

Influencia de la marcha en la biomecánica del clavo de Grosse-Kempf

M. SÁNCHEZ GIMENO M.*, J. M. CARDONA VERNET*, J. ALBAREDA AEBAREDA**, J. FUENTELSALZ GALLEGO***, J. J. FERNÁNDEZ MARTÍNEZ* y F. SERAL ÍÑIGO**

* Hospital Universitario Arnau de Vilanova de Lleida. ** Hospital Clínico Universitario de Zaragoza.

***Departamento de Ingeniería Mecánica del CPS de la Universidad de Zaragoza.

Resumen.—El objetivo de este estudio ha sido conocer la influencia que tiene la deambulación en carga en la posibilidad de rotura del clavo centromedular enclavado de fémur tipo Grosse-Kempf. El estudio ha consistido en 2 partes: en primer lugar se realiza un estudio estático-lineal del clavo mediante un programa de elementos finitos aplicándole las diferentes fuerzas que el clavo debe de soportar durante la marcha para conocer qué tipo de fuerzas son las que más afectan a su estructura; en segundo lugar hemos llevado a cabo un estudio cinemático-tridimensional de la marcha observando en qué fases de la misma se producen este tipo de fuerzas. Las fuerzas que más afectan al clavo son las de torsión, y el momento en que mayor fuerza de este tipo se transmiten al clavo durante la marcha es al realizar el apoyo de la extremidad fracturada mientras la extremidad sana se encuentra en el aire. Como conclusión, no debe permitirse la deambulación total en carga en pacientes con el clavo colocado en estático ya que se corre un riesgo innecesario de rotura de material.

THE INFLUENCE OF GAIT ON THE BIOMECHANICS OF GROSSE-KEMPF LOCKED FEMORAL NAIL

Summary.—This study was aimed at knowing the influence of gait with total weight bearing on the possibility of breakage of the Grosse-Kempf's locked femoral nail. The study consisted of two parts: firstly, we carry out a static linear study of the nail by means of a finite element method applying the different forces that the nail support during gait in order to know what type of forces affect more the structure.; secondly a kinematic-tridimensional study of gait was performed showing the phases in which the implant was more affected for different forces. Torsion forces specially at the single lines support phase during gait are the forces inducing the major stress at the implant. As conclusion, total weight bearing showed not be permitted in patients with insufficient cortical support or static locking since there is an increase in the risk of breakage of the nail.

INTRODUCCIÓN

El enclavamiento centromedular en cerrojo de fémur es en la actualidad el tratamiento de elección en las fracturas conminutas de la diáfisis femoral ya que consigue controlar el telescopaje y la rotación interfragmentaria mejorando los resultados finales en este tipo de fracturas.

El problema más temido a que deben enfrentarse los cirujanos que utilizan esta osteosíntesis es la rotura del material, ya que su retirada conlleva una gran dificultad técnica. Se han publicado roturas de clavos intramedulares a diferentes niveles del mismo, especialmente en el tercio proximal (Fig. 1), en el lugar en el que se produce un cambio en la sección pasando de cilíndrica a hendida (1-10). También se han descrito roturas a nivel distal en la zona de los cerrojos distales, fundamentalmente cuando se utiliza esta osteosíntesis en fracturas del tercio distal de fémur (7, 8, 11, 12).

Correspondencia:

Dr. M. SÁNCHEZ GIMENO
Joc de la Bola, 23,3.º, 1.º
25003 Lleida

Existen discrepancias respecto a las causas que producen la rotura del implante, así Kempf (2, 4)

