

INVESTIGACIÓN

# Estudio biomecánico de la osteosíntesis intramedular en el tratamiento de las fracturas trocantéreas de cadera: Gamma y PFN

## Biomechanical study of intramedullary osteosynthesis in the treatment of trochanteric fractures of the hip: Gamma y PFN

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

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

**RESUMEN:** El tratamiento quirúrgico de las fracturas trocantéreas de cadera, y sobre todo las fracturas inestables, constituye un tema controvertido en la actualidad, lo que conlleva que se esté produciendo un cambio de los diseños de nuevos implantes. Nuestro objetivo ha sido comparar biomecánicamente mediante elementos finitos los dos implantes centromedulares más utilizados en nuestro medio (clavo Gamma® estándar, Howmedica vs clavo PFN®, Stratec) y estudiar: a) los desplazamientos del foco de fractura y b) la distribución de tensiones en el fémur y en el implante. Se ha podido observar que con ambos implantes se produce una redistribución importante de tensiones en el fémur, transmitiéndose mayor concentración de las mismas con PFN®. El grado de desplazamiento del foco de fractura tratada con el PFN® es menor. Además, el trabajo al que está sometido dicho clavo es menor que el del clavo Gamma®.

**PALABRAS CLAVE:** Biomecánica. Elementos finitos. Fractura trocantérea. Enclavado endomedular. Clavo Gamma. Clavo PFN.

**ABSTRACT:** The surgical treatment of trochanteric hip fractures, particularly unstable fractures, is an ongoing debate. This is leading to a change in the design of new implants. Our goal was to compare biomechanically, by finite-elements analysis, the two intramedullary implants most often used in our region (standard Gamma® nail, Howmedica versus PFN® nail, Stratec). We studied a) displacement of the fracture focus, and

b) load distribution in the femur and implant. Both implants produced an important redistribution of femoral loads, which were more concentrated with the PFN®. There was less displacement of the fracture focus with PFN®. This nail bears less of a workload than the Gamma® nail.

**KEY WORDS:** Biomechanics. Finite elements. Trochanteric fracture. Intramedullary nailing. Gamma nail. PFN nail.

El tratamiento quirúrgico de las fracturas trocantéreas de cadera continúa siendo una tema controvertido que no está resuelto. En las fracturas estables «el patrón oro» sería la osteosíntesis extramedular con placa DHS®.<sup>19</sup> En fracturas inestables, como las 31-A2 y A3 de AO hay gran controversia sobre las ventajas y los inconvenientes que conllevan los sistemas extramedulares tipo DHS o los sistemas intramedulares encerrados como el clavo Gamma®.<sup>12</sup> Estudios clínicos y biomecánicos han puesto de manifiesto que éstas técnicas tienen limitaciones en el tratamiento quirúrgico de este tipo de fracturas.<sup>1-3,5,6,8,14-18,20,22-24,29,30</sup> De ahí que se produzcan cambios de los diseños y se introduzcan nuevos modelos como el clavo no fresado PFN® (*Proximal Femoral Nail*),<sup>27</sup> la placa con doble sistema deslizante biaxial de Medoff ó los sistemas de tornillo deslizante con ángulo variable tornillo-placa.

Existen trabajos biomecánicos que han estudiado los clavos centromedulares<sup>9,14,17,24,29</sup> y otros que han comparado el comportamiento de los implantes intra y extramedulares,<sup>5,6,15,20,26</sup> pero no hay ningún trabajo que estudie comparativamente los clavos Gamma® y PFN®.

Nuestros objetivos han sido realizar un modelo de fracturas trocantéreas de fémur (tipo 31 A1 y A2 de AO) tratadas con dos tipos de osteosíntesis intra-

*Correspondencia:*

B. SERAL GARCÍA.  
Pº Constitución 25, 2º derecha.  
50.001 Zaragoza.

Recibido: Octubre de 2000.

Aceptado: Marzo de 2001.

medular (Gamma® y PFN®); someter el modelo a cargas valorando de manera tridimensional tres parámetros: el desplazamiento del foco de fractura, la distribución de tensiones sobre el fémur y la distribución de tensiones sobre los implantes.

