

INVESTIGACIÓN

Fracturas supracondíleas de fémur: Estudio biomecánico comparativo entre el clavo endomedular retrógrado y el tornillo condíleo dinámico

A. GARCÍA ORIVE, G. MORANDO, J. MASTROPIERO, J. MÉNDEZ, M. DI GIACOMO, L. COCOZZELLA, P. MALETTI, C. DAPIA, H. SOLIS, C. GUERRERO, M. LUPOCHINI, N. HIRIART, V. GARCÍA y F. VILLAMIL

Servicio de Ortopedia, Hospital de Clínicas José de San Martín; Departamento de Anatomía, Facultad de Medicina de la UBA, Buenos Aires.

RESUMEN: Se presenta un estudio biomecánico comparativo entre el clavo endomedular retrógrado y el tornillo condíleo dinámico. Las fracturas supracondíleas de fémur presentan un problema de difícil solución para los cirujanos ortopedistas. Actualmente es aceptado que el tratamiento quirúrgico es el de elección; dentro del mismo disponemos del tornillo condíleo dinámico (DCS) como uno de los más utilizados, y últimamente el clavo endomedular retrógrado como una buena alternativa de tratamiento. El clavo endomedular tendría ventajas biomecánicas basadas en la posición intramedular a lo largo del eje axial del fémur, pero esta hipótesis no pudo ser comprobada por los trabajos realizados, ya que todos los autores comunican similares resultados. Por eso el objetivo de este trabajo es realizar un estudio biomecánico entre ambos métodos. Para este estudio se utilizaron 6 fémures cadavéricos frescos, no formolizados, con ausencia de lesiones patológicas. Se realizaron osteotomías a 7 cm proximal de la línea condílea, se efectuaron osteosíntesis con DCS en 3 fémures y clavo endomedular retrógrado en los 3 restantes. Se utilizó un ex-tensómetro (Strain Gauge) como método de registro, y para las pruebas de movilización y carga se empleó la máquina GENU II. Se realizaron pruebas con carga axial constante en ambas rotaciones, varo-valgo y flexión. Como conclusión, en nuestro estudio biomecánico encontramos que el DCS presenta mayor estabilidad en las pruebas realizadas, excepto en flexión.

PALABRAS CLAVE: Fracturas suprancondíleas del fémur. Tornillo condíleo dinámico. Clavo endomedular retrógrado.

SUPRACONDYLAR FEMUR FRACTURES: A COMPARATIVE BIOMECHANICAL STUDY BETWEEN RETROGRADE ENDOMEDULLARY NAIL AND DYNAMIC CONDYLAR SCREW

ABSTRACT: Supracondylar femur fractures: a comparative biomechanical study between retrograde endomedullary nail and dynamic condylar screw. Supracondylar femur fractures are a hard challenge for orthopedic surgeons. It is currently accepted that the surgical treatment is the most successful; among these, the DCS is the most common and recently the retrograde endomedullary nail has become a good choice. The endomedullary nail has several advantages based on the endomedullary position along the femoral axis. This theory could not be demonstrated in the studies performed, since researchers report similar conclusions. The goal of our study is to compare both methods. We used 6 fresh femurs (without formol immersion) free of pathological lesions. We made osteotomies 7 cm proximal to the condylar line, osteosynthesis with DCS were made in 3 femurs, and retrograde endomedullary nail performed in the other 3. The Strain Gauge was used as a register method, and the GENU II machine for the movement and load test. Constant axial load in internal and external rotation, varus-valgus and flexion test have been performed. We concluded, based on our bio-mechanical study, that the DCS have better stability than the endomedullary nail except for the flexion test.

KEY WORDS: Supracondylar femur fractures. Dynamic condylar screw. Retrograde endomedullary nail.

Recibido el 24-11-1999. Aceptado luego de la evaluación el 28-12-1999.

