

M. FERNANDEZ FAIREN

Instituto de Ciencias Médicas.
Barcelona.

Conceptos biomecánicos de los clavos «en cerrojo»

Biomechanical properties of «keyhole» nails

Resumen

Se pasa revista a las propiedades mecánicas comparativas de los diferentes montajes alcanzables con los distintos modelos y concepciones de clavos «en cerrojo». Es evidente que la rigidez y resistencia de los clavos macizos y después de los clavos huecos de sección cerrada es superior a los clavos convencionales o de primera generación. Igualmente el bloqueo por tornillos o pernos sobre cortical es mejor que el proporcionado por aletas u otros artilugios a nivel de la esponjosa.

No cabe duda que los clavos «en cerrojo» suponen un gran avance y ventaja en el tratamiento de las fracturas complejas de la extremidad inferior.

Palabras clave: Clavos «en cerrojo». Fracturas complejas.

Summary

A review was made of the comparative mechanical properties of arrangements of different «keyhole» nail models and concepts. It is evident that the rigidity and resistance of solid nails and of the later, closed-section hollow nails are superior to those of conventional or first-generation nails. Likewise, fixation using screws or bolts on the cortex is better than that achieved with wings or other devices in spongy bone.

«Keyhole» nails clearly are an important development and an advantage in the treatment of complex fractures of the lower extremity.

Key words: «Keyhole» nails. Complex fractures.

La estabilización de ciertas fracturas femorales, por sus características anatomopatológicas, por la alta energía dispensada en su producción y su frecuente inserción en el contexto general de un politraumatizado, puede resultar francamente problemática. En efecto, las fracturas metafisarias, proximales o distales, las fracturas espiroideas de largo trazo, alcanzando éste esas metafisis, y las fracturas segmentarias, bifocales o conminutas, han solido ser clásicamente sintetizadas mediante placas.

Desde un punto de vista biomecánico, la resistencia y la rigidez a oponer al desplazamiento axial la torsión o la flexión del foco de fractura, debe contar con la suma implante-hueso para ser eficaz y minimizar el riesgo de desmontaje y las complicaciones inherentes. Ahora bien, un gran destrozo óseo o una reducción imperfecta ponen en entredicho esa necesaria participación resistiva del hueso. En estos casos se confía todo al implante, que si se trata además de una placa está en una situación mecánica desfavorable, altamente solicitada en flexión.

Sumando a esto la agresión quirúrgica de los amplios abordajes y desperiostizaciones efectuados para colocar esas placas, se obtienen los altos índices de complicaciones observados por diferentes autores.

Un intento de solución fue diferir la síntesis tras 3 semanas de tracción, esperando la puesta en marcha del proceso reparador y una cierta rigidificación y significación mecánica del callo incipiente. Las incontrovertibles desventajas de este método son la dificultad y retraso en la real movilización y recuperación funcional del enfermo, la escasa manejabilidad que permite la tracción, peyorativa sobre todo en el caso de los politraumatizados y la larga hospitalización.

Otros autores^{8, 10, 14} buscaron, desde bien temprano, obtener esta estabilización inmediata con un tutor endomedular, de clara ventaja biomecánica y menor agresión quirúrgica, fijándolo y bloqueándolo sobre el hueso proximal y distalmente a la fractura. Desde entonces los diseños han ido variando, el conocimiento de los fundamentos del método se ha profundizado y la técnica se ha popularizado y universalizado.

El objeto de este trabajo es repasar críticamente ese proceso, dejando de lado la cronología para atender más a las diferentes concepciones.

Correspondencia:

M. FERNANDEZ FAIREN. Institut de Ciències Mèdiques i de L'Esport. Pasaje de la Concepción, 11. 08008 Barcelona.

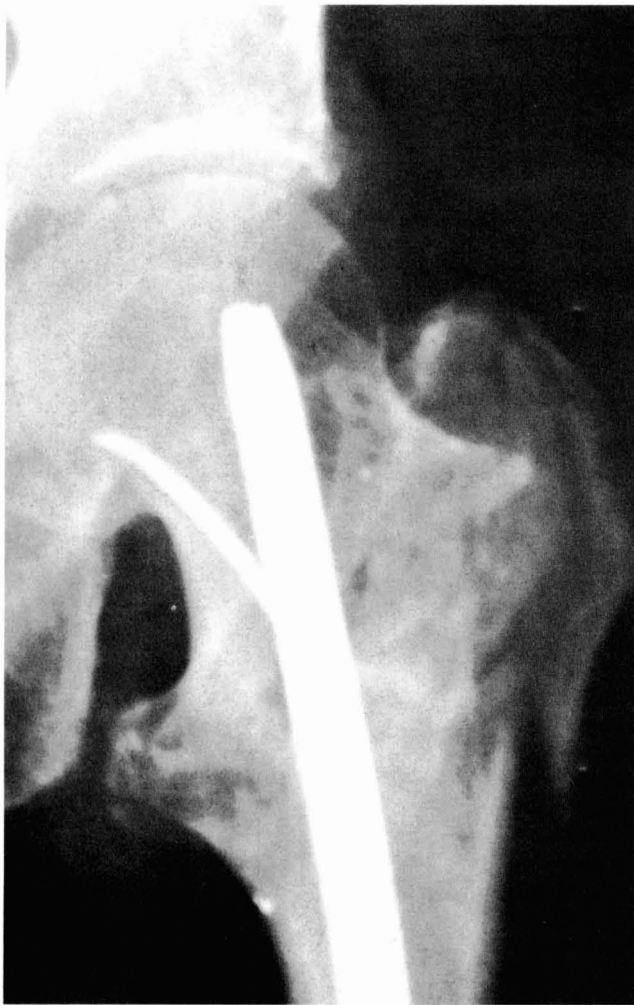


FIG. 1.—La resistencia a la torsión se aumenta pasando una guía o varilla por el interior del clavo de Kuntscher, haciéndola salir proximal o distalmente del mismo.