### Material y Método

Se proyectó la realización de un modelo de fémur a partir de líneas de trabajo anteriores.<sup>25</sup> Se estudió el tratamiento quirúrgico de las fracturas pertrocántreas de cadera comparando dos sistemas intramedulares: el sistema Gamma® y el sistema PFN®.

#### Mallado fémur

Se ha realizado una malla tridimensional del fémur con elementos finitos (ABAQUS, IDEAS), a partir de unas tomografías tomadas de un espécimen real (Fig. 1). Siguiendo los trabajos de Verdonshot y Huiskes<sup>28</sup> se han aplicado las cargas de los tres grupos más representativos: a) peso del cuerpo, b) músculos

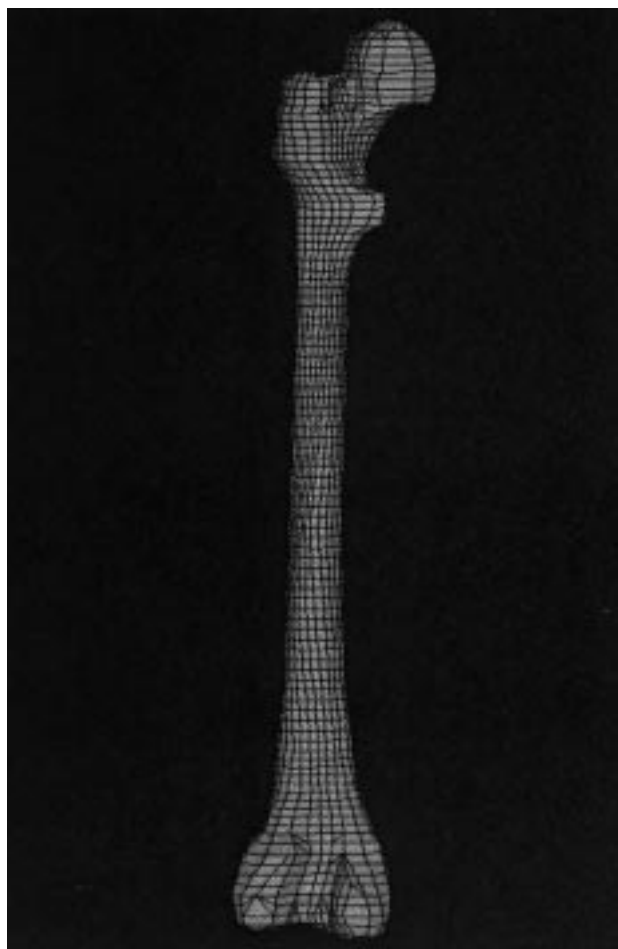


Figura 1. Resultado final de la malla del fémur. Plano XZ.

abductores en el trocánter mayor y c) psoas ilíaco en el trocánter menor. Las condiciones de carga corresponden a la fase monopodal durante el ciclo de la marcha. Debido a la imposibilidad de reproducir las restricciones al movimiento debidas a la articulación de la rodilla y a la acción de los grupos musculares en el fémur, nos hemos limitado a apoyar el fémur en la epífisis inferior en cuatro puntos de forma similar a lo referido en la bibliografía para trabajos análogos,<sup>28</sup> lo cual va a ser suficiente para extraer conclusiones acerca de los estados tensionales y los desplazamientos relativos de la extremidad proximal del fémur.

Puesto que se buscan datos cualitativos y comparativos hemos considerado para nuestra simulación el tejido óseo como un material homogéneo, lineal e isotrópico. Bajo esta hipótesis ambos tejidos (cortical y esponjoso) quedan perfectamente definidos a partir de su módulo de Young y módulo de Poisson.

