

Estudio mecánico de diferentes montajes de fijadores externos unilaterales y modulares

J. Duart y F. Forriol

Laboratorio de Ortopedia Experimental. Departamento de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Clínica Universitaria. Facultad de Medicina. Universidad de Navarra. Pamplona.

Objetivo. Analizar la rigidez axial de dos tipos de fijadores externos, modular y monolateral, con diferentes montajes y condiciones.

Material y método. Se analizó la rigidez axial de dos tipos de fijadores externos, Hoffmann II® y Monotubo-Triax®, rojo y azul, en una máquina de ensayos universal, a una velocidad de 5 mm/min. Se estudiaron distintos montajes con cada uno de los fijadores, modificando la distancia de las barras, el diámetro de los clavos, la distancia de los clavos al foco de fractura y el número y distancia de los clavos en cada fragmento.

Resultados. La rigidez axial fue mayor en los fijadores monolaterales y aumentó al incrementar el diámetro de los clavos y aproximar los clavos a la línea de fractura en los fijadores monolaterales, pero no en el fijador modular. No se encontraron diferencias en la rigidez axial al aumentar el número de clavos o cambiar su posición.

Conclusiones. Los montajes con el sistema modular más rígidos son aquellos con clavos transfixiantes, que colocan dos fijadores de forma simétrica o utilizan dos barras. La colocación de los clavos en ángulo de 90° aumenta considerablemente la rigidez si se unen las dos barras laterales con tres barras transversales.

Palabras clave: fijación externa, biomecánica, fijador modular.

Mechanical study of unilateral and modular external fixator configurations

Aim. To analyze the axial rigidity of two types of external fixators, modular and unilateral, using different frame configurations and conditions.

Materials and methods. The axial rigidity of two types of external fixators, Hoffmann II® and Monotubo-Triax®, red and blue, was analyzed in a material testing machine at a rate of 5 mm/min. Different frame configurations of each fixator were studied, consisting of modifications in bar length, nail diameter, the distance from nails to fracture site, and nail number and distance between nails in each fragment.

Results. Axial rigidity was greater in unilateral fixators and increased with increments in nail diameter and nail approximation to the fracture line in unilateral fixators but not the modular fixator. No differences in axial rigidity were observed with an increased number of nails or change in position.

Conclusions. The most rigid frame configurations achieved with the modular system had transfixing nails, with two symmetrical fixators or two bars. Placement of the nails at a 90° angle considerably increased rigidity if the two lateral struts were joined by three transversal struts.

Key words: external fixation, biomechanics, modular fixator.

En los últimos años el concepto de fijación mecánica ha cambiado por el de fijación biológica¹. No son, sin embargo, conceptos contrapuestos, pues siempre hay que procurar

las mejores condiciones biológicas con una fijación mecánicamente estable.

En el tratamiento de una fractura, los fijadores externos poco rígidos producen elevadas sollicitaciones y deformaciones sobre el callo de fractura, además de la concentración de tensiones en la unión entre el clavo y el hueso que llevará a un aflojamiento de los clavos.

Una reducción incorrecta de una fractura puede producir una deformación permanente en los clavos del fijador, mientras que la reducción adecuada de los fragmentos óseos aumenta la rigidez del sistema y disminuye las sollicitaciones sobre los clavos. El fijador externo no consigue nunca

Correspondencia:

F. Forriol.
Departamento de Cirugía Ortopédica y Traumatología.
Clínica Universitaria de Navarra.
Avda. Pío XII s/n.
31008 Pamplona.
Correo electrónico: fforriol@unav.es

Recibido: mayo de 2003.

Aceptado: junio de 2004.

la rigidez de las placas de fijación interna, pero tampoco es ese su objetivo. Los fijadores externos deben evitar los desplazamientos angulares²⁻⁴.

