La acción del tornillo estático en la tensión de la placa DHS®, igual que en el

modelo de la fractura 31-A21, fue algo más grande, reduciéndose los valores en cantidades de hasta 1000 Kp/cm².

Discusión

En la literatura no hemos encontrado ningún análisis 3D con elementos finitos como el que presentamos en este trabajo, aunque recientemente Sim y cols.²⁴ han efectuado un análisis con elementos finitos 2D, comparando los sistemas DHS® y Gamma®, y Horz y Lehle⁹ han realizado un estudio analizando exclusivamente el sistema Gamma. La metodología utilizada permite la modelización de estas fracturas y una adecuada valoración biomecánica de los implantes utilizados en su tratamiento. El estudio realizado sirve de referencia para futuras valoraciones de fracturas inestables, de nuevos implantes y de la remodelación ósea.

Las fracturas peritrocantéreas de cadera forman un grupo heterogéneo cuyas características biomecánicas son distintas según su topografía y su anatomía patológica. En nuestro modelo hemos comparado las fracturas con dos fragmentos, tipo 31-A11 y 31-A21 de AO (llamadas estables, de Evans) y las fracturas con dos fragmentos tipo 31-A32. Los modelos reproducidos han sido el sistema extramedular de placa atornillada con tornillo deslizante DHS® y el sistema intramedular de clavo Gamma®. En el modelo DHS® el tornillo cervicocefálico tiene retroceso libre. En el modelo Gamma® se ha utilizado el bloqueo del tornillo deslizante impidiendo su retroceso. En el modelo DHS® se ha utilizado la variante de un segundo tornillo cervicocefálico llamado estático. En el modelo Gamma® se han ensayado variantes con y sin tornillos distales.

Una característica importante del modelo es la valoración no sólo de la carga en la fase de apoyo de la marcha, sino también la simulación de las fuerzas musculares que actúan sobre el trocánter mayor, correspondientes a los músculos glúteos, y sobre el trocánter menor correspondiente al psoas. Esto lo diferencia de otros modelos anatómicos en los que no se tiene en cuenta estas fuerzas.

El estudio de los desplazamientos del foco de fractura en los modelos de fracturas 31-A11 y A21 pone de manifiesto que están sometidas a desplazamientos relativamente importantes tanto con el sistema extramedular DHS® como con el intramedular del Gamma®. El sistema Gamma® permite mayores desplazamientos del foco de fractura en el eje Z. Hay que tener en cuenta que estos valores no los podemos considerar de manera cuantitativa, debido a que las condiciones de apoyo no son reales, pero sí que tie-

nen validez comparativa entre los dos sistemas estudiados. La traducción clínica de esta observación es importante, con las reservas que deben de tenerse al traspolar datos experimentales a datos clínicos. El sistema DHS® tendría menos riesgo de extrusión del tornillo cervicocefálico que el sistema Gamma® utilizado en el modelo con tornillo deslizante bloqueado (ó en estático). Por ello la colocación correcta del tornillo cervicocefálico en los diversos planos tiene más importancia en el sistema Gamma®.

El estudio de los desplazamientos en el modelo de fractura 31-A32 tiene resultados similares con ambos sistemas DHS® y Gamma®. Ello es debido a que la topografía de este grupo de fracturas presenta características biomecánicas distintas que las de los grupos 31-A11 y A21. Desde el punto de vista clínico se puede considerar que en el grupo 31-A32 con dos fragmentos, hay menos riesgo de extrusión del tornillo cervicocefálico con los dos sistemas. Hipotéticamente esto sería distinto a mayor inestabilidad del foco.

El acortamiento de la extremidad que se produce con el sistema DHS® está en relación con el deslizamiento del tornillo cervicocefálico y con el desplazamiento medial de la diáfisis. Esta medialización de la diáfisis tiene más riesgo en el sistema DHS® cuando hay un retroceso importante del tornillo.

Con ambos modelos de osteosíntesis, se produce una redistribución de tensiones con respecto al fémur sano, siendo la diferencia más evidente por debajo del trocánter menor. También encontramos que el sistema extramedular está sometido a fuerzas de compresión en su porción medial y a fuerzas de tracción en su porción lateral. Este sistema distribuye más cargas sobre el fémur aunque éstas son muy distintas de las fisiológicas. Con el sistema intramedular con tornillo cervicocefálico bloqueado, el fémur está menos sometido a cargas, y éstas se concentran distalmente. Esta concentración distal se produce tanto con tornillos distales como sin tornillos. Esta distribución de cargas explica el riesgo clínico de separación de la placa del fémur en el sistema extramedular, por aflojamiento o rotura de los tornillos corticales. En el sistema intramedular, la concentración distal de cargas guardaría relación, dada la rigidez del implante, con una privación proximal de estrés, y con el efecto punta distal. Éste podría determinar dolor en el muslo y facilitar las fracturas postoperatorias en la zona de transición de solicitudes. Para estudiar las tensiones sufridas por los implantes, comparamos las tensiones de Von Mises en ambos sistemas, con resultados distintos. En el modelo DHS® la resistencia del implante es adecuada, pero el margen de seguridad es mayor en el sistema intramedular.