Correspondencia:

Dr. A. GARCÍA ORIVE
Hospital de Clínicas José de San Martín
Servicio de Ortopedia
Paraguay 2350
(1121) Capital Federal
Argentina

Las fracturas supracondíleas de fémur presentan un problema de difícil resolución para los cirujanos ortopedistas. Actualmente, es aceptado el tratamiento quirúrgico y la fijación interna como de elección para estas fracturas.¹⁴

Esto incluye una variada gama de posibilidades, entre las que el tornillo condíleo dinámico (DCS) es uno de los más utilizados.¹⁵

Una nueva alternativa para el tratamiento de esta fractura es el clavo endomedular retrógrado acerrojado.

Este tema ha sido motivo de distintas comunicaciones, la mayoría de las cuales sólo evaluaban la evolución clínica. En 1994, Iannacone y cols.⁹ presentaron buenos resultados clínicos utilizando el clavo endomedular retrógrado; sin embargo, recomendaban realizar estudios biomecánicos para avalar los resultados obtenidos.

En los últimos años, distintos autores efectuaron estudios comparativos *in vitro* sobre la estabilidad de ambos métodos. Firoozbakhsh y cols.⁵ realizaron un estudio biomecánico entre el clavo endomedular retrógrado y DCS, e informaron que ambas formas de osteosíntesis presentan similar estabilidad y compresión en varo las que, según este autor, son los modos de carga clínicamente importantes. Por otra parte, David y cols.³ compararon los mismos implantes con distintas configuraciones de los tornillos de fijación, y no refirieron diferencias significativas entre ambos métodos. Ito y cols.¹⁰ emplearon 2 tipos de clavos endomedulares y clavo placa de 95°, coincidiendo con los hallazgos de los previamente mencionados.

Las ventajas biomecánicas del clavo endomedular retrógrado derivan de su posición intramedular a lo largo del eje axial del fémur, sobre todo si se lo compara con la posición lateral de la placa con tornillos. Sin embargo, esta hipótesis no fue comprobada en los estudios biomecánicos, ya que todos los autores comunican similares resultados. El objetivo de este trabajo es realizar una comparación biomecánica *in vitro* de ambos métodos de osteosíntesis.

Material y métodos

Material de estudio

Fueron utilizados 6 fémures cadavéricos frescos no formalizados esqueletizados, 4 femeninos y 2 masculinos. Se realizaron radiografías de frente y perfil, y se comprobó la ausencia de lesiones patológicas. Fueron osteotomizados en forma transversal, 10 cm por debajo del trocánter menor y conservados a -20°C.

En cada fémur se efectuó una osteotomía transversal a 7 cm, proximal a la línea condílea distal, que se toma como representativa de la articulación femorotibial. Posteriormente, se realizó la osteosíntesis de 3 fémures con DCS de 95°, placa de 7 orificios, con 5 tornillos proximales a la osteotomía y 2 distales a la misma (Fig. 1). En los restantes 3 fémures se utilizó el clavo endomedular retrógrado de 15 cm de longitud, con 4 cerrojos, 2 en el fragmento proximal y 2 en el fragmento distal (Fig. 2). Para su colocación, empleamos instrumental específico bajo control radioscópico." En todos los casos se consiguió reducción anatómica y fijación estable.

Sistema de registro

Se utilizó el extensómetro eléctrico resistivo (*Strain Gauge*) Micro Measurement® EA 0612513T120, que presenta un tamaño de 5,5 mm x 1,5 mm y ha sido diseñado para medición de fuerzas estáticas y dinámicas. Rango térmico: -75°C a 175°C, nivel de fatiga de $\pm 1800 \mu\epsilon$ y 10^3 ciclos. Resistencia: 120 Q (Fig. 3).