Las condiciones mecánicas en la reparación de una fractura no dependen únicamente del tipo de montaje del fijador externo, aunque tiene una relación muy directa sobre las deformaciones del callo de fractura⁵. En todo montaje hay que tener en cuenta la estabilidad, un concepto clínico que relaciona la carga con el desplazamiento de la fractura. Por su parte, la rigidez es la relación entre la carga axial aplicada a un elemento y la deformación que sufre. Cuando la rigidez de un implante no es completa, éste será elástico o flexible. La elasticidad es la propiedad de un sistema de fijación para deformarse cuando se aplica una fuerza y volver a su posición original cuando cesa.

La elasticidad de un fijador permite que se puedan transmitir cargas a través del hueso fracturado. Algunos autores han promovido los llamados fijadores dinámicos, que se comportan de diferente manera. La biocompresión, un método ideado por Lazo-Zbikowski⁶, consigue una compresión fisiológica, acortando las barras del fijador, para mantener los fragmentos óseos en contacto continuo. Los micro-movimientos en el foco de fractura tienen como objetivo estimular la formación del callo óseo⁴, mientras que un muelle en el fijador absorbe parte de las fuerzas que se transmiten por el callo de fractura o por el neoformado óseo, en el caso de las elongaciones⁷.

El objetivo del presente estudio es analizar el comportamiento mecánico axial de dos tipos de fijadores externos, unilateral y modular, con diferentes montajes y condiciones. Conocer el comportamiento de los diferentes montajes, formados por los mismos componentes, ayuda al cirujano a comprender su comportamiento mecánico y a utilizar el tipo de montaje más adecuado para cada tipo de fractura y para cada paciente.

MATERIAL Y MÉTODO

Se utilizó un montaje monolateral y otro modular de fijador externo con clavos de 5 mm de diámetro (Apex[®], Stryker, Ginebra, Suiza). Los montajes de referencia fueron dos fijadores monolaterales Monotubo-Triax[®] (Stryker, Ginebra, Suiza) de diferente tamaño, azul y rojo, y un fijador modular tipo Hoffmann II[®] (Stryker, Ginebra, Suiza).

Asumimos montajes simples, sin considerar las partes blandas, ni tampoco la formación de un tejido de interposición entre los fragmentos uniendo los fijadores externos a barras de plástico acrílico, cilíndricas, de 15 cm de longitud y con un diámetro de 30 mm y un grosor de su pared de 3 mm. En cada una de las barras cilíndricas se realizaron orificios con una broca de 3,5 mm, en el sitio recomendado para cada ensayo.

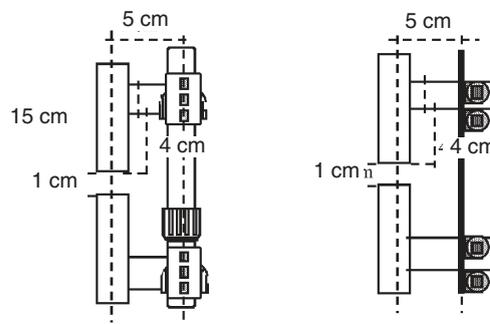


Figura 1. Montajes básicos utilizados con el fijador externo Monotubo Triax[®] y Hoffmann II[®].

El montaje básico se construyó colocando el eje de la barra del fijador a 4 cm del eje del cilindro de plástico. El espacio entre los fragmentos fue de un centímetro y los clavos más próximos al espacio interfragmentario se colocaron, en cada fragmento, a 4 cm de distancia (fig. 1).

Todos los tornillos de los diferentes montajes fueron apretados con llave dinamométrica, a 11 Nm para el fijador Monotubo-Triax[®] rojo y 9 Nm para el fijador Monotubo-Triax azul y el fijador Hoffmann II[®].

A partir de esta configuración se realizaron diferentes modelos, comparando los clavos de 5 mm de diámetro con clavos de 6 mm de igual rosca. También se estudió el comportamiento modificando la distancia entre el eje de la barra del fijador y del fragmento a 3, 4, 5, 6 y 7 cm. Igualmente, se analizó la influencia de la distancia del clavo más próximo al espacio interfragmentario, estudiando la rigidez axial del montaje con distancias a 1, 2, 4 y 6 cm. Medimos la rigidez del montaje colocando tres y cuatro clavos en cada fragmento y cambiando la posición de los mismos. Para ello se tomó como punto de referencia el portaclavos del Monotubo-Triax[®], que tiene 4 orificios. Entre el primero y el segundo y entre el tercero y el cuarto la distancia es de 11 mm, siendo entre el segundo y el tercero de 22 mm (fig. 2).