Desde el punto de vista clínico, el sistema intramedular tendría mayor reserva de resistencia mecánica para tolerar las cargas durante mayor periodo de tiempo. La rigidez y la resistencia de la reconstrucción en el postoperatorio inmediato determina la estabilidad de la fractura, siendo el factor determinante para permitir a los pacientes la reanudación precoz de la marcha con menor riesgo que el sistema extramedular. Además, la fijación del foco de fractura con mayor resistencia y rigidez estructural protegería mejor el foco de fractura durante el periodo de consolidación.

En los modelos utilizados encontramos diferencias notables entre ambos sistemas, extra e intramedular, en cuanto a movimientos del foco de fractura, distribución de cargas y transmisión de tensiones de Von Mises. De todos ellos consideramos que la transmisión de cargas es el patrón fundamental para valorar la prioridad de un sistema sobre el otro. Tanto con el modelo extramedular como con el intramedular se producen distorsiones importantes en la transmisión de las cargas con relación al patrón anatómico, por lo que desde un punto de vista biomecánico ambos sistemas tienen evidentes limitaciones. En nuestro modelo, el sistema DHS® ofrece ventajas en las fracturas 31-A11 y A21, dado el menor desplazamiento de los fragmentos y el menor riesgo de extrusión del tornillo. En las fracturas 32-A32, el sistema Gamma® tendría la ventaja de su mayor resistencia.

El patrón de fuerzas en las fracturas intertrocantéreas tratadas con el sistema Gamma®, publicado por Rosenblum y cols.²³, está en consonancia con los resultados de Mahomed y cols.¹⁸ En fracturas inestables, están de acuerdo que en el fémur proximal hay una tendencia a evitar las cargas con el sistema Gamma®, y que este fenómeno de no carga aumenta al aumentar la inestabilidad de la fractura.

La carga en el fémur proximal parece ser menos fisiológica con el sistema DHS® en las fracturas inestables, donde la placa transmite la mayoría de la carga lateralmente. La función de telescopaje que favorece el contacto óseo y la transmisión de cargas entre el hueso y el implante en las fracturas intertrocantéreas, no trabaja bien en las subtrocantéreas. Así pues en esta situación la placa falla por fatiga con la carga cíclica. Kraemer y cols.¹¹ comparando tres tipos de enclavamientos intramedulares de segunda generación encuentran en las fracturas 31-A32 inestables que las tensiones disminuyen de manera importante transfiriéndose a los tornillos distales. Las tensiones que se concentran en la zona distal del fémur en las fracturas inestables se corresponden con el modo de fallo observado en implantes similares, como el sistema Gamma®.

Todos los modelos anatómicos experimentales

tienen una serie de limitaciones que se deben tener en cuenta, como son el elevado coste, no son reproducibles ni se pueden conservar. Otro hecho importante es que no tienen en cuenta la acción de los grupos musculares que trabajan alrededor de la articulación de la cadera.

De ahí el interés por encontrar modelos numéricos que simulen de forma suficientemente aproximada el comportamiento del fémur.

Existen dos trabajos muy recientes con elementos finitos que estudian ambos sistemas. Sim y cols.²⁴, sólo encuentran diferencias menores entre el DHS® y el Gamma®, pensando que ninguno de los dos implantes es superior desde el punto de vista biomecánico. Horz y Lehle⁹, comparando el clavo Gamma® en las fracturas A11 y A13, encuentran que en las fracturas A11 de su modelo las tensiones provocadas a nivel de la esponjosa de la línea de fractura son superiores a su resistencia fisiológica, lo que podría ser perjudicial a no ser que aumente el área de contacto entre los fragmentos. Concluyen recomendando el clavo Gamma® especialmente en las fracturas inestables.