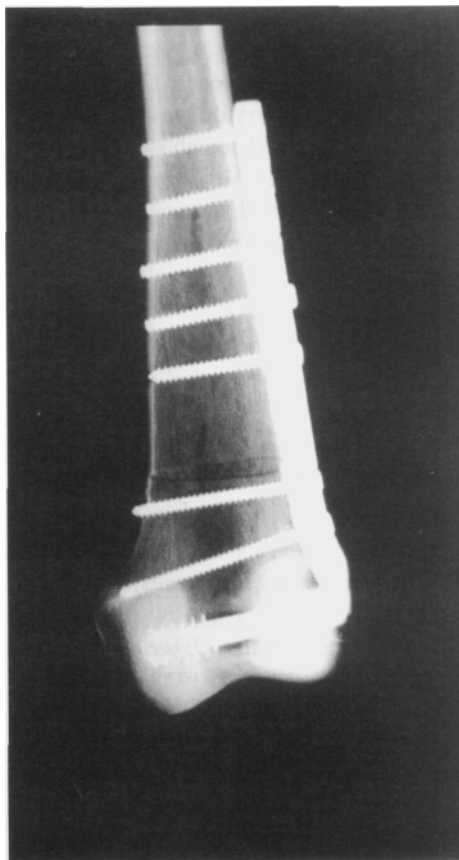


Figura 1. Osteosíntesis con DCS.

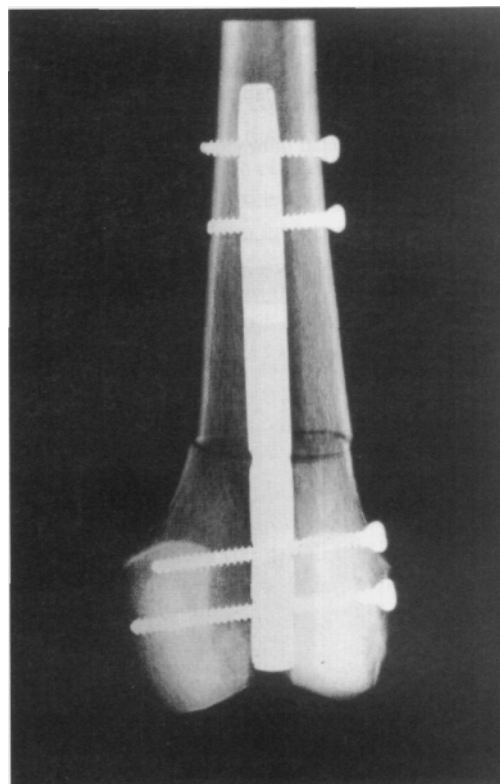


Figura 2. Clavo endomedular retrógrado con 2 cerrojos proximales y 2 distales.

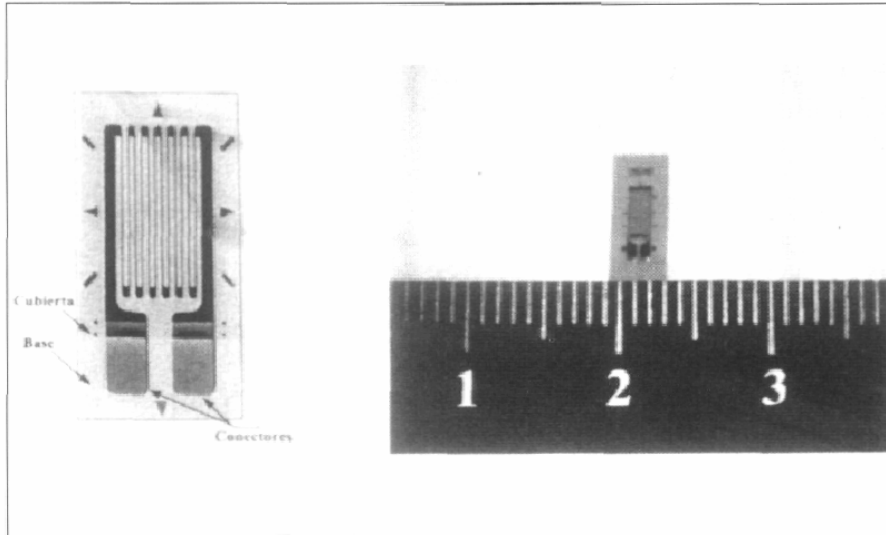


Figura 3. Extensómetro eléctrico resistivo (*Strain Gauge*).