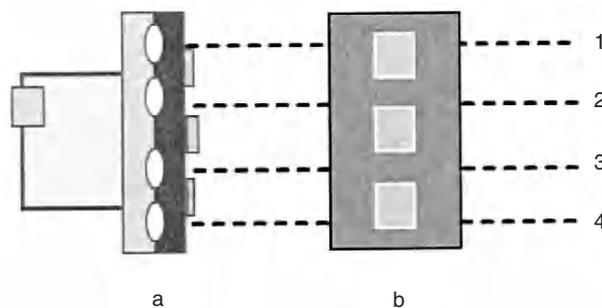


Figura 2. Ficha portaclavos del fijador Monotubo Triax[®], (a) visión lateral; (b) visión frontal con cuatro posiciones para clavos.

Tabla 1. Rigidez axial del montaje modificando la distancia barra-hueso

Distancia (cm)	Diámetro clavo (mm)	Monotubo Triax® rojo (kg)	Monotubo Triax® azul (kg)	Hoffmann II® (kg)
3	5	109	60,96	53,24
4	5	71,03	54,39	37,49
4	6	82,76	61,48	38,16
5	5	37,13	29,83	30,01
6	5	39,61	23,67	19,46
7	5	36,82	16,17	22,57

Los fijadores externos se analizaron siempre en las mismas condiciones, en una máquina de ensayos universal (INSTRON® 4502, High Wycombe, Reino Unido), utilizando mordazas homologadas y colocando una bola de acero en los extremos de las barras cilíndricas para la mejor adaptación del montaje. La velocidad del ensayo fue de 5 mm/min y el desplazamiento máximo de un centímetro. Con cada montaje se efectuaron tres ensayos, obteniendo su valor medio.

RESULTADOS

Las fuerzas máximas soportadas por los montajes de referencia de los tres fijadores fueron superiores con el Monotubo Triax® rojo (71,03 kg) que con el Monotubo Triax® azul (54,39 kg) y el fijador modular Hoffmann II® (37,49 kg). La aproximación de la barra al hueso mejoró la rigidez axial. Sin embargo, cuando estas distancias superaron los 5 cm de separación, los valores disminuyeron considerablemente, aunque el fijador modular no vio afectada la rigidez máxima de forma tan significativa como los fijadores monolaterales (tabla 1).

Los clavos de 6 mm de diámetro aumentaron la resistencia de los fijadores monolaterales a 82,76 kg en el Monotubo Triax® rojo y a 61,48 kg en el Monotubo Triax® azul, mientras que con el fijador Hoffmann II® la diferencia fue mínima (38,16 kg) (tabla 1).

Cuando se modificó la distancia entre el clavo más cercano a la línea de fractura, la rigidez axial presentó diferencias a partir de 2 cm que fueron importantes en el fijador modular y menores en los fijadores monolaterales (tabla 2).

El número de clavos y la posición de los mismos en el portaclavos no tuvo un resultado significativo. Las diferen-

Tabla 2. Rigidez axial del montaje modificando la distancia clavo-espacio interfragmentario

Distancia (cm)	Monotubo Triax® rojo (kg)	Monotubo Triax® azul (kg)	Hoffmann II® (kg)
1	79,49	66,97	34,33
2	71,03	54,39	37,49
4	72,85	55,87	22,37
6	69,08	57,57	21,28