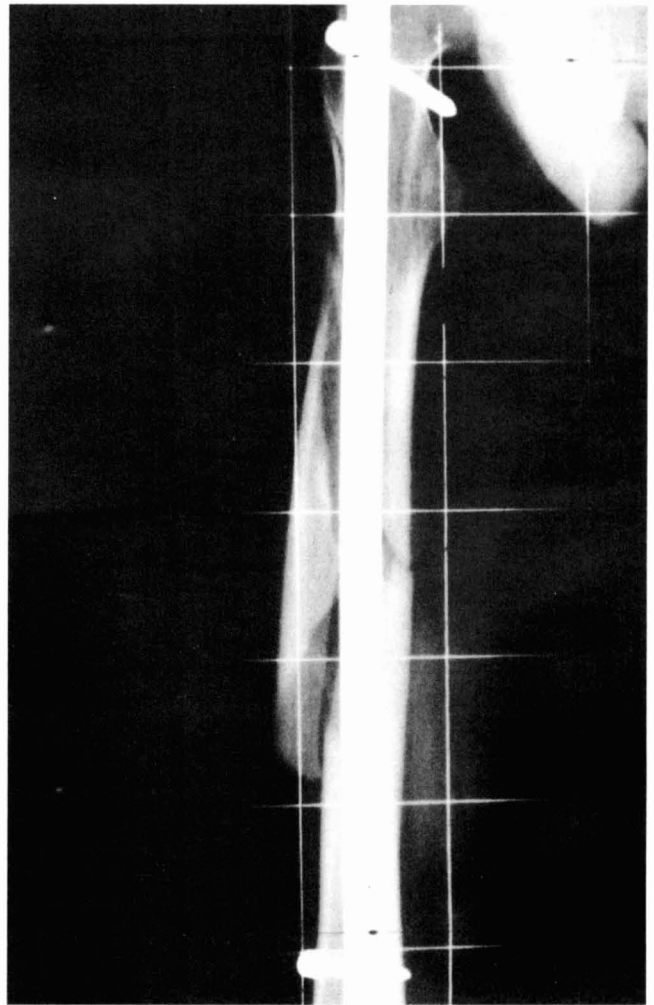


FIG. 2.—Ante grandes destrozos óseos el montaje estático proporciona una estabilidad suficiente para que se inicie el proceso de consolidación de la fractura, con una cierta capacidad funcional del paciente.

Clavos con aletas

Consiguen una fijación distal por medio de unas aletas, o especie de ellas, que salen lateralmente del clavo impulsadas por un tutor intraclavo. El tipo más conocido es el de Brooker-Wills²², pudiendo citar también en este apartado el de Derby²⁰. Dejando a un lado el comportamiento mecánico de estos clavos, que será analizado en el siguiente apartado comparativamente con los clavos atornillados, el problema técnico que presentan está en el desplegamiento de las aletas distales, llegando a producir un 13% de complicaciones³.

Existe una variante «casera» de este tipo, que se conoce en la literatura anglosajona como «clavo de Utah»⁶ y que ya fue propuesto y utilizado por la escuela de Cabot¹⁹ en España en los años setenta, que consiste en hacer salir una varilla de Ender por una perforación distal o proximal de un clavo de Kuntscher (fig. 1). Remeda con alguna aproximación, tal como se verá más tarde, el efecto del bloqueo de las aletas del Brooker-Wills.

Clavos atornillados huecos

Siguen la idea original de KÜNTSCHER¹⁴, variándola más o menos. Pueden citarse los de Derweduwen⁷, Klemm-Schellmaun¹⁰, Grosse-Kempf¹¹ o el de Russell-Taylor²¹. El bloqueo se hace mediante el paso transfixiante hueso-clavo, proximal y distal, de tornillos. Se conoce como «fijación dinámica» si sólo se pasan en una de los 2 localizaciones, confiando el bloqueo en el otro extremo al ajuste clavo-hueso y permitiendo esto un mayor contacto y compresión entre los fragmentos bajo carga o «estática» si el atornillado se hace en ambos lados, imposibilitando ese acercamiento interfragmentario cíclico (fig. 2).