El extensómetro fue montado sobre una placa de aluminio de 4 cm x 1 cm x 1 mm de espesor con 2 perforaciones en sus extremos, para fijarla a la cortical ósea con tornillos corticales de 3,5 mm de diámetro. El extensómetro se colocó sobre una de las caras de la placa de aluminio en forma centrada, previa preparación de la superficie receptora (desengrasado con clorinato hidrocarbonado [CSM-1A de MM®], después se removieron los contaminantes mediante la abrasión de la superficie de la placa de aluminio con SCP [*silicon carbide*] y se la sumergió en una solución alcalina, para brindar un pH adecuado). Luego se realizó el pegado utilizando el adhesivo cianoacrilato (M-Bond 200 de MM®). A las terminales del extensómetro se le soldaron dos cables monofilamento finos de cobre aislado con vinilo (126-DWV de MM®) y se los revistió para aislarlos de la humedad con una capa de triple malla de teflón (Mcoat A de MM®).

El sistema transductor se configuró en la forma de un cuarto de puente de Wheatstone.

El lector de deformidad utilizado fue el "P-3500 strain indicator" de MM®.

Sistema de movilización y carga

Para tal efecto empleamos la máquina "GENU II", que utiliza sistemas de carga neumáticos, hidráulicos, torquímetro y prensa mecánica. Puede realizar movimientos en los 3 planos y el sistema de registro consta de una celda de carga, transductores rotacionales, transductor varo/valgo y transductor axial.² Para el montaje del fémur en la máquina, se cementó la diáfisis femoral en el cilindro interno del sistema y se construyó un molde de cemento con un vástago distal para la fijación de los cóndilos femorales en el cilindro restante (Fig. 4).

Se fijaron 3 sistemas transductores a través de la osteotomía y perpendiculares a ella, con tornillos corticales de 3,5 mm equidistantes a la osteotomía. Los transductores fueron colocados: uno sobre la cortical medial para el registro de la tensión en valgo y otro, sobre la cortical lateral para medir la tensión al varo; el restante sobre la cara anterior, para censar la tensión en la flexión.

Para medir las rotaciones se colocaron 2 clavijas paralelas, perpendiculares a la cortical anterior, una sobre cada segmento óseo a 2 cm de la osteotomía, para medir la diferencia entre ambas rotaciones

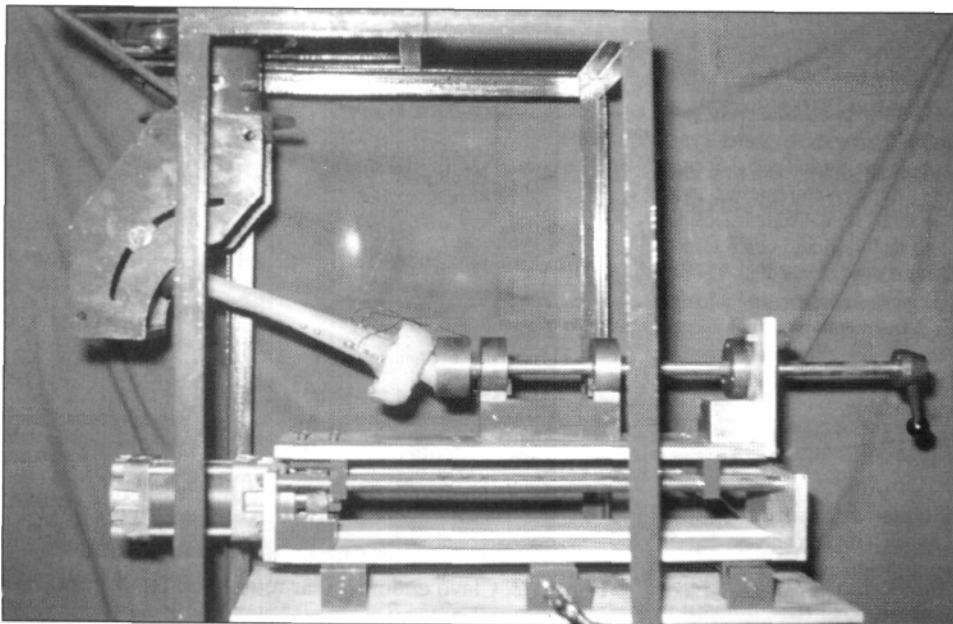


Figura 4. Genu II.

al realizar la prueba de torsión, mediante un torquímetro de alta sensibilidad (MD 35Nm de Struvevant & Richmond).