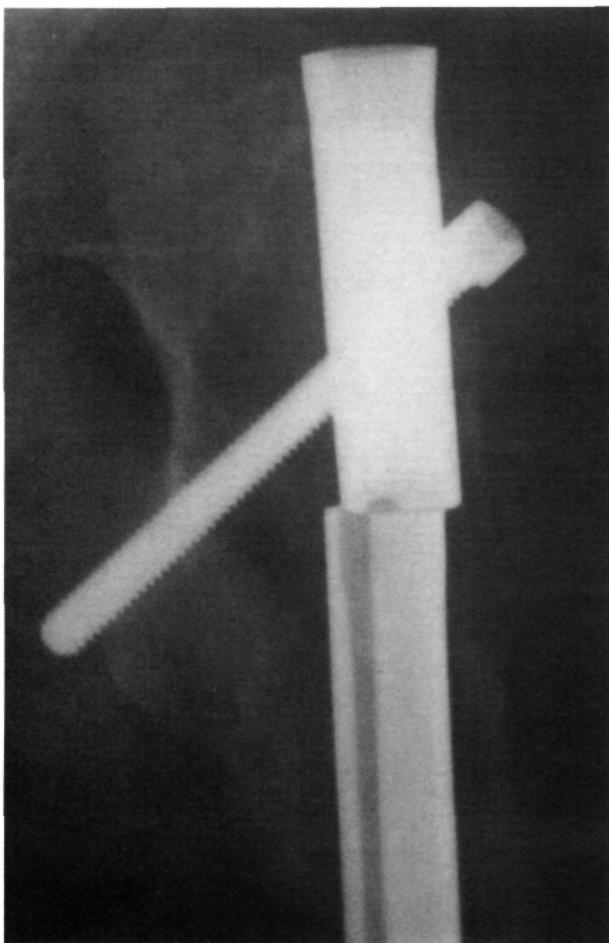


Figura 1. Clavo de Grosse-Kempf roto a nivel del tercio proximal en la zona de cambio de sección de cilíndrica a hendida.

opina que la rotura es debida a la carga precoz, mientras que otros autores como Wiss (13) y Franklin (8) creen que, además de esta circunstancia, también influye la utilización de clavos de menor diámetro y el sobrepeso del paciente. No obstante, existe acuerdo en que la rotura es debida a un acúmulo tensional a nivel del tercio superior del implante y fundamentalmente debido a fuerzas torsionales.

El objetivo de nuestro trabajo es conocer las fuerzas a que se ve sometido el clavo de Grosse-Kempf durante la marcha y la influencia que tienen las mismas sobre su biomecánica y posibilidad de ruptura.

MATERIAL Y MÉTODOS

El estudio ha sido dividido en 2 partes:

1. En primer lugar hemos realizado un *análisis estático-lineal del clavo* para conocer qué tipo de fuerzas son las que más le afectan y el lugar en el que se produce su mayor acúmulo.

2. Realizamos un *estudio cinemático-tridimensional de la marcha* intentando conocer en que fase de la misma se producen las fuerzas que más le afectan.

Análisis estático-lineal

Hemos utilizado un ordenador 486 a 50 MHz con 8 Mbytes de memoria RAM y un paquete informático con un programa de elementos finitos (FEM) llamado Cosmos.

El estudio ha consistido en la modelización geométrica de 1 clavo de Grosse-Kempf mediante los elementos disponibles en el módulo de diseño incluido en el programa y llamado Geostar, esto es, puntos, curvas, superficies, etc. Concluida la modelización se ha procedido a un mallado geométrico; el mallado geométrico consiste en dividir cada una de las superficies obtenidas en entidades más pequeñas, denominados elementos. Los elementos son triángulos en cuyos vértices de unión se encuentran los llamados nodos. Sobre elementos y nodos el programa realizará los cálculos deseados.

El programa posee una librería de elementos de la cual se ha escogido el denominado SHELL3T, elemento triangular placa delgada al que se le asignará el espesor determinado en cada caso.

Los espesores asignados son de 1, 1,5 y 2,5 mm distribuidos de la siguiente forma:

- Parte superior del clavo (zona no hendida): 2,5 mm.
- Parte inferior y nervios que dan forma de trébol a la sección del clavo: 1 mm.
- Resto de la pieza: 1,5 mm.

En la modelización del clavo se ha tenido en cuenta la antecurvatura del mismo. Tras los estudios del clavo se le ha asignado al mismo un ángulo de $6,3^\circ$ con un radio de 4.000 mm, lo que nos ha dado una flecha máxima de 6 mm en el centro del clavo.

El material utilizado es un acero normalizado con las siguientes propiedades:

- Módulo de Young: $2,1 \times 10^4 \text{ kg/mm}^2$.
- Coeficiente de Poisson: 0,35.

Mediante el análisis estático-lineal observamos las tensiones y desplazamientos en el clavo, así como las deformidades del mismo tras someterlo a las diferentes fuerzas. Se ha llevado a cabo el estudio suponiendo el clavo empotrado en el agujero más distal (Fig. 2), dejando libre el resto de la pieza y aplicando las diferentes cargas en la parte más proximal del clavo. Las diferentes cargas a que se ha sometido vienen expuestas en la tabla I. Los resultados obtenidos vienen dados en kg/mm^2 en tensiones.