Los valores aplicados han sido los siguientes:

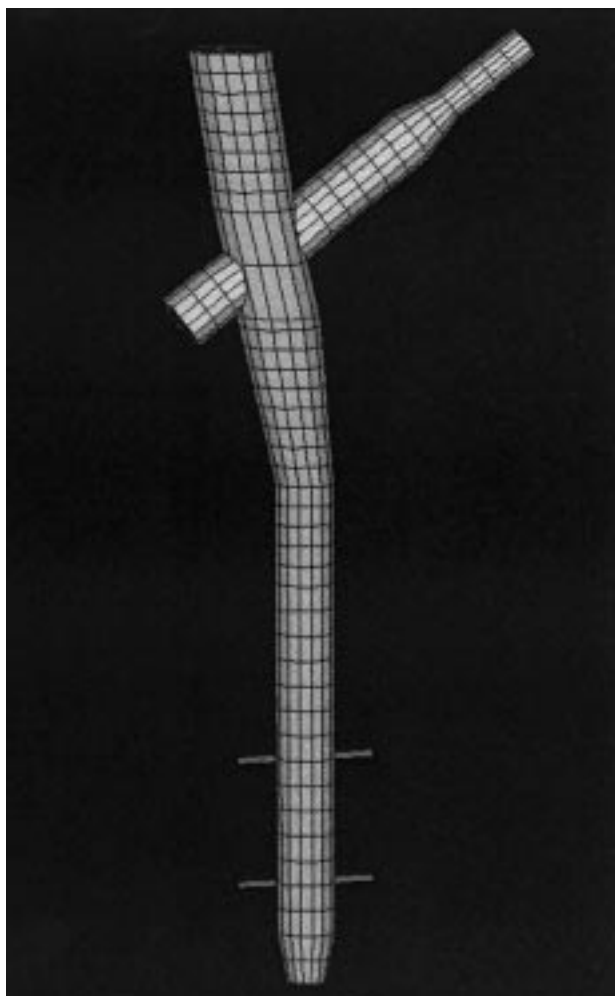
—Tejido óseo compacto: módulo de Young:  $1,421E + 4$ ; módulo de Poisson: 0,32;<sup>7,10</sup> resistencia frente a la tracción:  $82,2 \text{ N/mm}^2$  y resistencia frente a la compresión:  $150 \text{ N/mm}^2$ .<sup>11,13</sup>

—Tejido óseo esponjoso: módulo de Young:  $1,0000E + 2$ ; módulo de Poisson: 0,37;<sup>10</sup> y resistencia a la compresión:  $23 \text{ N/mm}^2$ .<sup>11</sup>

#### Mallado de los implantes

Para realizar el modelo del clavo Gamma hemos seleccionado un clavo con las siguientes características: clavo de 12 mm de diámetro distal, tornillo cervical de 90 mm de longitud y 12 mm de diámetro, con  $135^\circ$  de angulación cervicodifisaria. (Fig. 2). Para realizar el modelo del clavo PFN® hemos seleccionado un clavo de las siguientes características: clavo de 11 mm de diámetro y 240 mm de longitud, tornillo del cuello de 90 mm de longitud, 11 mm de diámetro y  $135^\circ$  de angulación, y tornillo deslizante de cadera de 80 mm de longitud y 6,5 mm de diámetro (Fig. 3). Estas medidas eran las adecuadas a la morfología concreta de nuestro modelo de fémur.

Las propiedades que se le han dado al material han sido:<sup>28</sup> módulo de Young:  $2,00E + 5 \text{ N/mm}^2$  y módulo de Poisson: 0,28. El tornillo cefálico se fija a la cabeza por medio de una rosca. En el modelo hemos supuesto que ese contacto es perfecto. El tornillo cefálico en el clavo Gamma® está estático y no se ha contemplado su retroceso deslizante. La única zona de contacto del clavo dentro de la diáfisis es en el trocánter mayor donde también hemos simulado un contacto perfecto. Se han simulado tres zonas de contacto que suele tener el clavo en el interior de la



**Figura 2.** Resultado de la malla del clavo Gamma®.

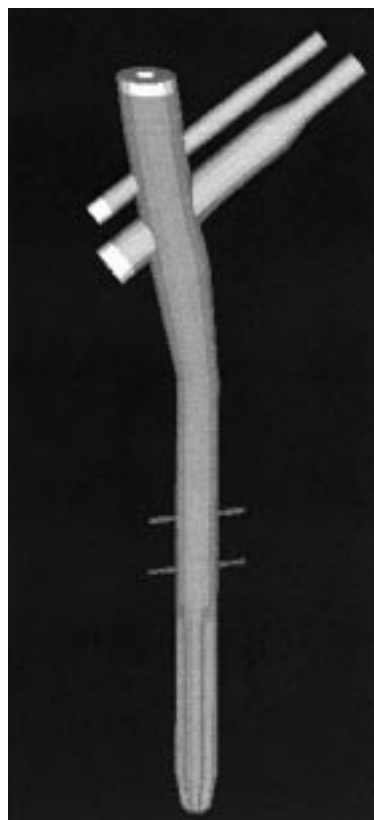
cavidad medular, en la cortical medial, anterior y lateral.

