

FACULTAD DE MEDICINA. UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA  
CÁTEDRA DE TRAUMATOLOGÍA Y CIRUGÍA ORTOPÉDICA

Prof. F. SERAL IÑIGO

## El enclavamiento condilocefálico en el tratamiento de las fracturas pertrocantéreas de cadera. Estudio comparativo de métodos rígidos y elásticos mediante técnicas de fotoelasticidad

A. LACLÉRIGA GIMÉNEZ, J. ALBAREDA ALBAREDA y F. SERAL IÑIGO

### RESUMEN

Se realiza un estudio experimental entre los enclavamientos condilocefálicos (Técnica de Küntscher) y elásticos (Técnica de Ender), utilizando modelos de extremidad proximal de fémur de Araldite aplicando técnicas de fotoelasticidad a fracturas estables e inestables.

Los resultados permiten afirmar que los enclavamientos elásticos representan mejor las condiciones bioquímicas del fémur anatómico que los rígidos.

Descriptores: Enclavamientos condilocefálicos rígidos y elásticos. Fotoelasticidad en los enclavamientos condilocefálicos.

### SUMMARY

A comparative experimental study between rigid and flexible nailing (Küntscher and Ender Techniques respectively) is reported, using a model of the proximal femur suitable for photoelastic analysis.

This study shows that the elastic nailing is biomechanically better than the rigid nailing.

Key words: Trochanteric fracture: rigid or flexible nailing. Internal fixation in trochanteric fracture: photoelastic conditions.

### Introducción

El enclavamiento condilocefálico, ha supuesto un gran avance en el tratamiento de la frecuente Fractura Trocantérea del anciano. Existen dos variedades de enclavamiento condilocefálico, una basa-

da en una fijación interna con un solo clavo rígido y otra mediante varios clavos elásticos.

El objetivo de este trabajo es realizar un estudio comparativo biomecánico entre ambas variedades, para ver cual de ellos reproduce más fielmente la fisiolo-

gía femoral. Para ello, son utilizadas técnicas experimentales de fotoelasticidad, que nos permiten reproducir las sollicitaciones mecánicas del extremo proximal del fémur, haciendo posible su análisis tanto en un modelo anatómico, como en diversos modelos de Fracturas Trocántereas simuladas, fijadas mediante las dos variedades de enclavamiento condilocefálico.

De acuerdo con los trabajos de JENSEN (5) y de MAQUET (11), consideramos que la fotoelasticidad se muestra como un método sencillo y económico, que reproduce con fidelidad las características biomecánicas del extremo proximal del fémur, cuando este es sometido a fuerzas de compresión, tracción y cizallamiento.

### Material y métodos

Realizamos 5 modelos de Araldite B que pretenden reproducir el plano central del ex-

tremo proximal del fémur, ya que como indican JENSEN (5) y MAQUET (11), la realización de un estudio tridimensional complica notablemente el experimento y no ofrece ventajas significativas sobre los resultados obtenidos por la compresión ejercida en un solo plano. Las dimensiones de cada uno de los modelos, fueron obtenidas mediante la realización de un programa de ordenador capaz de asimilar los módulos de Young del hueso con el de la resina fotoelástica, confiriendo al experimento una mayor fiabilidad.

Uno de los modelos representa un fémur anatómico sin fractura, dos reproducen fracturas trocántereas estables y otros dos fracturas inestables. El modelo estable lo realizamos mediante la producción de una línea de fractura desde trocánter mayor a menor y el de fractura inestable reseca una cuña pertrocánterea de 2 cms. de base interna, modelo utilizado por BRIOT (1). Cada uno de los modelos de fracturas son fijados alternativamente por métodos condilocefálicos elásticos y rígidos. Tomamos como modelo rígido el clavo de KÜNTSCHER (9) y como modelo elástico los clavos de ENDER (2), colocándose 3 de ellos para estabilizar la fractura. En todos los modelos la reducción de la fractura se simuló con un ángulo cervicodifisario de 135 grados.