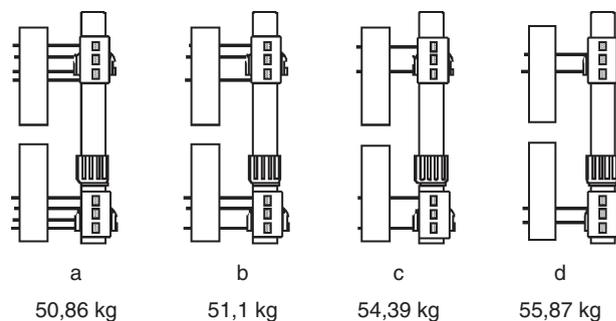


Figura 3. Rigidez axial en diferentes montajes con Monotubo Triax® azul, (a) con cuatro clavos por fragmento; (b) con tres clavos por fragmento; (c) con dos clavos por fragmento separados a 44 mm y (d) con dos clavos por fragmento separados a 11 mm.

cias entre utilizar dos, tres o cuatro clavos tampoco mejoró la rigidez axial del montaje, ni tampoco cuando dos clavos están más próximos o alejados entre sí (fig. 3).

El fijador modular se estudió con diferentes configuraciones. El fijador Hoffmann II® con una barra de fibra de carbono (34,33 kg) presentó valores ligeramente superiores al montaje con barra de aluminio (30,01 kg). La rigidez del montaje aumentó colocando dos barras laterales (48,09 kg) o tres clavos por fragmento (44,11 kg) (fig. 4).

Los montajes con el sistema modular más rígidos son aquellos que utilizan clavos transfixiantes de 4 mm de diámetro (109,24 kg) o un doble fijador con clavos no transfi-

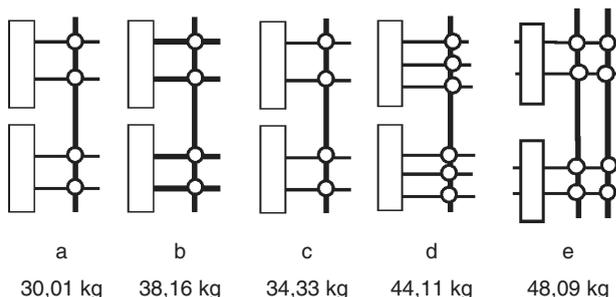


Figura 4. Rigidez axial en diferentes montajes con Hoffmann II®: (a) con dos clavos, de 5 mm de diámetro, por fragmento separados a 44 mm y barra de aluminio; (b) con dos clavos, de 6 mm de diámetro, por fragmento separados a 44 mm y barra de aluminio; (c) con dos clavos, de 5 mm de diámetro, por fragmento separados a 44 mm y barra de carbono; (d) con tres clavos por fragmento; (e) con doble barra de aluminio.

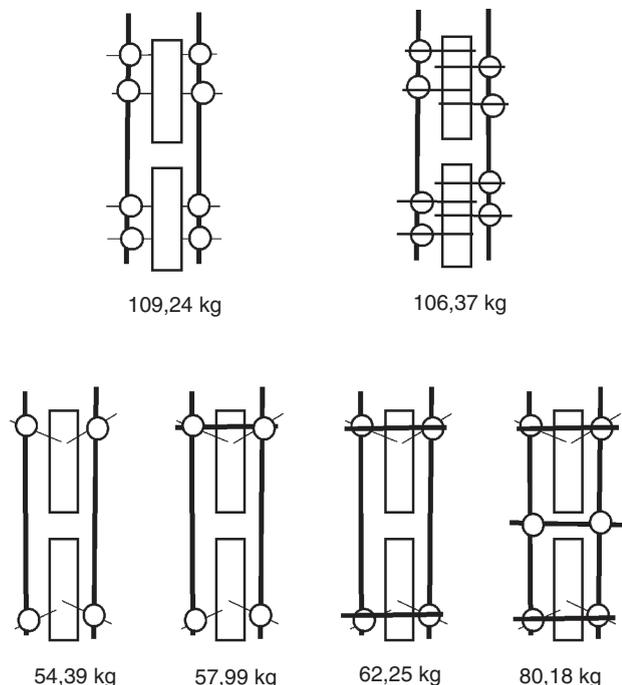


Figura 5. Rigidez axial en diferentes montajes con Hoffmann II®, (a) sistema transfixiante con clavos de 4 mm de diámetro; (b) dos montajes simétricos con clavos de 5 mm de diámetro; (c) dos barras laterales con dos clavos, de 5 mm de diámetro por fragmento; (d) el mismo montaje anterior con una barra transversal uniendo las barras laterales; (e) con dos barras transversales; (f) con tres barras transversales.