La malla realizada en 3D para la modelización del fémur es uno de los pocos modelos tridimensionales que se han realizado en material óseo. Proporciona una buena base para seguir en esta línea de investigación, en el comportamiento del fémur humano así como en el tratamiento de las fracturas. En la comparación de los comportamientos estructurales tanto del hueso como de los implantes planteados en los distintos modelos de fracturas, existen una serie de elementos a mejorar para poder llevar a cabo un análisis más riguroso, las cuales podrían ser futuras líneas de investigación:

1) El desconocimiento de los valores y la orientación en el espacio de las principales cargas que actúan sobre el fémur. Actualmente sólo se conocen estos valores para la situación de carga analizada a lo largo de todo el estudio, es decir, en la fase de apoyo monopodal del ciclo de la marcha. Sería muy interesante la realización de ensayos para caracterizar estas cargas durante otras fases de la marcha. El conocimiento de otras situaciones de carga permitiría realizar estudios comparativos más detallados, entre los que se podría incluir cálculos a fatiga, que es un elemento determinante en el fallo de los implantes estudiados.

2) La caracterización del comportamiento de músculos y tendones. El fémur se apoya en su extremo distal en cuatro puntos simplificando mucho el modelo, pues se anula cualquier influencia que pueda tener tanto la articulación de la rodilla como de la cadera. Habría que mejorar las condiciones de apoyo del fémur incorporando el comportamiento de ambas articulaciones.

3) La morfometría del fémur es importante pues

varía en cada individuo, mientras que la morfología del clavo es siempre igual, no pudiendo realizarse un tratamiento individualizado.

4) Se han medido las tensiones en el eje vertical, pues son las más representativas, pero no se han tenido en cuenta los movimientos de rotación.

5) Se trata de un modelo de comportamiento homogéneo e isótropo. Habría que tratar de caracterizar mejor el material óseo, teniendo en cuenta la variación ósea en densidad (remodelación interna) y en volumen (remodelación externa), pasando a un modelo de comportamiento heterogéneo y anisótropo.

6) Habría que profundizar en la definición de la interfaz implante-fémur incorporando superficies de contacto, así como en la modelización de las fracturas.

Conclusiones

1. La metodología con elementos finitos permite valorar las técnicas de osteosíntesis utilizadas en el tratamiento de las fracturas trocantéreas de cadera.

2. Los sistemas Gamma® y DHS® alteran el pa-

trón fisiológico de transmisión de las tensiones femorales de manera notable. La zona posterior del fémur proximal habitualmente sometida a tracción pasa a trabajar a compresión. En las fracturas 31-A11 y sobre todo en las 31-A21, las diferencias tensionales son mucho mayores con el DHS® que con el Gamma®. En las fracturas 31-A32 no hay prácticamente diferencias.

3. En nuestro modelo de fracturas estables tipos 31-A11 y A21 de AO se producen significativos desplazamientos en el foco de fractura, tanto con el sistema DHS® como con el sistema Gamma®, siendo mayores en este último.

4. El clavo Gamma® ofrece mayor resistencia mecánica lo que podría tener ventajas en el tratamiento de las fracturas 31-A32 de AO.

5. Las variantes malladas de ambos sistemas, es decir, empleo del tornillo estático en el sistema DHS® así como el empleo de los tornillos de bloqueo distal en el sistema Gamma® no son motivo de grandes diferencias.