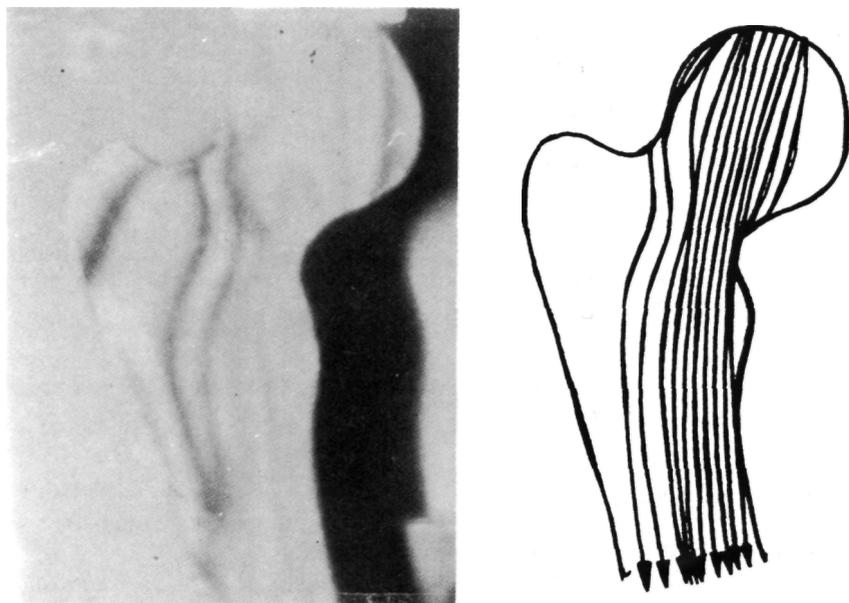


FIG. 1.— Modelo fotoelástico de un fémur anatómicamente normal: Las líneas más claras, que representan eje de fuerzas de transmisión, están situadas a nivel de la cortical interna, tal y como ocurre en el fémur anatómico.

Cada uno de los modelos fue colocado en una máquina de experimentación universal, de modo que el corte inferior de los mismos fuera paralelo al plano horizontal de los cóndilos femorales. Posteriormente fueron sometidos a carga progresiva sobre la región superointerna de la cabeza femoral, hasta alcanzar compresión equivalente a 100 kgs.

Posteriormente, procedimos a la iluminación de cada uno de los modelos con un foco de luz polarizada, pudiendo observar como a nivel de cada una de las piezas, la trasmisión de fuerzas quedaba representada por medio de líneas isocromáticas y que en las imágenes de este trabajo se corresponden con las líneas más oscuras.

### Resultados

En la figura 1, podemos observar como en el modelo denominado como anatómico, un gran eje de compresión discurre a nivel de la cortical interna, tal y como sucede en el fémur normal. Este eje es el resultado de la transmisión del peso del cuerpo. También debe destacarse el hecho de que en circunstancias nor-

males el fémur proximal no presenta ningún momento flexor a nivel de la región trocántérea.

En los modelos de fracturas tratadas con clavos elásticos, un eje de compresión se dibuja en la porción interna del extremo proximal del fémur, reproduciendo por lo tanto lo ocurrido en el modelo anatómico. Sin embargo, podemos observar la existencia de un pequeño eje de flexión que transcurre relativamente paralelo al eje longitudinal del fémur (Figuras 2 y 3). Por otro lado, en los modelos tratados con clavo rígido este eje de flexión, aparece casi perpendicular al eje longitudinal del fémur, predominando sobre el eje de compresión que se dibuja a nivel de la parte interna (Figuras 4 y 5).

La diferencia fundamental entre los modelos de fracturas estables e inestables, fue que el número de sollicitaciones biomecánicas transmitidas por el material fotoelástico en estas últimas es más abundante y por lo tanto, representa un aumento de los esfuerzos mecánicos que debe de soportar el clavo, disminuyendo de este modo su capacidad de fijación interna y favoreciendo la aparición de complicaciones locales.

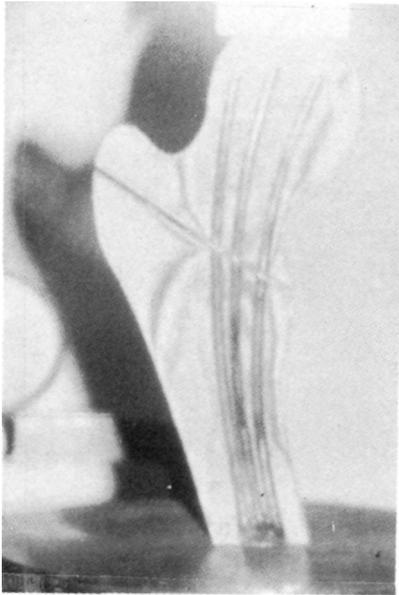


FIG. 2.-- Modelo de fractura estable fijada mediante tres clavos elásticos de Ender: Las líneas más claras conforman dos ejes de fuerzas de transmisión, un importante eje de compresión siguiendo la trayectoria de los clavos y un pequeño eje con dirección oblicua a la cortical externa diafisaria.