Calibración del sistema conductor

Se aplicaron cargas sucesivas crecientes conocidas al sistema conductor, con una variación de 10 g. Se obtuvo una relación lineal que permite extrapolar el valor obtenido en el lector de deformidad P3500 a valor de tensión Newton (N).

Pruebas mecánicas

Los preparados cadavéricos fueron sometidos a una carga axial constante de 200 N, torque interno y externo de 10 N/m, varo/valgo de 15 N/m y 5° de flexión. Para cada una de estas variables se realizaron 3 determinaciones, promediándose sus resultados.

Resultados

Los resultados se registraron en grados para las rotaciones y en N/m para las pruebas de varo, valgo y flexión. A mayor registro de tensión, mayor inestabilidad (Tabla).

Al realizar las pruebas de rotación interna, observamos en los clavos retrógrados 3,5° de rotación, contra 2° del DCS. A la rotación externa, los clavos retrógrados tuvieron 4° de rotación y los DCS, 2,5°.

Durante las pruebas en valgo se registraron 40 N de tensión para los clavos retrógrados y 20 N para los DCS. Para el varo, el transductor censó 39 N de tensión en los clavos retrógrados y 33 N para los DCS.

Por último, los clavos endomedulares, en flexión, registraron una tensión de 31 N y los DCS 39 N.

Discusión

Reseña histórica

Desde principios de esta década, varios autores se han dedicado al perfeccionamiento biomecánico del clavo en-domedular retrógrado y a su comparación con el DCS para demostrar las ventajas de cada método.

Firoozbakhsh y cols.,⁵ en 1995, realizaron una comparación biomecánica entre el clavo endomedular retrógrado y el DCS en una osteotomía transversal, con resección de un fragmento de cortical medial, ya que conside-

ran que el patrón fracturario más común es con conminución de dicha cortical y el principal fallo de estos implantes es en varo. David y cols.,¹ en 1997, utilizaron los mismos implantes, pero con diferente distribución de los tornillos, agregando a la osteotomía transversal otra en cuña sobre la cortical interna. En el mismo año, Ito y cols.¹⁰ efectuaron un estudio comparativo entre dos métodos de enclavado endomedular retrógrado (fresado y no fresado) y clavo placa de 95°.

Koval y cols.,¹¹ en 1996, compararon los resultados empleando DCS de 95° y dos tipos de clavos endomedulares, uno de inserción retrógrada y otro, anterógrada, realizando osteotomías transversales.

Comparación con otros estudios biomecánicos

Firoozbakhsh⁵ demuestra que en varo y en compresión en varo los dos implantes se comportan en forma similar, y concluye que no hay diferencias biomecánicas significativas, ya que considera que las rotaciones y el desplazamiento en valgo no son modos de carga fisiológicamente importantes. Sin embargo, no cita trabajo clínico o biomecánico alguno que lo demuestre. Si bien emplea un método de registro sensible como el extensómetro resistivo, éste no es aplicado directamente sobre la superficie ósea, disminuyendo la sensibilidad del modelo de registro. Por otra parte, David y cols.³ comunicaron similares resultados con ambos implantes, estableciendo sólo diferencias de estabilidad con las distintas distribuciones de los tornillos de fijación, pero no precisan el método de registro utilizado.

Ito y cols.¹⁰ resecaron una virola de 1 cm de espesor a 6 cm proximal a la línea condílea. Al colocar las osteosíntesis mantuvieron una distracción de 1 cm. Al igual que David, demuestran que el clavo endomedular es tan o más estable que el DCS, excepto en las rotaciones, donde este último supera al clavo endomedular. Emplea extensómetros, pero los coloca sobre clavijas insertadas a 5 mm a cada lado de la osteotomía, con lo cual en el registro se pierde sensibilidad. Compara dos métodos endomedulares con el clavo placa colocado sólo con un tornillo de refuerzo en el fragmento distal, lo cual, sumado a la inestabilidad de la osteotomía, no es comparable con nuestro trabajo.