El tornillo deslizante en el clavo PFN® se ha simulado utilizando restricciones que permiten por tanto la posibilidad de deslizar dentro del orificio del clavo.

Además, en los casos que ha sido necesario tenemos unión entre el clavo y el fémur por medio de la acción de los tornillos distales. Estos están formados cada uno por 10 elementos barra de sección circular de 3 mm de diámetro. A los nodos de estos elementos se les ha aplicado una restricción en la que les asignamos los desplazamientos de los nodos más próximos, bien del hueso ó bien del implante.

#### *Mallado de los tipos de fracturas*

Para realizar la simulación de la fractura se ha realizado un contacto entre la parte del fémur fracturada y la parte no fracturada. Hemos empleado unos



**Figura 3.** Resultado de la malla del clavo PFN®.

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. Hemos seguido la clasificación de AO.<sup>21</sup> Para las fracturas tipo 31-A1 hemos estudiado y comparado las siguientes situaciones: clavo Gamma® sin tornillos distales vs clavo PFN® con y sin tornillo deslizante de cadera. Para las fracturas tipo 31-A2 hemos comparado: clavo Gamma con 1 ó 2 tornillos distales, con clavo PFN con y sin tornillo deslizante de cadera, con y sin tornillos distales.

La simulación se corresponde a una situación postoperatoria inmediata, ya que la presencia de un callo de fractura de características incipientes modificaría de forma importante los resultados.

Las observaciones efectuadas han sido:

—Análisis de los desplazamientos del foco de fractura en el eje vertical (eje Z).

—Análisis de la distribución de tensiones (S33) en el fémur en el eje vertical (Z), comparando con la distribución de tensiones en el fémur sano.

—Análisis de la distribución de tensiones en los implantes. La variable más significativa es la tensión de Von Mises, con la que comprobaremos dónde están las zonas más solicitadas y cual de los dos tipos de implantes trabaja más.

## Resultados

### *Análisis de los desplazamientos en el foco de fractura*

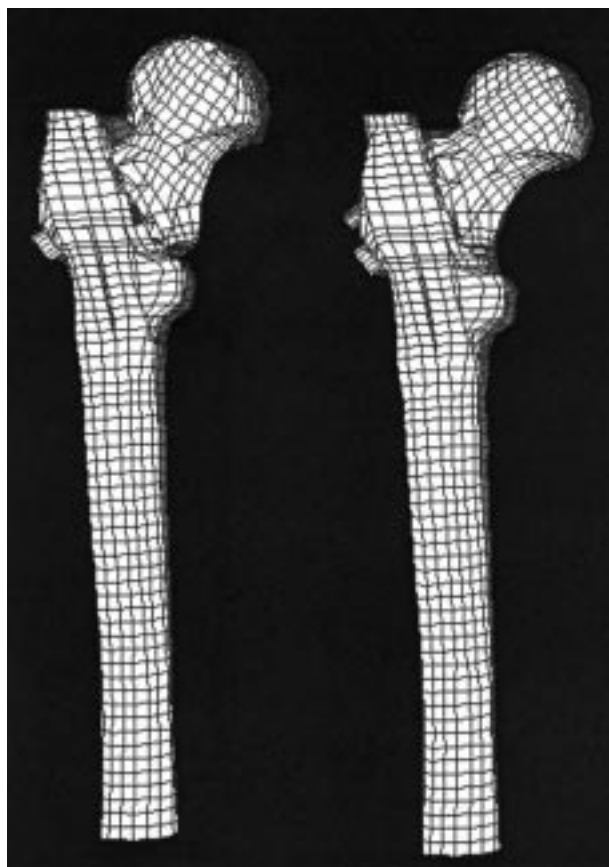
Para comparar los desplazamientos en el foco de fractura se centró el estudio en el eje vertical o desplazamientos en el eje Z en el fémur, puesto que son los más representativos. Hay que tener en cuenta que estos resultados no los podemos considerar en sus valores cuantitativos, debido a que las condiciones de apoyo no son reales, pero tienen validez comparativa entre los dos implantes estudiados.