En todos los casos hemos realizado un estudio de la distribución de las tensiones observando el clavo de 4 formas diferentes: en su totalidad, por la parte anterior y la parte posterior, y en detalle, en la parte superior, igualmente por la parte anterior (cambio sólo de grosor), como de la parte posterior (cambio de grosor y de geometría).

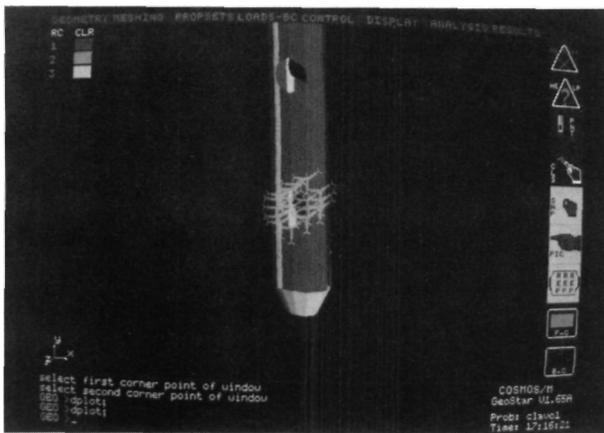


Figura 2. Clavo empotrado a nivel del agujero más distal.

Estudio cinemático-tridimensional de la marcha

Para registrar los diferentes movimientos que asientan en el organismo durante la marcha hemos adoptado el método cinemático-tridimensional que nos descubrirá los movimientos con independencia de las cargas mecánicas que los ocasionan. Este método viene dado por los vectores de posición, velocidad y aceleración, tanto lineal como angular, de los puntos y segmentos involucrados en el movimiento.

El proceso comienza con la etapa de rodaje, donde se filma con 2 cámaras de vídeo un sistema de referencia en el que aparezcan un mínimo de puntos de localización espacial conocida, que en nuestro caso correspondían a

Tabla I: Cargas a la que se somete el clavo en los diferentes supuestos

Caso 1: carga a compresión

Aplicando una carga a compresión de 80 kg.

Caso 2: compresión + flexión + torsión

Se han aplicado las siguientes fuerzas:

- Carga total a compresión de 80 kg.
- Momento flector total de 4.000 kg x mm.
- Momento torsor total de 2.000 kg x mm.

Caso 3: compresión + flexión

Se han aplicado las siguientes fuerzas:

- Carga total a compresión de 80 kg.
- Momento flector total de 4.000 kg x mm.

Caso 4: flexión

Se han aplicado las siguientes fuerzas:

- Momento flector total de 4.000 kg x mm.

Caso 5: torsión

- Momento torsor total 2.000 kg x mm.

Caso 6: flexión + torsión

Se han aplicado las siguientes fuerzas:

- Momento flector total de 4.000 kg x mm.
- Momento torsor total de 2.000 kg x mm.

28 puntos medidos con una precisión de ± 1 mm. A continuación y sin modificar la posición de las cámaras se filma el movimiento que se desea analizar en un individuo al que previamente se le han señalado 16 puntos anatómicos localizados simétricamente a nivel de:

- Trocúter.
- Epicóndilo humeral.
- Apófisis estiloides cubital.
- Cabeza del quinto metacarpiano.
- Trocánter mayor.
- Cúndilo femoral.
- Maléolo peroneal.
- Cabeza del quinto metatarsiano.

Una vez obtenidas las películas, las imágenes se visionan en el ordenador digitalizando los puntos de referencia para obtener las coordenadas que sirven para definir el modelo de segmentos articulados empleado para representar al sujeto. Si esto se hace para todas las imágenes obtendremos la trayectoria de los puntos del objeto durante el tiempo que han sido filmadas (Fig. 3). Si se conoce el tiempo transcurrido entre 2 imágenes se puede calcular velocidades y aceleraciones.

RESULTADOS

Hemos realizado un estudio de las fuerzas que debe soportar el clavo en el tercio superior del mismo, en la zona de transición de cilíndrica a hendidura. Los resultados obtenidos (tabla II) confirman que en todos los casos se produce un importante salto tensional en esta zona, mostrando que este aumento es significativamente más importante en la parte posterior, donde se da un cambio de grosor y sección que en la parte anterior, donde únicamente se produce un cambio de grosor.