Koval y cols.¹¹ demuestran mayor estabilidad del DCS sobre los clavos endomedulares, y dentro de éstos, el clavo endomedular retrógrado fue más estable que el anterógrado. No queda claro el método de registro utilizado.

Como podemos observar, todos los modelos experimentales son cuestionables. En nuestro estudio usamos los transductores aplicados directamente sobre la superficie ósea, lo que disminuye el margen de error en el registro de la tensión que sufre el extensómetro.

Los distintos autores aseveran, pese a las diferencias encontradas en las rotaciones y por Firoozbakhsh⁵ en la compresión en valgo, que ambos implantes son biomecá-

Tabla. Registros de determinaciones

Variabes	Clavo endomedular	DCS
Varo	39 N/m	33 N/m
Valgo	40 N/m	20 N/m
Rotación externa	4°	2,5°
Rotación interna	3,5°	2°
Flexión	31 N/m	39 N/m

nicamente similares. Nosotros, por el contrario, demostramos que el DCS presenta un mejor comportamiento biomecánico en todos los planos, excepto en flexión.

Consideraciones técnicas

En nuestro trabajo empleamos el extensómetro eléctrico resistivo (*Strain Gauge*) que es un método de registro sensible a la deformación que sufren los objetos sobre los que se aplica, y que suministra un voltaje de salida proporcional a la deformidad aplicada. El sistema transductor se configuró en la forma de un cuarto de puente de Wheatstone,² una conexión típica en la que, al aplicar una tensión E en el elemento a censar, para la tensión de salida $EO = O$, se cumple: $R1-R3 = R2-R4 = \text{Constante}$.

Si por la deformación del material al que se encuentra unido el sistema transductor, se produce una variación en su resistencia, el puente se desequilibrará como consecuencia del aumento de la tensión, posibilitando conocer, si es debidamente interpretada, la magnitud de la deformación que la origina.

Consideraciones clínicas

Al revisar la bibliografía publicada sobre evaluaciones clínicas de ambos métodos, encontramos una marcada disparidad en cuanto a la comunicación de resultados y complicaciones.

Según su experiencia clínica con el clavo endomedular retrógrado, Henry y cols.⁸ concluyeron en 1991 que su estabilidad era superior a la del clavo placa de 95°, de acuerdo con la disminución del brazo de palanca y la reducción de la angulación en varo/valgo. En 1994, Iannacone y cols.⁹ comunicaron un 14% de pseudoartrosis con el clavo endomedular retrógrado. En nuestro medio, Gorosito y cols.⁶ demostraron excelentes resultados con el

clavo endomedular retrógrado, con sólo 1 caso de infección sobre 18 y sin pseudoartrosis. Dazinger y cols, comunicaron un 4% de pseudoartrosis con el clavo endomedular retrógrado acerrojado, sin infecciones.

Al evaluar el DCS, Siliski y cols.¹⁴ comunicaron un 7% de infecciones; Mize y cols.,¹² un 4,4% y un 7,3% de infecciones y pseudoartrosis, respectivamente; Shewring y Meggitt,¹⁶ sobre 21 casos tuvieron 1 episodio de trombosis venosa profunda, un 10% de pseudoartrosis y ningún caso de infección.

Consideraciones anatómicas quirúrgicas

El clavo endomedular requiere menor exposición quirúrgica, y tiene un bajo índice de infecciones; sin embargo, se debe exponer la articulación de la rodilla, con riesgo de dañar el cartílago articular y el aparato extensor. Al realizar el orificio de ingreso del clavo en el intercón-dilo, se puede dañar la inserción proximal del ligamento cruzado anterior. Este implante es una excelente alternativa para las fracturas supracondíleas en pacientes con reemplazo total de rodilla.