En el modelo de fractura tipo 31-A1, el clavo PFN® sin tornillo deslizante permitió mayor desplazamiento, siendo los desplazamientos similares si comparamos el clavo Gamma® y el PFN® con tornillo deslizante (Tabla 1). En la deformada magnificada se apreció cómo la tendencia del fragmento proximal es a girar alrededor de la línea de fractura, movimiento que disminuye cuando se coloca el tornillo deslizante del PFN (Fig. 4).

En el modelo de fractura tipo 31-A2, se pudo observar cómo con el clavo Gamma los desplazamientos son similares a los del PFN con tornillo deslizante. Al igual que en el tipo A1, el PFN sin tornillo deslizante permite mayores desplazamientos en el eje Z (Tabla 1). Con la deformada magnificada podríamos observar cómo ocurre algo similar a la fractura A1, con una tendencia del fragmento proximal a girar respecto al eje del tornillo.

### *Análisis de la distribución de tensiones en el fémur*

El estudio de la distribución de tensiones en el fémur se centró principalmente en las tensiones S33, que son las que se producen en el eje Z, ya que debido al carácter del material óseo no tiene sentido estudiar las tensiones de Von Mises puesto que, como era de esperar, 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 sin fractura ni implante. En el modelo de fémur sano se observó que hay una zona que trabaja



**Figura 4.** Deformada magnificada en la fractura tipo 31-A1: PFN con sin tornillo deslizante.

a tracción en la cara posterior por debajo del trocánter menor, y una zona de compresión en la cara anterior.

En el modelo de fractura tipo 31-A1 con implante centromedular, se produjo una redistribución de tensiones importante, debido al cambio que se produce en los mecanismos de transmisión de cargas (Tabla 2). En la comparación entre los dos tipos de fijaciones, se pudo apreciar cómo el fémur está más cargado cuando el implante colocado es el clavo PFN®, lo que hace que las tensiones se distribuyan de forma más uniforme hacia ambos lados del fémur.

**Tabla 1.** Desplazamientos verticales máximos (en mm) para diferentes fracturas de la extremidad proximal del fémur tratadas con clavos Gamma® y PFN®.

Tipo de fractura AO	Gamma	PFN sin tornillo deslizante	PFN con tornillo deslizante
A1	0,33	1,48	0,66
A2	0,49	0,44	0,17

**Tabla 2.** Tensiones máximas verticales en el fémur (en Mpa) para diferentes fracturas de la extremidad proximal del fémur tratadas con clavos Gamma® y PFN®.

Tensión máxima	Fémur sano	Gamma		PFN	
		A1	A2	A1	A2
Tracción	50	33	32	40	35
Compresión	90	67	72	74	70



En el modelo de fractura tipo 31-A2, se produjo de manera similar una redistribución importante de tensiones. El clavo Gamma® con tornillos distales produjo una mayor concentración de tensiones en la diáfisis femoral (Tabla 2).

#### *Análisis de la distribución de tensiones en los implantes*

Para el estudio de las tensiones sufridas por los implantes, se compararon las tensiones de Von Mises para localizar las áreas de mayores tensiones y el implante más resistente.

En ambas fracturas, ambos implantes trabajan a nivel del tornillo del cuello y en el clavo por debajo de la unión con el tornillo. La zona de rosca del tornillo cervical presenta la máxima tensión en el clavo PFN® con valores que alcanzan los 600 MPa. A pesar de ello, el trabajo del clavo Gamma® es mayor que el trabajo del PFN® (Tabla 3), aunque ambos están dentro de los límites de resistencia del material.