xiantes de 5 mm de diámetro dispuestos a ambos lados del hueso (106,37 kg) (fig. 5). La rigidez axial de los montajes al colocar los clavos en ángulo de 90°, unidos a dos barras laterales (54,39 kg), aumentó ligeramente al unir las barras laterales entre sí con una (57,99 kg) o dos barras transversales (62,25 kg). Aumentó considerablemente al fijar las dos barras laterales con tres barras transversales (80,18 kg) (fig. 5).

DISCUSIÓN

Con la variedad de montajes en fijación externa se puede conseguir un amplio rango de rigidez en el tratamiento de las fracturas. La rigidez de un montaje depende del diseño y material del fijador externo, de la distancia entre la barra del fijador y el hueso, del número de barras, de su configuración y del tipo, número, y posición de los clavos utilizados. La rigidez se puede modificar cambiando estos parámetros, para transformarlo en un fijador elástico estable. Estudiar el comportamiento mecánico de los distintos montajes debe ayudar a comprender su utilización.

Chevalley et al⁸ estudiaron la rigidez de 10 montajes de fijadores externos en fémures, simulando una aplicación clínica. Los mayores desplazamientos con todos los montajes se producen en el plano sagital, siendo los fijadores exter-

nos monolaterales los que mayor rigidez presentaron en este plano. La rigidez en el plano frontal fue variable de unos sistemas a otros y está relacionada con la posición de la barra, su proximidad al eje del hueso, el diámetro de los clavos y la distancia de los clavos al foco de fractura.

En otro estudio comparativo, entre la doble barra AO, el Monotubo Triax[®] y otros sistemas de fijación rápida, Gardner et al⁹ vieron que sólo la doble barra con el fijador tubular AO y el fijador Monotubo Triax[®] pueden ser recomendados con garantía. La rigidez del montaje aumenta al acercar la barra al eje del hueso. Sin embargo, cuando la alejamos más de 5 cm, que suele ser lo habitual en clínica, la rigidez disminuye sin variar mucho los valores. En nuestros ensayos hemos visto que la rigidez axial de los montajes monolaterales aumenta al colocar más cerca la barra del fijador al hueso. Esto no ocurre de forma tan evidente en los montajes modulares, posiblemente por el número de rótulas existentes. Las fichas de los fijadores monolaterales agarran mejor los clavos que las fichas de los fijadores modulares, dando mayor rigidez al montaje.

El comportamiento mecánico del fijador externo circular con alambres pretensados es difícil de predecir por el número de elementos que utiliza y que pueden ser montados de forma muy diversa. Además, los alambres sometidos a tensión no tienen un comportamiento lineal^{10,11}.

Para conseguir un fijador externo circular en las mejores condiciones mecánicas, los anillos deben estar separados a la mayor distancia posible y con el mayor ángulo de cruce de los alambres en cada anillo y en cada segmento óseo¹². Podolsky et al¹³ consideran que el ángulo que forman los alambres entre sí depende del tipo de la sollicitación requerida. Un ángulo de 45° entre los alambres presenta una mayor rigidez a las sollicitaciones en torsión que cuando se disponen los alambres a 90°. Con la compresión axial ocurre lo contrario. Por su parte, el diámetro de los anillos influye sobre las tres rigideces y al aumentar el diámetro de un anillo disminuye la rigidez axial del montaje. También, Bronson et al¹⁴ señalaron que en los montajes circulares más sencillos, el diámetro es el factor más significativo en la rigidez axial y a torsión, mientras que los ángulos entre los alambres, y la separación de los anillos y su conexión son los factores determinantes en la rigidez a flexión. Por el contrario, en montajes más complejos, con 4 anillos, dos a cada lado del foco de fractura, y la distancia de los alambres al espacio interfragmentario tiene un efecto sobre la rigidez a flexión y a torsión.