Con respecto al DCS, se debe realizar una amplia exposición quirúrgica con desvitalización de fragmentos óseos, por lo que es una técnica quirúrgica muy exigente.

Conclusión

Como conclusión, los resultados obtenidos en nuestro estudio biomecánico demuestran que el DCS presenta mayor estabilidad que el clavo endomedular retrógrado, por lo que sugerimos que el método endomedular se debe reservar para situaciones que realmente lo justifiquen (osteopenia, reemplazo total de rodilla, pseudoartrosis con placa previa).

Referencias bibliográficas

1. Allende, BT: Fracturas del extremo distal del fémur. *RevAsoc Arg Ortop Traumatol*, 58(1): 95-107, 1993.
2. Carrilero, PL, y Pueyrredón, H: Biomecánica del ligamento cruzado anterior: análisis tensional. *Rev Asoc Arg Ortop Traumata*, 64(2): 135-142, 1999.
3. David, S; Harrow, M; Peindl, R; Frick, S, y Kellam, J: Comparative biomechanical analysis of supracondylar femur fractures fixation: locked intramedullary nail versus 95°-degree angled plate. *J Orthop Trauma*, 11(5): 344-350, 1997.
4. Ferré, RL; Schachter, S, y Ferré, RM: *Fracturas de la extremidad distal del fémur. Conducta terapéutica y complicaciones*. XI Congreso de Ortopedia y Traumatología; 1972.
5. Firoozbakhsh, K; Behzadi, K; DeCoster, T; Moneim, M, y Naraghi, F: Mechanics of retrograde nail versus plate fixation for supracondylar femur fractures. *J Orthop Trauma*, 9(2): 152-157, 1995.
6. Gorosito, I; Olivetto, R; Bruchmann, G, y González, S: Fracturas supracondíleas de fémur: Clavos endomedulares retrógrados. *Rev Asoc Arg Ortop Traumatol*, 64(1): 19-22, 1999.
7. Healy, W, y Brooker, A: Distal femoral fractures. *Clin Orthop Rel Res*, 174: 166-171, 1983.
8. Henry, SL; Trager, S; Green, SA, y Seligson, D: Management of supracondylar fractures of the femur with the GSH intramedullary nail: preliminary report. *Contemp Orthop*, 22: 631-640, 1991.
9. Iannacone, WM; Bennett, FS; DeLong, WG Jr; Born, CT, y Dalsey, RM: Initial experience with the treatment of supracondylar femoral fractures using the supracondylar intramedullary nail: a preliminary report. *J Orthop Trauma*, 8: 322-327, 1994.
10. Ito, K; Grass, R, y Zipp, H: Internal fixation of supracondylar femoral fractures: comparative biomechanical performance of the 95-degree blade plate and two retrograde nails. *J Orthop Trauma*, 12(4): 259-266, 1998.

11. **Koval, K; Kummer, F; Bharam, S; Chen, D, y Haider, S:** Distal femoral fixation: A laboratory comparison of the 95° plate, anterograde and retrograde inserted reamed intramedullary nails. *J Orthop Trauma*, 10(6): 378-382, 1996.
12. **Mize, R:** Surgical management of complex fractures of the distal femur. *Clin Orthop Rel Res*, 240: 77-86, 1989.
13. **Miiller, ME; Allgower, M; Schneider, R, y Willenegger, H:** *Manual of internal fixation: techniques recommended by the AO group*. 3° ed. Berlin: Springer-Verlag; 1990.
14. **Siliski, J; Mahring, M; Hofer, P, y Austria, G:** Supracondylar-intercondylar fractures of the femur. *J Bone Jt Surg (A)*, 71(1): 95-104, 1989.
15. **Schatzker, J, y Tile, M:** *Tratamiento quirúrgico de las fracturas*. 2ª ed. Editorial Panamericana; 1996.
16. **Shewring, D, y Meggitt, B:** Fractures of the distal femur treated with the AO dynamic condylar screw. *J Bone Jt Surg (B)*, 74(1): 122-125, 1992.