Bibliografía

1. **Boriani, S; De Iure, F; Campanacci, L; Specchia, L; Bungaro, P; Regnoli, R; Triscari, C; Giacomelli, M; Dorigotti, P; Costa, P; Carretti, P; Carfagni, A, y Giacomi, R:** A technical report reviewing the use of the 11- mm Gamma nail: interoperative femur fracture incidence. *Orthopedics*, 19: 597-600, 1996.
2. **Bridle, SH; Patel, AD; Bircher, M, y Calvert, PT:** Fixation of intertrochanteric fractures of the femur. *J Bone Joint Surg*, 73B: 330-334, 1991.
3. **Calvert, PT:** The Gamma nail: a significant advance of a passing fashion? *J Bone Joint Surg*, 74B: 329-331, 1992.
4. **Conolly, JF:** The next 10 years. The Bone and Joint Decade. *Clin Orthop*, 358: 255-256, 1999.
5. **Curtis, MJ; Jinnah, RH; Wilson, V, y Cunningham, BW:** Proximal femoral fractures: a biomechanical study to compare intramedullary and extramedullary fixation. *Injury*, 25: 99-104, 1994.
6. **El-Batrawy, Y; Hoellen, I, y Kinzl L:** Biomechanical evaluation of stability of commonly used implants for intertrochanteric femoral fractures type A1 and A2. *Dialogue I*: 20-22, 1997.
7. **Flahiff, C; Nelson, C; Gruenwald, J, y Hollis, J:** A biomechanical evaluation of an intramedullary fixation device for intertrochanteric fractures. *J Trauma*, 35: 23-27, 1993.
8. **Halder, S.C:** The Gamma nail for peritrochanteric fractures. *J Bone Joint Surg*, 74B: 340-344, 1992.
9. **Horz, S, y Lehle, B:** Finite element analysis of the mechanical behavior of internal fixation of peritrochanteric fractures using the Gamma nail. En: RH Gahr, KS Leung, MP Rosenwaser, W Roth (Eds) *The Gamma nail. Einhorn Presse Verlag GmbH*, Reinbek 1999: 285-293.
10. **Kempf, I; Grosse, A, y Beck, G:** Closed Locked Intramedullary Nailling. *J Bone Joint Surg* 67A: 709-719, 1985.
11. **Kraemer, W.J; Hearn, T.C; Powell, J.N, y Mahomed, N:** Fixation of segmental subtrochanteric fractures. A biomechanical study. *Clin Orthop* 332: 71-79, 1996.
12. **Kreusch-Brinker, R; Jensen, H, y Rohlman, A:** A comparative biomechanical study of the fixation of unstable per- and subtrochanteric femur fractures. *The International Trauma Congress*, Berlin 1992.
13. **Kukla, C, y Berger, G:** Randomized comparison of the Gamma nail and the Dynamic Hip Screw in 120 patients over 60 years of age. En: RH Gahr, KS Leung, MP Rosenwaser, W Roth (Eds) *The Gamma nail. Einhorn Presse Verlag GmbH*, Reinbek 1999: 294-302.
14. **Lacroix, H; Arwert, H; Snijders, J, y Fontijne, P:** Prevention of fracture at the distal locking site of the Gamma nail. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg*, 77B: 274-276, 1995.
15. **Leung, KS; So, WS; Shen, WY, y Hui, PW:** Gamma nails and dynamic hip screws for peritrochanteric fractures; a randomised prospective study in elderly patients. *J Bone Joint Surg*, 74: 345-351, 1992.
16. **Lips, P, y Cooper, C:** Osteoporosis 2000-2010. *Acta Orthop Scand*, 69 (suppl 281): 21-27, 1998.
17. **Luitse J, Dunki Jacobs, PB, y Van der Hart, CP:** The dynamic hip screw; «Golden standard» in the treatment of peritrochanteric fractures? En: Martí, RK; Dunki Jacobs, PB (Eds): *Proximal femoral fractures. Operative Techniques and complications*. Vol. 2. *Ed. Medical Press*, London. 1993: 409-422.
18. **Mahomed, N; Harrington, Y; Kellam, J; Maistrelli, G; Hearn, T, y Vroemen, J:** Biomechanical analysis of the Gamma nail and Sliding hip screw. *Clin Orthop*, 304: 208-218, 1994.
19. **Müller, M.E; Allgöwer, M; Schneider, R, y Willenegger, H:** Fracturas de la región trocantérea. En: *Manual de Osteosíntesis*. *Ed. Springer Verlag Ibérica*, Barcelona. 1993: 528-534.

20. **Parker, M.J:** Incidence of fixation failure following Sliding Hip Screw fixation of 1000 extracapsular femoral fractures. *Acta Orthop Scand*, sup 280; 69: 32, 1998.
21. **Radford, PJ; Needoff, M, y Webb, JK:** A prospective randomised comparison of the dynamic hip screw and the *Gamma locking nail*. *J Bone Joint Surg*, 75B: 789-793, 1993.
22. **Rosenblum, SF; Zuckerman, JD, Kummer, FJ, y Tam, BS:** A biomechanical evaluation of the Gamma nail. *J Bone Joint Surg*, 74B: 352-357, 1992.
23. **Sim, E; Reiter, T; Freimüller, W, y Rammerstorfer, FG:** Finite element analysis of the stress distribution in the proximal end of the femur after stabilization of a pectrochanteric model fracture: a comparison of two implants. En: RH Gahr, KS Leung, MP Rosenwaser, W Roth (Eds) *The Gamma nail*. *Einhorn Presse Verlag GmbH*, Reinbek 1999: 278-284.
24. **Verdonschot, N, y Huiskes, R:** Acrylic cement creeps but does not allow much subsidence of femoral stems. *J Bone Joint Surg*, 79B: 665-669, 1997.
25. **Wheeler, D; Croy, T; Woll, T; Scott, M; Senft, D, y Duwelius, P:** Comparison of reconstruction nails for high subtrochanteric femur fracture fixation. *Clin Orthop*, 338: 231-239, 1997.
26. **Wolfgang, GL; Bryant, MH, y O'Neill, JP:** Treatment of intertrochanteric fracture of the femur using sliding screw plate fixation. *Clin Orthop*, 163: 148-158, 1982.