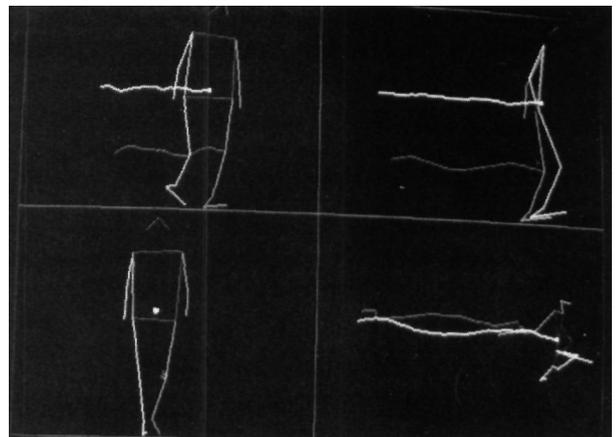


Figura 3. Ciclo de la marcha en un paciente portador de clavado endomedular encerrojado en 3 planos del espacio.

Tabla II: Diferencia tensional a nivel de la parte posterior y anterior del clavo en la zona de transición de cilíndrica a hendida

	Anterior Diferente grosor	Posterior Diferente grosor y sección	
Caso 1	0,8 kg/mm ²	2,38 kg/mm ²	Compresión
Caso 2	54,5 kg/mm ²	190,6 kg/mm ²	Flex + tor + com
Caso 3	17 kg/mm ²	33,9 kg/mm ²	Comp + flex
Caso 4	16,7 kg/mm ²	33,4 kg/mm ²	Flexión
Caso 5	47 kg/mm ²	140 mg/mm ²	Torsión
Caso 6	53 kg/mm ²	160,3 kg/mm ²	Flex + tor

Asimismo hemos comprobado que en los modelos en que hemos aplicado fuerzas torsionales la tensión que debe soportar el clavo es mucho más importante (Figs. 4, 5 y 6).

Al estudiar la marcha de estos pacientes observamos que la extremidad inferior durante la marcha, además de hallarse sujeta a movimientos en el plano frontal y sagital, realiza un movimiento de rotación en el plano horizontal o transversal.

La pelvis, el fémur y la tibia en el momento de despegar el pie del suelo inician un movimiento de rotación interna que se prolonga durante el período oscilante de la extremidad y parte del período de apoyo que es cuando alcanza el máximo grado de rotación interna, observándose que la parte distal rota más hacia interno que la pelvis. A partir de la fase del despegue del pie contralateral, o sea, en la fase de apoyo unilateral, tiene lugar el movimiento de rotación externa que ocurre hasta el final del período de apoyo. Al igual que antes, se puede observar que la tibia rota algo más que la pelvis.

Desde el despegue del talón al choque del talón del pie contralateral la tibia permanece sin rotar,

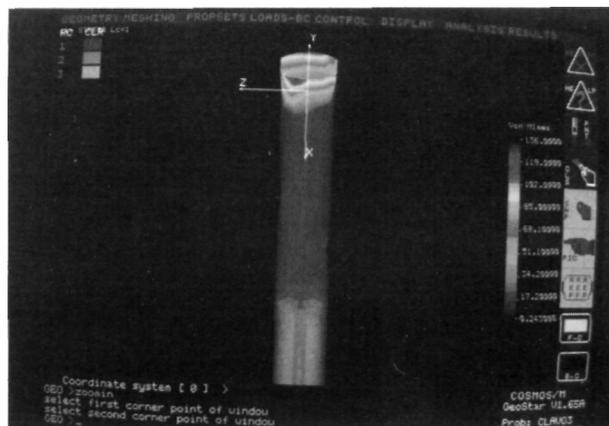


Figura 5. Distribución de las tensiones en la parte posterior del clavo tras someterlo a fuerzas de compresión y flexión.

mientras que el fémur y la pelvis continúan su movimiento de rotación externa.

De lo dicho se puede deducir que estos movimientos de rotación de la extremidad inferior están en relación con el soporte del peso del cuerpo por parte de la extremidad; desde el momento en que la extremidad deja de soportar peso al despegar del suelo hasta que lo soporta todo realiza un movimiento de rotación interna, mientras que desde el momento que lo soporta todo hasta que deja de soportarlo realiza un movimiento de rotación externa.

En este movimiento de rotación de la extremidad participan la cadera y la rodilla. Para medir la magnitud de esta participación restamos a la rotación de la pelvis, la rotación del fémur y obtendremos la rotación de la cadera respecto a la pelvis, y si restamos a la rotación del fémur la rotación de la tibia obtendremos la rotación relativa de la rodilla respecto al fémur.