En un estudio comparativo¹⁵ entre el Kuntscher convencional, un clavo con bloqueo en la esponjosa, tal como el Brooker-Wills, y un clavo atornillado a la cortical, como el Grosse-Kempf, se ha demostrado el enorme aumento de la resistencia frente a la compresión que da el atornillado bi-

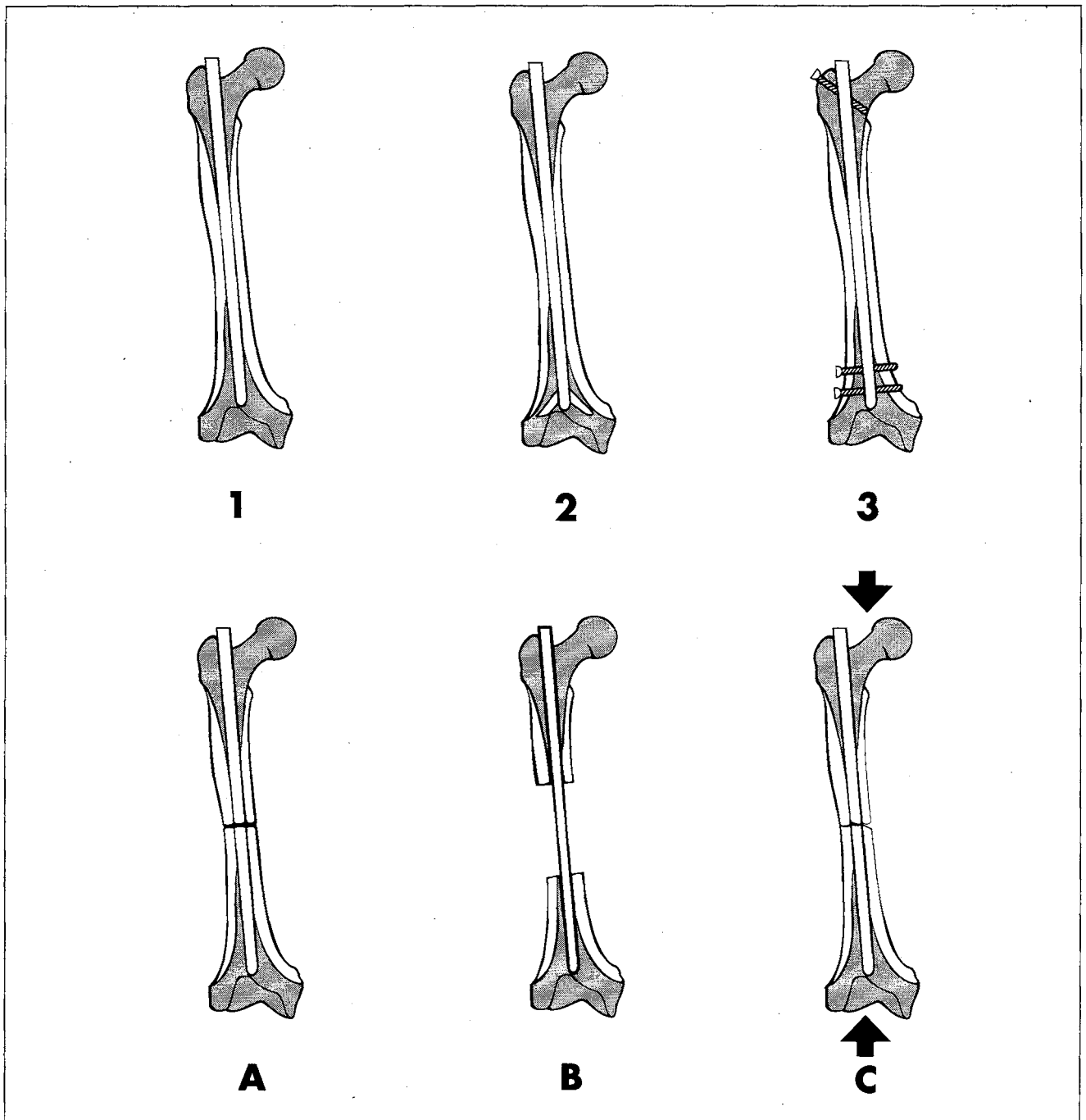


FIG. 3 A.—Al enclavamiento con Küntscher convencional se le denomina 1; con Brooker-Wills, 2, y con Grosse-Kempf, 3. Si los fragmentos óseos están en contacto, A; si existe una falta de contacto, B, y con los fragmentos en contacto bajo carga, C.

polar, incluso con una pérdida de sustancia ósea intercalar. La rigidez a la torsión también es mucho mayor clavo atornillado/clavo convencional, teniendo escasa participación en esa rigidez el hueso intermedio una vez atornillado el clavo. Ante la flexión, siendo notable la diferencia atornillado/no atornillado, la participación resistiva del hueso frente a esa sollicitación es capital (figs. 3 A y B).

Las diferencias en la rigidez en flexión, el torque nece-

sario para rotar 10° y el ángulo de relajación de este torque, en condiciones experimentales idénticas, son significativas entre el clavo atornillado proximal y distalmente y el no bloqueado. En la comparación entre éste y el Brooker-Wills, y a su vez entre este último y el Grosse-Kempf en montaje «estático», la diferencia es significativa para los 2 parámetros referidos en torsión, pero no lo es en el caso de la flexión² (tabla I).