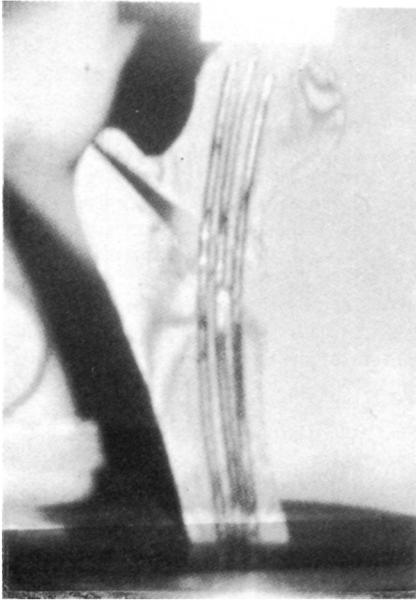


FIG. 3.— Modelo de fractura inestable fijada mediante tres clavos elásticos de Ender: Las líneas más claras conforman dos ejes de fuerzas de transmisión, un eje de compresión siguiendo la trayectoria de los clavos y un eje varizante que se dirige con una doble dirección, oblicua y transversa, a las corticales subtrocantérea y diafisaria externa.

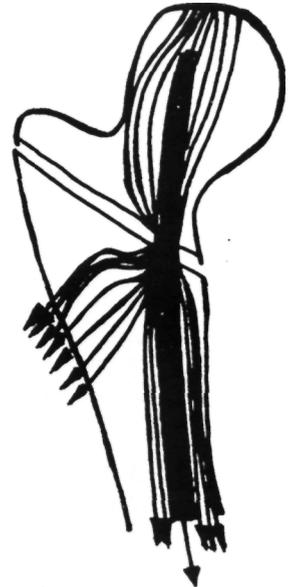
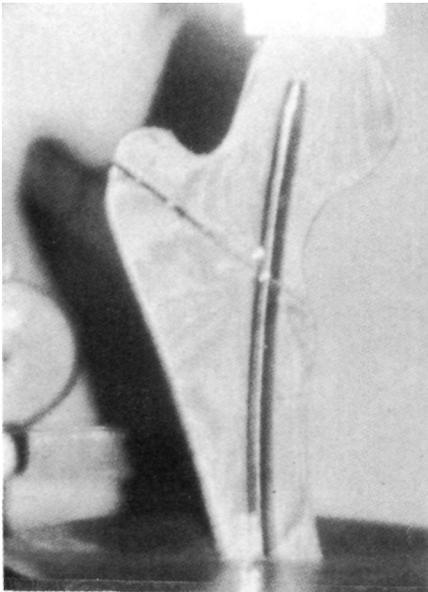


FIG. 4.— Modelo de fractura estable fijada mediante un clavo rígido de Kuntscher: Las líneas más claras conforman dos ejes de fuerzas de transmisión, un eje de compresión siguiendo la trayectoria del clavo y un eje varizante que se dirige a la cortical subtrocantérea externa.

### Discusión

La estabilidad postoperatoria de la fijación de una fractura de cadera depende según KAUFER (7) de 4 factores: Calidad ósea; geometría de los fragmentos; reducción; y calidad, diseño y emplazamiento del implante. Para este trabajo se realizaron unos modelos experimentales en donde los tres primeros apartados presentarían unas características similares independientemente de la pieza de ensayo, para de este modo poder considerar aisladamente y en profundidad el último de los apartados.

Tal y como indican JENSEN (5) y MAQUET (11) el modelo plano de fotoelasticidad aporta datos suficientes en cuanto al problema que nos ocupa, ya que si exceptuamos el problema de la actitud residual en rotación externa de la extremidad que ha sufrido una Fractura Pertro-

cantérea, el resto de las complicaciones de las mismas se deben a los efectos biomecánicos de las fuerzas sucedidas en el plano axial.

Tanto los modelos elásticos de ENDER (2), como los rígidos de KÜNTSCHER (9) y HARRIS (4), presentan su talón de aquiles, en un defecto de fijación de las fuerzas varizantes que actúan sobre el foco de fractura, tal y como puede comprobarse en los resultados que presentamos. Tal defecto de fijación, produce la varización, la impactación a nivel de la cortical interna y la desestabilización del foco de fractura y con ello la aparición de las complicaciones clásicas del enclavamiento condilocefálico (Migraciones del material de osteosíntesis, varización del foco de fractura con acortamiento de la extremidad, formación de callos viciosos...), que en muchas ocasiones obligan a la reintervención del paciente, empeorando nota-

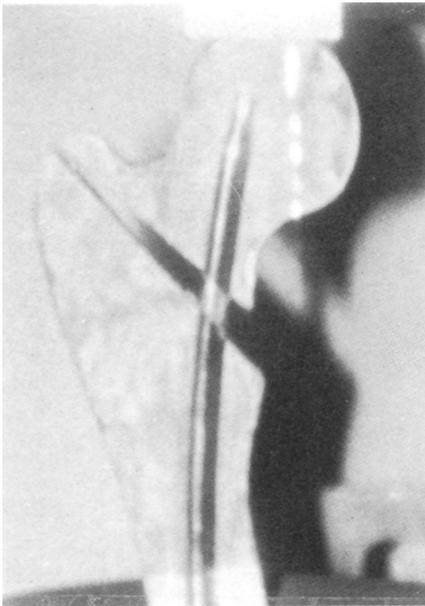


FIG. 5.— Modelo de fractura inestable fijada mediante un clavo rígido de Küntscher: Las líneas más claras conforman dos ejes de fuerzas de transmisión, un pequeño eje de compresión siguiendo la trayectoria del clavo y un importante eje varizante que se dirige en abanico a la cortical subtrocantérea externa.

blemente el pronóstico «ad vitam» (6, 8, 10, 12 y 13).