En el modelo de fractura tipo 31-A2, respecto a las diferencias de 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 produjeron diferencias en la distribución en la zona distal del clavo, aumentando la tensión alrededor de los nodos en donde están colocados. La acción del tornillo deslizante aumenta la tensión del clavo PFN® (Tabla 3)

### **Discusión**

Recientemente, Sim y cols.<sup>26</sup> han efectuado un análisis 2D comparando el sistema DHS® y el sistema Gamma® aplicados a una fractura simulada pertrocantérea inestable y empleando cargas correspondientes a las fuerzas musculares de los abductores y a la fuerza de reacción del peso, introduciendo algunos picos como marcha rápida y carrera lenta. Con el DHS® las tensiones fueron inferiores en el área proximal al trocánter menor y en el área de la placa lateral. El Gamma® transmite más fuerza caudalmente lo que disminuye el nivel de tensiones en la cortical diafisaria proximal. Sólo encuentran diferencias menores

entre ambos sistemas y ninguno de los dos implantes es superior desde el punto de vista biomecánico.

Horz y Lehle<sup>9</sup> aplicaron el método de los elementos finitos al estudio de la fijación con clavo Gamma en modelos de fracturas simuladas tipo A11 y A13 de AO. Las cargas utilizadas corresponden a la fuerza reactiva del peso y a las fuerzas musculares que actúan en las tres fases de la marcha (músculos glúteos, adductores, y psoas). Los valores máximos de las tensiones de Von Mises los encontraron al comienzo y al final de la fase de apoyo plantar unilateral. Comparando ambas fracturas, no hallaron diferencias en las tensiones de Von Mises ni en la elongación del fémur distal. Sin embargo, hubo claras diferencias de ambos parámetros a nivel de la línea de fractura, siendo estos mayores en las A11. Los resultados obtenidos les permiten recomendar el clavo Gamma®, particularmente en las fracturas inestables.

La metodología utilizada permite el mallado de estas fracturas y una adecuada valoración biomecánica de los implantes utilizados para 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 anatomía patológica. En nuestro modelo hemos estudiado y comparado las fracturas con dos fragmentos, tipo 31-A1 y A2 de AO.

En el modelo PFN®, el tornillo cervicocéfálico tiene retroceso libre. Se ha utilizado la variante del tornillo deslizante de cadera, tornillo que evita el movimiento de giro del fragmento proximal sobre el eje longitudinal del tornillo cervical del clavo. En el modelo Gamma® se ha utilizado el bloqueo del tornillo cervical, impidiendo su retroceso. 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 y el trocánter menor. 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 A1 y A2 pone de manifiesto que las llamadas fracturas estables están sometidas a desplazamientos tanto con el clavo Gamma® como con el PFN®, siendo superiores con el PFN® sin tornillo deslizante. La traducción clínica de ésta observación es importante, con la precaución que se debe tener al extrapolar datos experimentales a datos clínicos.

Con ambos tipos de osteosíntesis se produce una redistribución de tensiones con respecto al fémur sa-

**Tabla 3.** Tensiones máximas de von Mises en cada implante (en Mpa) para diferentes fracturas de la extremidad proximal del fémur tratadas con clavos Gamma® y PFN®.

Tipo de fractura	Gamma	PFN sin tornillo deslizante	PFN con tornillo deslizante
A1	500	600	
A2	520	300	500

no, siendo la diferencia más evidente por debajo del trocánter menor. Con el Gamma® con tornillo del cuello bloqueado, el fémur está menos sometido a cargas, y éstas se concentran más distalmente. Esta concentración distal se produce con y sin tornillos distales. La concentración distal de cargas guardaría relación, dada la rigidez del implante, con una privación proximal de tensiones y con un efecto punta distal. Esto podría determinar dolor en el muslo y facilitar las fracturas postoperatorias en la zona de transición de solicitaciones.

Comparando las tensiones de Von Mises en ambos implantes, observamos que el trabajo en el clavo Gamma® es algo superior que en el PFN®. La zona de máxima tensión en el clavo PFN® es a nivel de la rosca del tornillo cervical. Ambos tienen importante reserva de resistencia mecánica para tolerar las cargas durante mayor periodo de tiempo.