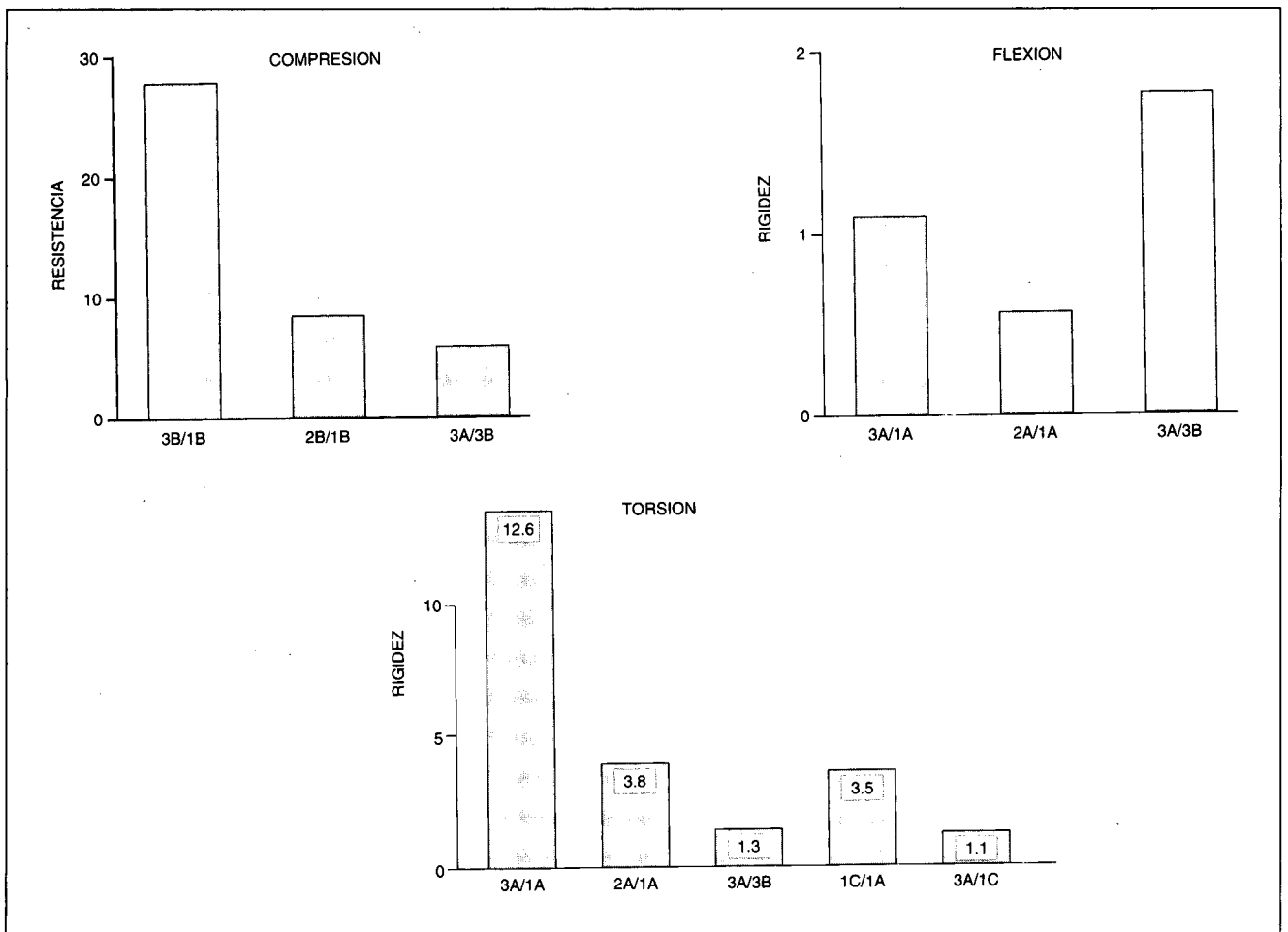


FIG. 3 B.—De los resultados de los ensayos mecánicos comparativos entre las diferentes opciones hay que resaltar la ventaja que supone en cuanto a la resistencia a la compresión, incluso en caso de pérdida de sustancia, del Grosse-Kempf frente al Küntscher (3B/1B) y la rigidez a la flexión y a la torsión del montaje atornillado frente al convencional (3A/1A).

Es pues evidente que la resistencia y rigidez del bloqueo depende de los elementos con los que se hace el mismo y de las propiedades mecánicas del hueso sobre el que se anclan o aseguran dichos elementos. Los tornillos son más eficaces en esa función que las aletas del Brooker-Wills o del clavo de Utah⁶ (fig. 4). Los primeros se insertan sobre hueso cortical, en tanto que las segundas lo hacen en el se-

no del hueso esponjoso metafisario. En este último supuesto la mineralización del hueso tiene una importancia mucho mayor respecto a esa resistencia que en el caso del anclaje cortical, tanto en estático como en dinámico^{15, 16}.

Estos clavos, una vez colocados, tienen que oponerse y resistir sin romperse, y en el caso de focos complejos o conminutos sin contar con el hueso, solicitaciones de unos 1.000 N en compresión, 10 Nm en torsión y 250 Nm en flexión. Esa capacidad depende de la cantidad de material que constituye el clavo y de cómo se dispone ese material.

Lógicamente el diámetro del clavo utilizado tiene una gran influencia en esta cuestión¹, pero está limitado por la capacidad anatómica de los fémures en cuestión. También hay una diferencia apreciable entre los clavos de sección abierta, como son los modelos más clásicos, y de sección cerrada, tal como el Russell-Taylor¹⁷. Eso es ostensible sobre todo frente a la torsión (fig. 5).

Por último, la sección sólida del clavo debe ofrecer una mejor respuesta mecánica, por lo menos en lo referente a la flexión, que los clavos huecos⁵.