Nosotros pensamos que un conjunto de clavos elásticos presentan unas mejores condiciones biomecánicas en el foco de fractura que un solo clavo rígido, puesto que reproduce más fielmente la transmisión de líneas de fuerza a nivel del modelo anatómico y disminuye notablemente el momento flexor a nivel del foco de fractura. Además, el eje flexor de los modelos elásticos, al transcurrir casi paralelo al eje longitudinal del fémur ha de tener en cualquier caso unas consecuencias menos desfavorables sobre la desestabilización del montaje que el eje de los modelos rígidos que aparecen perpendicularmente al eje de carga femoral. En el caso de los implantes rígidos, estamos de acuerdo con MAQUET (11), en el sentido de que la fijación con una osteosíntesis que transcurra perpendicular a la línea de fractura conseguirá disminuir la transmisión de fuerzas flexoras a nivel del extremo proximal del fémur y con ello logrará una mayor estabilización del montaje.

Finalmente, debe destacarse el distinto comportamiento de las fracturas consideradas como inestables, en la que las sollicitaciones biomecánicas son más abundantes sobre el material de osteosíntesis que en las estables, facilitando de este modo la impactación y desestabilización del montaje, tal y como comprueba GUTLER (3) en un estudio experimental realizado sobre material procedente de autopsia. Así, en este tipo de fracturas deberán extremarse las precauciones en la evolución postoperatoria del paciente y sólo permitirse la carga activa cuando la fractura se haya estabilizado mediante un comienzo de consolidación (9, 10 y 12).

### Conclusiones

Consideramos que los clavos condilocefálicos elásticos presentan importantes

ventajas biomecánicas sobre los clavos rígidos en la fijación de las Fracturas Pertrocanteréas de cadera, tanto en el caso de las fracturas estables como inestables.

### BIBLIOGRAFIA

1. BRIOT B., KEMPF I., JAEGER J. H. (1980): Enclouage d'Ender. Notions pratiques tirées de l'étude expérimentale. *Acta Orthop. Belg.* 42: 234-242.
2. ENDER J., SIMON-WEINDER R. (1970): Die fixierung der trochanteren brüncke mit runden elastischen condylennageln. *Acta Chir. Austr.* 1: 40-42.
3. GUTLER J., JACOBS R., JACOBS C. (1986): Biomechanical evaluation of the Ender's Pins, the Harris nails and the dynamyc hip screw for the unstable intertrochanteric fractures. *Clin Orthop.* 206: 109-113.
4. HARRIS J. (1978): Closed medullary nailing of intertrochanteric and subtrochanteric fractures. *Orthop. Trans.* 2: 196-207.
5. JENSEN S. (1978): A Photoelastic Study of a model of the proximal femur. *Acta Orthop Scand.* 49: 54-59.
6. JENSEN S., SONNE-HOLM S. (1980): Critical analysis of the Ender nailing of the trochanteric fractures. *Acta Orthop. Scand* 51: 817-825.
7. KAUFER H. (1980): Mechanics of the treatment of hip injuries. *Clin. Orthop.* 146: 53-62.
8. KEMPF I., BRIOT B., BITAR S., BEN ABIB M., GRAF H. (1982): L'enclouage selon Ender bilan ameliorations techniques. *Rev. Chir. Orthop.* 68: 199-205.
9. KUNTSCHER G. (1966): Zur operativen behandlung de pertrocanteren fractures. *Zib. Chir.* 91: 281-285.
10. LACLÉRIGA A. (1986): Estudio comparativo clínico-experimental de las fracturas pertrocanteréas de cadera tratadas mediante enclavamiento condilocefálico de Ender y Kuntscher. Tesis Doctoral. Universidad de Zaragoza.
11. MAQUET P., PELZER-BAWIN G. (1980): Analyse mecanique de l'osteosynthese des fractures basicervicales, per et sous-trochanteriennes du femur. *Acta Orthop. Belg.* 46: 28-43.
12. RUSSIN L., SONNI A. (1980): Treatment of intertrochanteric and subtrochanteric fractures with Ender's intramedullary rods. *Clin. Orthop.* 148: 203-212.
13. ZAIN ELABDIEN B. S., OLERUD S., KALSTROM G. (1984): Ender nailing of pertrochanteric fractures. *Clin. Orthop.* 191: 56-63.