En la comparación de los comportamientos estructurales de los dos implantes planteados en los dos tipos de fracturas, existen una serie de elementos a mejorar para poder llevar a cabo un análisis más riguroso. Los resultados obtenidos en nuestro modelo tienen una proyección limitada porque corresponde a una simulación del comportamiento de la fractura en el postoperatorio inmediato, variando el comporta-

miento ante la formación inicial del callo. El conocimiento de otras situaciones de carga permitiría realizar estudios comparativos más detallados, entre los que se podría incluir cálculos a fatiga, elemento determinante en el fallo de los implantes estudiados. No se han tenido en cuenta los movimientos de rotación. 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.

### Conclusiones

1. El desplazamiento que se observa en el foco de fractura es menor con un clavo PFN® con tornillo deslizante.
2. Se produce una redistribución de tensiones a lo largo de todo el fémur, recibiendo el hueso más cargas cuando se trataba de una osteosíntesis con un clavo PFN®.
3. El trabajo al que está sometido el clavo Gamma® es mayor que el del PFN®, habiéndose encontrado una zona de máxima tensión a nivel de la rosca del tornillo cervical del clavo PFN®.

### 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 Giacomini, R:** A technical report reviewing the use of the 11 mm Gamma nail: interoperative femur fracture incidence. *Orthopaedics*, 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. **Evans, FG.** 1973, *Mechanical properties of bone*. En: F.G.Evans.(Ed). Ed. Springfield, Illinois, 1973.
8. **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.
9. **Horz, S, y Lehle, B:** Finite element analysis of the mechanical behavior of internal fixation of pertrochanteric 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. **Jacobs, CR:** «Numerical Simulation of bone adaptation to mechanical loading», Dissertation for the Degree of Doctor of Philosophy, Stanford University, 1994.
11. **Keller, TS:** «Predicting the compressive mechanical behaviour of bone», *J Biomechanics*, 27: 1159-1168, 1994.
12. **Kempf, I; Grosse, A, y Beck, G:** Closed Locked Intramedullary Nailing. *J Bone Joint Surg*, 67A: 709-719, 1985.
13. **Keyak, JH, y Rossi, SA:** «Prediction of femoral fracture load using finite element models: an examination of stress-and strain-based failure theories», *J Biomechanics*, 33: 209-214, 2000.
14. **Kraemer, WJ; Hearn, TC; Powell, JN, y Mahomed, N:** Fixation of segmental subtrochanteric fractures. A biomechanical study. *Clin Orthop*, 332: 71-79, 1996.
15. **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.
16. **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 294-302, 1999.

17. **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.
18. **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.
19. **Luitse, J; Dunki Jacobs, PB, y Van der Hart, CP:** The dynamic hip screw; «Golden standard» in the treatment of pertrochanteric fractures? En : Martí, RK, Dunki Jacobs, PB (Eds): Proximal femoral fractures. Operative Techniques and complications. Vol. 2. Ed. Medical Press, London, 409-422, 1993.
20. **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.
21. **Müller, M.E, Allgöwer, M; Schneider, R, y Willenegger, H:** Fracturas de la región trocantérea. En : Manual de Osteosíntesis. Ed. Springer Verlag Ibérica, Barcelona, 528-534, 1993.
22. **Parker, MJ:** Incidence of fixation failure following Sliding Hip Screw fixation of 1000 extracapsular femoral fractures. *Acta Orthop Scand*, sup 280; 69: 32, 1998.
23. **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.
24. **Rosenblum, SF; Zuckerman, JD; Kummer, FJ, y Tam, BS:** A biomechanical evaluation of the Gamma nail. *J Bone Joint Surg*, 74B: 352-357, 1992.
25. **Seral B:** Estudio clínico-experimental de las osteosíntesis intra y extramedular en el tratamiento de las fracturas trocantéreas de cadera. Tesis Doctoral. Universidad de Zaragoza, 1999.
26. **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 pertrochanteric 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.
27. **Simmermacher, RKJ; Bosch, AM, y Van der Werken, Chr:** The AO/ASIF-proximal femoral nail (PFN): a new device for the treatment of unstable proximal femoral fractures, *Injury*, 30: 327-332, 1999.
28. **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.
29. **Wheeler, D, Croy, T; Scott 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.
30. **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.