Tabla I. Rigidez en flexión y en torsión comparativa entre diferentes clavos

	Rigidez flexión	Torque	Ang. relajación
Brooker-Wills vs Grosse-Kempf	No significativa	Significativa	Significativa
Brooker-Wills vs no bloqueado	No significativa	Significativa	Significativa
Grosse-Kempf vs no bloqueado	Significativa	Significativa	Significativa

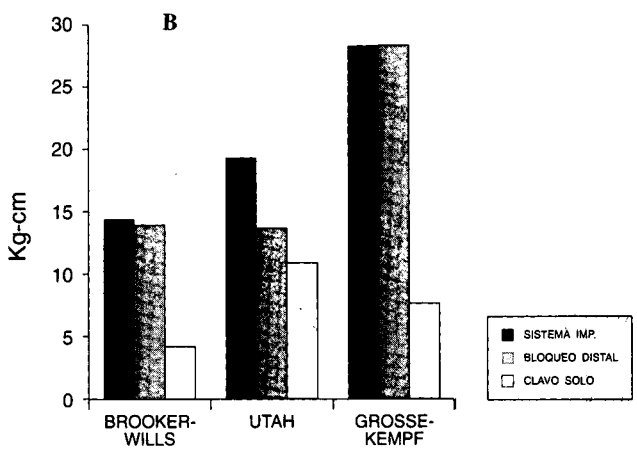
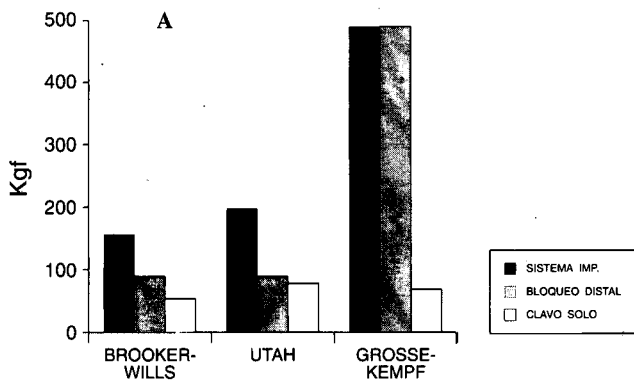


FIG. 4.—La resistencia a la compresión (A) y la rigidez a la torsión (B) son mucho mayores con un anclaje cortical atornillado que con aletas o varillas a nivel esponjoso (en el Grosse-Kempf se ha supuesto que la resistencia o rigidez del sistema implantado como mínimo sería igual a la obtenida con sólo el bloqueo distal).

Clavos macizos

Tal como acaba de decirse, a los clavos huecos se les han opuesto diseños macizos, en un intento de aumentar su resistencia. A esta categoría pertenecen los diseños de HUCKSTEP⁸ y COLCHERO⁴. El primero es de titanio, en tanto que el segundo, como los otros censados hasta aquí, es de acero inoxidable. Aquel se fija mediante tornillos, éste lo hace con pernos.

Además de la mayor resistencia de este tipo de clavos a la flexión (fig. 6), por este mismo motivo pueden perforarse sin riesgo a niveles intermedios, para pasar los tornillos o pernos más próximos al foco. Con ello se reduce la longitud en servicio del clavo, entendiéndose por tal la distancia en que éste suplir en solitario al hueso, disminuyendo el brazo de palanca flexor.

A estas ventajas mecánicas, que permiten la pronta puesta en marcha de la recuperación funcional y de la carga, incluso en estático, minimizando la eventualidad de desmontaje (tabla II), hay que añadir otra técnica supuesta por aquellos autores para estos clavos: Su mayor rigidez, su menor pandeo y deformación en torsión hacen presumir mayor

facilidad para bloquearlos, dirigiendo los tornillos o pernos merced a una guía externa, rígida y solidaria al clavo.

Esto no termina de ser totalmente cierto, ya que cualquier defecto de ajuste de esa guía, o su mínima desviación axial, magnifica distalmente el error, volviendo a hacer difícil el atornillado. El no uso del intensificador de imágenes, que en teoría era uno de los objetivos de estos clavos, no se ha llegado a cumplir.

Por contra, la dificultad técnica que parece acarrear el paso del clavo a foco cerrado sin guía central de enclavamiento, imposible por la propia esencia maciza del clavo, tampoco es tal. Consiguiendo una correcta reducción en preoperatorio, tal como debe ser, fresando convenientemente 14,5 mm para clavos de 12,7 mm e introduciendo el implante sin violencia y con control escópico, no existe dicha dificultad ni se producen complicaciones técnicas.

De la comparación entre las diferentes series clínicas^{5,9,12,22}, parece inferirse una menor incidencia de complicaciones con clavos macizos respecto a clavos huecos. En efecto, con

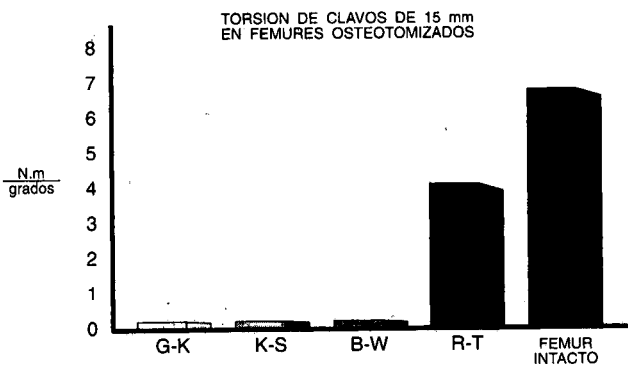


FIG. 5.—La rigidez a la torsión aumenta cerrando la sección del clavo, como es el caso del Russel-Taylor (G-K: Grosse-Kempf. K-S: Klemm-Schellman. B-W: Brooker-Wills).