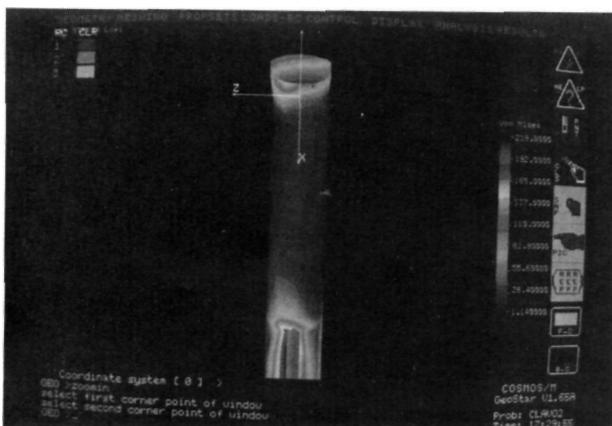


Figura 4. Distribución de las tensiones en la parte posterior del clavo tras someterlo a fuerzas de compresión, flexión y torsión.

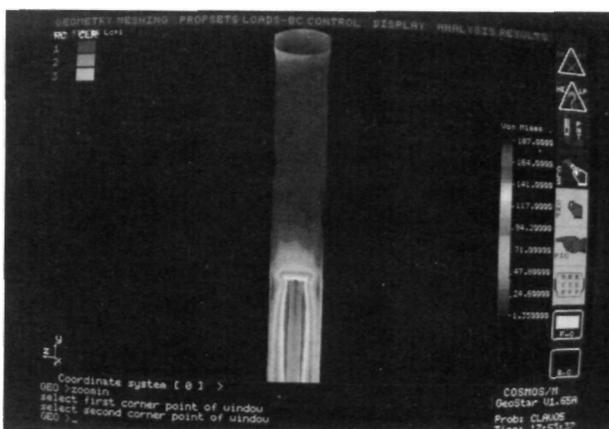


Figura 6. Distribución de las tensiones en la parte posterior del clavo tras someterlo a fuerzas de compresión, flexión y torsión.

La amplitud total del movimiento de rotación de la cadera respecto a la pelvis en un ciclo de marcha es de 7°.

DISCUSIÓN

Los elementos finitos (FEM) son en la actualidad el método empleado para el estudio de la resistencia de materiales (14-19).

Nosotros en este trabajo hemos intentado simular en un ordenador las diferentes fuerzas a que se ve sometido un clavo intramedular durante la marcha, de tal manera que nos indicará cuáles de ellas eran las más perjudiciales y que podrían llevar a la rotura del clavo por fatiga del material, para posteriormente y mediante un estudio de la marcha en estos pacientes conocer en qué fase de la misma se producen las diferentes fuerzas, pudiendo de esta manera evitarlas.

Creemos que los resultados obtenidos con los elementos finitos son absolutamente fiables, pero haciendo constar que el clavo ha sido estudiado en el espacio, no dentro del hueso y, por tanto, hemos de ser cautos a la hora de extrapolar los resultados a la clínica.

El clavo ha sido estudiado simulando un montaje dinámico con encerrojado distal, no realizando la simulación estática ya que al aumentar los puntos de fijación se multiplicarán las fuerzas que debe soportar sin aportar nada nuevo a la distribución de las mismas.

Hemos observado la distribución de las tensiones que debe soportar el clavo, visionando en el ordenador 4 proyecciones diferentes del mismo; la totalidad del clavo, tanto en su parte anterior como posterior, y una ampliación de la zona que la mayoría de los autores (1, 4-10) señalan como el lugar donde se produce la mayor incidencia de rupturas, esto es, la zona superior del clavo a nivel de la zona de transición de cilíndrica a hendida. Esta zona también ha sido estudiada parte anterior y posterior, ya que aunque en ambas se produce un cambio en el grosor del material, es en la parte posterior donde se produce el cambio en el diseño de la sección del clavo, pasando de cilíndrica a hendida.

En todos los modelos realizados hemos obtenido un cambio brusco de tensiones en la zona de transición entre la zona 1 (sección cilíndrica, grosor de 2,5 mm) y la zona 2 (sección hendida en su parte posterior, grosor 1 mm). Analizando ésta en sus 2 vertientes, anterior y posterior, nos damos cuenta de que el salto es mucho mayor en la zona posterior

que en la anterior, lugar éste en el que coinciden el cambio de grosor y de sección, deduciendo de estos resultados que influye más el cambio de sección que el de grosor en cuanto a la resistencia del material.