Juan et al^{15,16} estudiaron 4 sistemas de fijación (Hoffmann, Wagner, Orthofix e Ilizarov) viendo que ninguno de ellos presentaba una rigidez suficiente en los momentos iniciales para soportar el apoyo del miembro afecto y que su comportamiento era semejante en las primeras etapas de la consolidación. Una vez comenzado el proceso de reparación ósea la contribución de la rigidez de los fijadores externos a la rigidez global del sistema es mínima. Resultados que

confirma un estudio anterior de Beaupre et al¹⁷, también con el método de elementos finitos, según el cual cuando consolida la fractura sólo el 4% de las solicitaciones se transmiten a través del montaje. El porcentaje de fuerzas que pasan por el fijador externo son cada vez menores con el tiempo¹⁷⁻¹⁹.

Hemos visto que en los fijadores modulares la barra de carbono tiene un mejor comportamiento que la de aluminio, posiblemente, al permitir un mejor agarre de la rótula. Un sistema con el Hoffmann II[®] transfixiante, con clavos de 4 mm de diámetro, tiene la rigidez axial más elevada y semejante a un montaje de dos fijadores Hoffmann II[®] simétricos, uno a cada lado del hueso, con clavos de 5 mm de diámetro.

Los sistemas modulares, con clavos angulados, aumentan considerablemente su rigidez cuando se colocan tres barras transversales uniendo las dos barras laterales.

Para Chao et al²⁰ la rigidez de un fijador externo depende de la interfaz clavo-hueso, de un anclaje sólido de los clavos en las corticales óseas y del clavo a la barra del fijador externo por medio de fichas adecuadas. El agarre insuficiente de los clavos a la ficha produce un desplazamiento del clavo en el interior de la ficha portaclavos y una disminución de la rigidez global del sistema, además de un movimiento en la unión entre el clavo y el hueso.

La rigidez de un montaje se incrementa aumentando el diámetro de los clavos, el número de barras, aproximando la barra del fijador al hueso^{21,22}. Un aumento en el diámetro de un clavo del 20% aumentará, como mínimo, la rigidez del montaje en un 50%⁹. Si los fragmentos de una fractura están en contacto, las solicitaciones sobre los clavos son menores. Una separación entre los fragmentos, por el contrario, produce solicitaciones y momentos cíclicos, relacionados con el apoyo, en la interfaz clavo-hueso.

En nuestro estudio hemos visto que el aumento del diámetro del clavo de 5 a 6 mm aumenta la rigidez axial del montaje en fijadores monolaterales, pero no en el fijador modular y hay que procurar colocar uno de los clavos lo más próximo posible al foco de fractura. En los ensayos realizados no hemos encontrado diferencias entre utilizar dos, tres o cuatro clavos en cada portaclavos. Tampoco influye colocar dos clavos, variando la distancia entre los mismos en cada uno de los portaclavos.

Los factores que mejoran la estabilidad de las fracturas, como son el contacto de los fragmentos o la compresión en el foco de fractura²³, disminuye, el aflojamiento de los clavos, lo cual constituye un dilema²⁴, pues demasiada rigidez produce una excesiva protección del hueso, eliminando todas las solicitaciones, mientras que poca estabilidad conlleva a un aflojamiento de los clavos.

Los valores obtenidos en los ensayos mecánicos muestran el comportamiento de los diferentes montajes en condiciones similares y sirven para conocer el comportamiento de las osteosíntesis. Sin embargo, están lejos de asumir las condiciones reales de la clínica. La experiencia del cirujano,

las características del paciente, la calidad del hueso, la localización anatómica o el tipo de las fracturas requieren, en cada momento, el tratamiento más adecuado.

AGRADECIMIENTOS

Nuestro agradecimiento a Stryker por la cesión de los equipos y del instrumental para la realización del presente estudio.