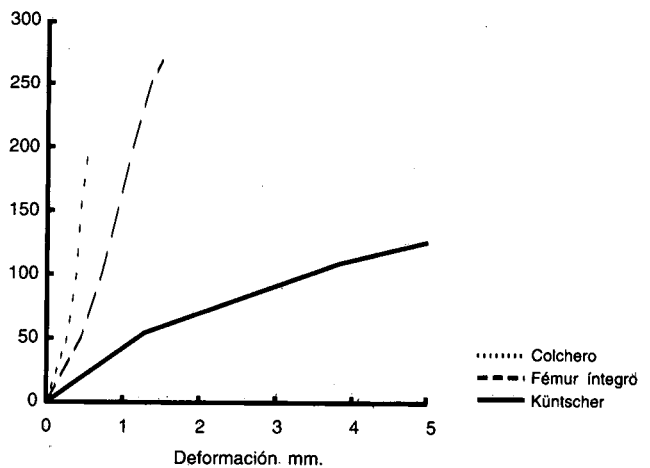


FIG. 6.—El enclavamiento con el clavo macizo de Colchero es mucho más resistente que el de los clavos huecos e incluso que el mismo fémur íntegro.

Tabla II. Complicaciones con diferentes tipos de clavos «en cerrojo» (%)

Tipo clavo	Pseudoartrosis	Acortamiento	Rotación	Desmontaje
Grosse-Kempf ..	7,6	8	10	10
Brooker-Wills ...	8	15	4	4
Colchero	2	0	1	1
Huckstep.....	0	No informado	No informado	2

el Brooker-Wills se obtiene un 8% de pseudoartrosis y con el Grosse-Kempf un 7,5%, en tanto que COLCHERO refiere un 2% y HUCKSTEP un 0%. Se observa un acortamiento en el 15% de los Brooker-Wills y en el 8% de los Grosse-Kempf, mientras que COLCHERO no sufre ese fenómeno. Parecido sucede con la rotación entre los frag-

Tabla III. Complicaciones mecánicas con el clavo de Grosse-Kempf (%)

— Rotura clavo: 2,0.
— Flexión clavo: 1,5.
— Deformación en torsión: 5,0.
— Fallo tornillo proximal: 1,5.
— Rotura tornillo distal: 0,1.

mentos, 10% de los Grosse-Kempf y 4% de los Brooker-Wills, reduciéndose al 1% de los COLCHERO (tabla II).

Todos estos resultados indican la mayor resistencia y rigidez del montaje con clavos macizos, estabilizando más y mejor el foco en su proceso de consolidación. Pero hay además otro parámetro que habla de esa mayor solidez del montaje con estos últimos. Mientras que con los Grosse-Kempf se sufren problemas con el material en un 10% de los casos²³ (tabla III) y con el de Brooker-Wills en un 4%,