Al estudiar las fuerzas aplicadas, tanto por separado como una combinación de ellas, se aprecia que las fuerzas de torsión son las que más inciden en el acúmulo tensional y que el lugar de máxima producción de éste es la zona de transición entre las zonas 1 y 2. En esta apreciación coincidimos con Johnson (20) y Tencer (21, 22), quienes tras realizar un estudio de diferentes métodos de fijación para fracturas diafisarias y subtrocantéreas llegaban a la conclusión de que el clavo de Grosse-Kempff soportaba muy bien las fuerzas de compresión y flexión y que las que más le afectaban eran las torsionales.

De lo anteriormente expuesto se deduce que hay 2 factores que inciden en la distribución tensional, que son la diferencia de grosor y el cambio en la sección del clavo, siendo este último el de mayor importancia.

Tras estos resultados se pueden hacer 2 consideraciones para intentar la mejora del clavo:

a) Diseñar un clavo de un grosor uniforme para lograr una mejor distribución de las tensiones, ya que aunque con esta medida no se logre suprimir totalmente el acúmulo producido al llegar a la zona hendida sí que por lo menos lograremos amortiguarla.

b) Coincidimos con Kempf (2) en que la otra opción es la supresión de la hendidura longitudinal posterior del clavo, lo que aumentaría la resistencia a las tensiones, fundamentalmente las obtenidas por la aplicación de las fuerzas de torsión, aunque se eliminara de esta forma la elasticidad transversal del clavo, aumentando el riesgo de estallido diafisario durante la introducción.

Hemos comprobado con este estudio que las fuerzas torsionales son las que más afectan a la estructura del clavo, y tras realizar el estudio de la marcha observamos que existe un componente de báscula pélvica para adelantar la pierna, y este movimiento transmite fuerzas torsionales al tercio superior del fémur, lo que hace que estas fuerzas incidan en el tercio superior del clavo, lugar donde se produce el cambio de grosor y sección del mismo y donde el clavo es menos resistente. El momento en que mayores *stresses* torsionales debe de soportar el clavo es el momento de apoyo plantígrado en la extremidad fracturada con la otra extremidad suspendida en el aire hasta la realización del apoyo, ya

que éste es el momento de máxima torsión a nivel del tercio superior del fémur (23).

Basándonos en estos resultados creemos que a los pacientes se les puede permitir la carga estática ya que las fuerzas que se transmiten durante la carga son fundamentalmente fuerzas de compresión y flexión, las cuales son muy bien toleradas por la estructura del clavo, y por contra no somos partidarios de permitir la marcha en carga, sobre todo si no hay contacto de corticales, ya que es en este momento cuando mayores fuerzas de torsión se transmiten al clavo y por tanto cuando hay un mayor riesgo de rotura, coincidiendo en esta apreciación con Kempf (2), quien no permite la deambulación en carga en pacientes con montaje estático hasta la

no consolidación de la fractura o visualizar radiológicamente un suficiente apoyo cortical. Disentimos de Brumback (24), que permite el apoyo precoz en fracturas conminutas con montaje estático y sin consolidación, aunque este autor utiliza otro tipo de clavo al estudiado por nosotros.

Apoyándonos en los estudios de diversos autores (2, 24-26), quienes han comprobado en sus series que la consolidación puede producirse en estático, y en los resultados obtenidos en este trabajo, creemos que no se debe de permitir la marcha con el montaje en estático en los pacientes con insuficiente consolidación sin apoyo cortical, ya que es asumir un riesgo innecesario que puede producir la rotura del clavo y no es imprescindible para la consolidación de la fractura.