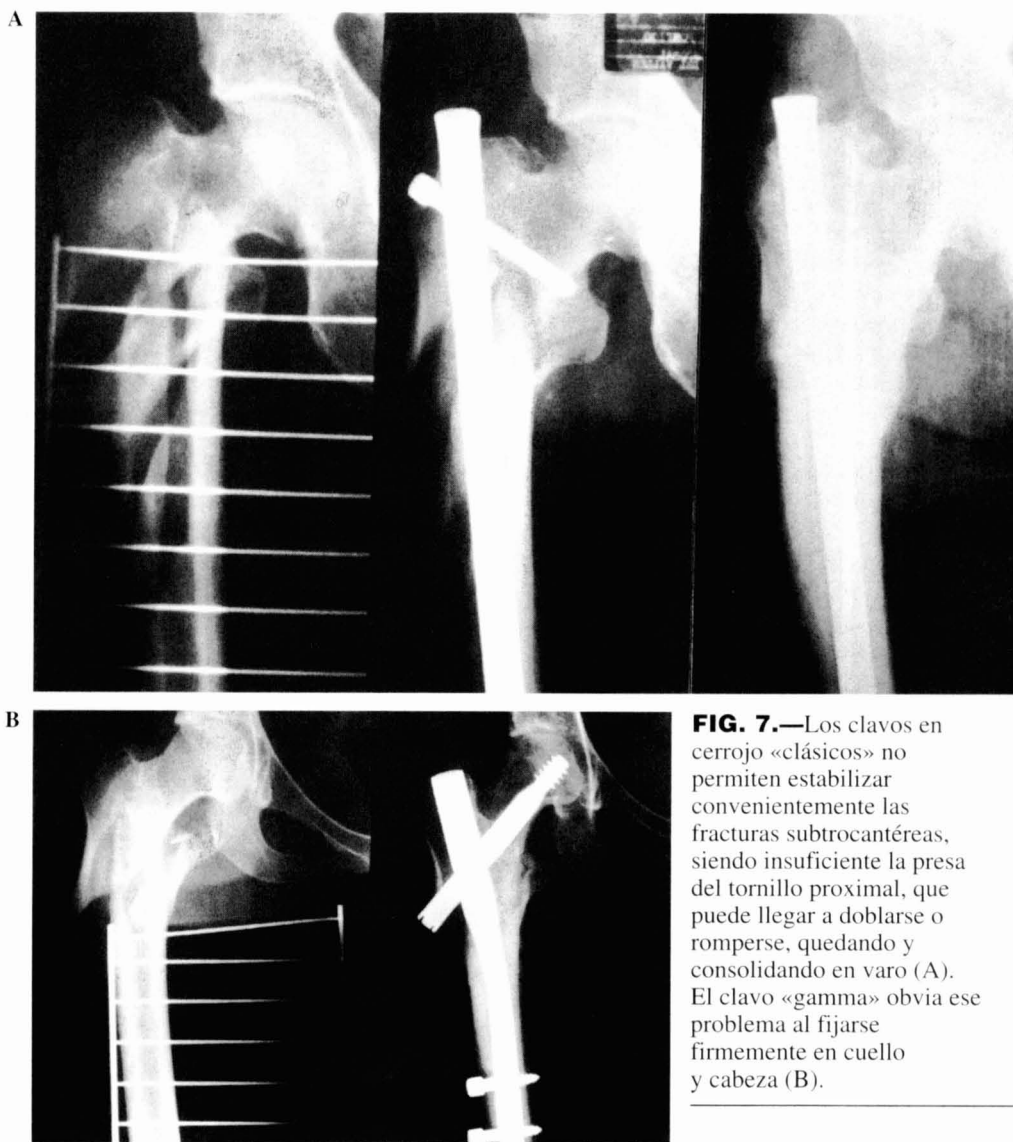


FIG. 7.—Los clavos en cerrojo «clásicos» no permiten estabilizar convenientemente las fracturas subtrocanterias, siendo insuficiente la presa del tornillo proximal, que puede llegar a doblarse o romperse, quedando y consolidando en varo (A). El clavo «gamma» obvia ese problema al fijarse firmemente en cuello y cabeza (B).

con el HUCKSTEP esa cifra es del 2% y con el COLCHERO del 1%.

No puede pues concluirse categóricamente que se ha alcanzado el techo en la concepción y las prestaciones de los clavos «en cerrojo» o «bloqueados». Lo que sí es seguro es que ha conseguido disponer de un arma satisfactoria y eficaz para tratar las fracturas femorales complejas que tantas dificultades y problemas conllevan.

Clavos «en cerrojo» para fracturas subtrocantéreas

La estabilización clásica de este tipo de fracturas se hacía mediante clavos-placa o láminas-placa, monobloques o articulados, más o menos sobredimensionados en un intento a oponerse a las importantes solicitaciones que inciden sobre esa zona. Ahora bien, el momento flexor es de tal magnitud, sobre todo cuando existe un defecto de continuidad del arbotante óseo medial por conminución o reducción incompleta, que la norma es el desmontaje y la varización de la fractura. Ya en 1940 KÜNTSCHER¹³ proponía como solución alternativa un clavo-lámina endomedular, con lo que al acercar el implante al eje neutro disminuía el brazo de palanca con el que actuaba la flexión.

Técnicamente era difícil de colocar, ya que el paso del clavo por el orificio de la lámina no era un hecho evidente. A partir de ahí se han diseñado diferentes soluciones, aprovechando el principio e intentando mejorarlo. Los clavos de Zickel²⁴, Williams o Sampson¹⁸ son un ejemplo. Incluso se han ampliado a estas fracturas las indicaciones de clavos que en principio deben asegurarse sobre el arbotante medial, como el Grosse-Kempf o el Russell-Taylor. La destrucción de esa cortical por la fractura hace imposible, o al menos resta valor, al atornillado y obliga a buscar este anclaje a nivel del cuello y de la cabeza femoral.

La rigidez que se obtiene en estos montajes, en el caso de las fracturas subtrocantéreas, es realmente mediocre y eso, unido a la dificultad técnica de estos sistemas ya mencionada, ha llevado a nuevos diseños como el clavo Gamma (fig. 7). Es un clavo cilíndrico, macizo, sobredimensionado y resistente, bloqueado distalmente por tornillos atornillados a su través sobre las corticales diafisarias del fémur y proximalmente por un grueso tornillo inserto en el cuello y roscado en la cabeza. Este último pasa por un orificio del segmento proximal del clavo endomedular mediante una guía que se solidariza al clavo. La maniobra es fácil, dada la buena concordancia guía-clavo por la rigidez de éste y la escasa longitud de aquélla.

Conclusión

La traumatología experimenta fases de desarrollo que han hecho que el tratamiento incruento de las fracturas, los yesos funcionales, la osteosíntesis, dentro de ésta las placas, los implantes endomedulares o la osteotaxis, lineal o circunferencial, hayan asumido su papel e importancia, llegando a veces a extremos no deseables equiparables a las

modas. Ahora se vive un buen momento para los clavos «en cerrojo». Evidentemente suponen un considerable avance en ese tratamiento abierto pero cerrado de fracturas complejas, con buenas posibilidades de conseguir su estabilización y una pronta recuperación funcional. En la justeza de su indicación y en lo cuidado de su aplicación está el éxito.

Bibliografía

1. ALLEN, W. C.; HEIPLE, K. G., y BURSTEIN, A. H.: «A fluted femoral intramedullary rod: Biomechanical analysis and preliminary clinical results». *J. Bone Joint Surg.*, 60A: 506-515, 1978.
2. BECHTOLD, J. E.; SCHAFFHAUSEN, J. M.; KYLE, R. F., y GUSTILO, R. B.: «Comparison of interlocking and noninterlocking intramedullary nails in bending and torsion». *Clinical performance and related laboratory testing*. ASTM. Philadelphia, 60-64, 1989.
3. BLUMBERG, K. D.; HANKS, G. A.; FOSTER, W. C., y CARDEA, J. A.: «The Brooker-Wills femoral nail: Technical difficulties and their avoidance». *Clinical performance and related laboratory testing*. ASTM. Philadelphia, 119-129, 1989.
4. COLCHERO, F., y PERUCHON, E.: «Clavo intramedular fijo al hueso por pernos en las fracturas y pseudoartrosis de la diáfisis del fémur, la tibia y el húmero». *Rev. Ortop. Traum.*, 27: 282-300, 1983.
5. COLCHERO ROZAS, F.: *Tratamiento integral del paciente con infección ósea*. Trillas. México, 1990.
6. DANIELS, A. U.; HOFMANN, A. A.; WEST, H. S., y MORGAN, J. M.: «Initial mechanical stability of three distally locked intramedullary nail systems». *Clinical performance and related laboratory testing*. ASTM. Philadelphia, 80-86, 1989.
7. DERWEDUWEN, J.: «A new intramedullary compression device for fractures and pseudoarthroses of the long bones. A preliminary report». *Acta Orthop. Belg.*, 45: 659-665, 1979.
8. HUCKSTEP, R. L.: «Rigid intramedullary fixation of femoral shaft fractures with compression». *J. Bone Joint Surg.*, 54B: 204-208, 1972.
9. HUCKSTEP, R. L.: «Intramedullary compression nail. Indications, technique and results». *Clin. Orthop.*, 212: 48-61, 1986.
10. KLEMM, K., y SCHELLMANN, W. D.: «The interlocking intramedullary nail». *Int. Congress Ser.*, 291: 1078, 1974.
11. KEMPF, I., y GROSSE, A.: «Rapport du verrouillage dans l'enclouage centromedullaire des os longs». *Rev. Chir. Orthop.*, 64: 635-651, 1978.
12. KEMPF, I.; GROSSE, A., y BECK, G.: «Closed locked intramedullary nailing: Its application to comminuted fractures of the femur». *J. Bone Joint Surg.*, 67A: 709-720, 1985.
13. KÜNTSCHER, G.: *El enclavado intramedular (fundamentos, indicaciones y técnica)*. Editorial Científico-Médica. Barcelona, 1965.
14. KÜNTSCHER, G.: *El enclavado intramedular (fundamentos, indicaciones y técnica)*. Editorial Científico-Médica. Barcelona, 1965.
15. KYLE, R. F., y LATTI, L. L.: *Mechanics of femoral intramedullary nailing*. AAOS. San Francisco, 1987.
16. LATTI, L.; ZICH, G. A.; GREENBARG, P., y MILNE, T.: «Mechanics of distal locking in intramedullary rods: Comparison in osteoporotic and normal femurs. En: Harvey, J. P.; Daniels, A. U., y Games, R. F. (eds.): *Intramedullary rods: Clinical performance and related laboratory testing*. ASTM. Philadelphia, 44-52, 1989.
17. LYNCH, G. E., y DAVIDSON, J. A.: «A method to evaluate motion at the bone fracture interface on intramedullary nailing». *Clinical performance and related laboratory testing*. ASTM. Philadelphia, 53-59. Taylor.

18. McKELLOP, H.; EBRAMZADEH, E.; FORTUNE, J., y SARMIENTO, A.: «Stability of subtrochanteric femoral fractures fixed with interlocking intramedullary rods». *Clinical performance and related laboratory testing*. ASTM. Philadelphia, 65-79, 1989.
19. MIJARES GRAU, J. A., y PRAT DELFO, V.: «Clavo condilocefálico modificado. Estudio biomecánico». *Rev. Ortop. Traum.*, 19: 649-656, 1975.
20. PAPAGIANNPOULOS, G.; PRATT, D. J., y REES, P. H.: «Derby intramedullary nail: A biomechanical comparison». *J. Biomed. Eng.*, 74: 313-317, 1985.
21. TENCER, A. F.; JOHNSON, K. D.; VOLUNSTON, D. W. C., y GILL, K.: «A biomechanical comparison of various methods of stabilization of subtrochanteric fractures of the femur». *J. Orthop. Res.*, 2: 297-305, 1984.
22. WHITE, G. M.; HEALY, W. L.; BRUMBACK, R. J.; BURGESS, A. R., y BROOKER, A. F.: «The treatment of fractures of the femoral shaft with the Brooker-Wills distal locking intramedullary nail». *J. Bone Joint Surg.*, 68A: 865-876, 1986.
23. WISS, D. A., y BRIEN, W.: «Mechanical complications following interlocking femoral nailing». *Clinical performance and related laboratory testing*. ASTM. Philadelphia, 181-189, 1989.
24. ZICKEL, R. E.: «A new fixation device for subtrochanteric fractures of the femur. A preliminary report». *Clin Orthop*, 54: 115-123, 1967.