Bibliografía

- Christie J, Court-Brown C, Kinnimonth AWG, Howie CR. Intramedullary locking nails in the management of femoral shaft fractures. *J Bone Joint Surg* 1988;70:206-10.
- Kempf I. Enclouage centro-medullaire verrouille des os longs. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Conférences d'enseignement 1986;26:211-27.
- Kempf I, Crosse A, Lafforgue D. L'apport du verrouillage dans l'enclouage centro-medullaire des os longs. *Rev Chir Orthop* 1978;64:635-51.
- Kempf I, Crosse A, Beck G. Closed locked intramedullary nailing. Its application to comminuted fractures of the femur. *J Bone Joint Surg* 1985;67:709-20.
- Rodríguez M, Riquelme G, Miño L, Sanmartín M. Tratamiento de las fracturas del fémur con clavo enclavado. En: *Fracturas diafisarias: su actualización*. Madrid: Ed. Mapire, S. A.; 1984:309-24.
- Thorensen BO, Alho A, Ekland A, Stromsoe K, Folleras G, Haukebo A. Interlocking intramedullary nailing in femoral shaft fractures. A report of forty-eight cases. *J Bone Joint Surg* 1985;67:1313-20.
- Browner BD. Pitfalls, errors and complications in the use of locking Kuntscher nails. *Clin Orthop* 1986;212:192-208.
- Franklin JL, Winquist RA, Benirschke SK, Hansen ST. Broken intramedullary nails. *J Bone Joint Surg* 1988;70:1463-71.
- Fuster R, Casado JM, Lorente R, Nieto A, Nogales J. El enclavado centromedular en cerrojo en el tratamiento de las fracturas diafisarias de fémur y tibia. En: *Fracturas diafisarias. Su actualización*. Ed. Mapire, S. A.; 1984:347-62.
- Tarr RR, Wiss DA. The mechanics and biology of intramedullary fracture fixation. *Clin Orthop* 1986;212:10-7.
- Bucholz RW, Ross SE, Lawrence KL. Fatigue fracture of the interlocking nail in the treatment of fractures of the distal part of the femoral shaft. *J Bone Joint Surg* 1987;69:1391-9.
- Sequin F, Texhammar R. Instrumental AO. Manual de utilización y mantenimiento. Madrid: Editorial AC; 1983.
- Wiss DA, Brien WW, Becker VJ. Interlocking nailing for the treatment of the femoral fractures due to gunshot wounds. *J Bone Joint Surg* 1991;73:598-606.
- Huisker R. The various stress pattern of press-fit ingrowth and cemented stems. *Clin Orthop* 1990;261:27-38.
- Lengsfeld M. Stresses at the meniscofemoral joint: elastostatic investigations on the applicability of interface elements. *J Biomed Eng* 1993;15:324-8.
- Lengsfeld M, Kaminsky J, Merz B, Franke RR. Automatisierte Generierung von 3-D Finite Elements Codes des menschlichen Femurs. *Biomed Tech (Berlin)* 1994;39:117-22.
- Lenz J, Schwarz S, Schiwickerath H, Sperner F, Schafer A. Bond strength of metal-ceramic systems in three point flexure bond test. *AADE Ed J* 1995;6:55-64.
- Shirado. Thoracolumbar burst fractures, an experimental study on cadaveric spines and finite element period. *Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi* 1993;67:644-54.
- Guglielmino E, La Rossa G, Leonardi W, Longo GF. Comparative study of the mechanical behaviour of Castaman fixator in different mounting configuration. *Biomed Mater Eng* 1993;3:57-65.
- Johnson KD, Tencer AF, Blumenthal S, August A, Johnston DWC. Biomechanical performance of locked intramedullary nail systems in comminuted femoral shaft fractures. *Clin Orthop* 1986;206:151-6.
- Tencer AF, Johnson KD, Johnston DWC, Gill K. A biomechanical comparison of various methods of stabilization of subtrochanteric fractures of the femur. *J Orthop Res* 1984;2:297-305.
- Tencer AF, Johnson KD, Sherman MC. Biomechanical considerations in intramedullary nailing of femoral shaft fractures. *Tech Orthop* 1988;3:1-5.
- Johnston JC, Smidt GL. Measurement of hip joint motion during walking. *J Bone Joint Surg* 1969;51:1083-94.
- Brumback RJ, Reilly JP, Poka A, Lakatos RP, Bathon GH, Burgess AR. Intramedullary nailing of femoral shaft fractures. Part I: decision making errors with interlocking fixation. *J Bone Joint Surg* 1988;70:1441-52.
- Kempf I, Jaeger JH, Clavert JM, Mochel D, Glaesener R. L'enclouage centro-medullaire avec alesage. Critique theorique et experimentale des principes de Kuntscher. *Rev Chir Orthop* 1978;64:629-34.
- Winquist RA, Hansen ST, Clawson DK. Closed intramedullary nailing femoral fractures. A report of five hundred and twenty cases. *J Bone Joint Surg* 1988;66:529-39.