BIBLIOGRAFÍA

1. Perren SM. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *J Bone Joint Surg Br.* 2002; 84B:1093-110.
2. Kim YH, Inoue M, Chao EYS. Kinematic simulation of fracture reduction and bone deformity correction under unilateral external fixation. *J Biomechanics.* 2002;35:1047-58.
3. Broekhuizen AH, Boxna H, van der Meulen PA, Snijders CJ. Performance of external fixation devices in femoral fractures; the ultimate challenge? A laboratory study with plastic rods. *Injury.* 1990; 21:145-51.
4. Gardner TN, Simpson H, Kenwright J. Rapid application fracture fixators-an evaluation of mechanical performance. *Clin Biomech.* 2001;16:151-9.
5. Krischak GD, Janousek A, Wolf S, Augat P, Kinzl L, Claes LE. Effects of one-plane and two-plane external fixation on sheep osteotomy healing and complications. *Clin Biomech.* 2002;17:470-6.
6. Lazo J, Aguilar F, Mozo F, González-Buendía R, Lazo JM. Biocompression. Sliding external fixation. *Clin Orthop.* 1986; 206:169-84.
7. Cañadell J. Sobre el aumento de versatilidad y ampliación de las posibilidades de un fijador externo monolateral en traumatología y ortopedia. Nota técnica. *Rev Ortop Traumatol.* 1986;30 IB-4:477-80.
8. Chevalley F, Amsutz C, Bally A. Experimental study of external fixation of femoral fractures. Mechanical properties of different kinds of fixation. Clinical implications. *Rev Chir Orthop.* 1992;78:423-9.
9. Gardner TN, Evans, M. Relative stiffness, transverse displacement and dynamization in comparable external fixators. *Clin Biomech.* 1992;7:231-9.
10. Caja V, Kim W, Larsson S, Chao EY. Comparison of the mechanical performance of three types of external fixators: linear, circular and hybrid. *Clin Biomech.* 1995;10:401-6.
11. Yang L, Mnayagam S, Saleh M. Stiffness characteristics and inter-fragmentary displacements with different hybrid external fixators. *Clin Biomech.* 2003;18:166-72.
12. Orbay GL, Frankel VH, Kummer FJ. The effect of wire configuration on the stability of the Ilizarov external fixator. *Clin Orthop.* 1992;279:299-302.
13. Podolsky A, Chao EY. Mechanical performance of Ilizarov circular external fixators in comparison with other external fixators. *Clin Orthop.* 1993;293:61-70.
14. Bronson DG, Samchukov ML, Birch JG, Browne RH, Ashman RB. Stability of external circular fixation: a multi-variable biomechanical analysis. *Clin Biomech.* 1998;13: 441-8.

15. Prat J, Juan JA, Vera P, Hoyos JV, Dejoz R, Peris JL, et al. Biomechanical consequences of callus development in Hoffmann, Wagner, Orthofix and Ilizarov external fixators. *J Biomechanics*. 1992;25:995-1006.
16. Prat J, Juan JA, Vera P, Hoyos JV, Sánchez J, Peris JL, et al. Análisis biomecánico comparativo entre sistemas de fijación rígida y elástica de fracturas. Función desempeñada por el callo de fractura. *Rev Ortop Traumatol*. 1991; 35:514-21.
17. Beaupre GS, Hayes WC, Jofe MH, White AA. Monitoring fracture site properties with external fixation. *J Biomech Eng*. 1983;105:120-6.
18. Mora G, Forriol F, Cañadell J. Evolución de la rigidez del callo de fractura en fracturas estables e inestables tratadas con fijador externo rígido y a biocompresión. Estudio experimental en corderos. *Rev Ortop Traumatol*. 1999;1:47-52.
19. Mora G, Forriol F. Mechanical analysis of the healing of different osteotomies fixed externally. *Int Orthop*. 2000;24: 295-8.
20. Chao EY, Aro HT, Lewallen DG, Kelly PJ. The effect of rigidity on fracture healing in external fixation. *Clin Orthop*. 1989;241:24-35.
21. Huiskes R, Chao EYS. Guidelines for external fixation frame rigidity and stresses. *J Orthop Res*. 1986;4:68-75.
22. Kempson GE, Campbell D. The comparative stiffness of external fixation frames. *Injury*. 1980;12:297-304.
23. Pettine KA, Kelly PJ, Chao EY, Huiskes R. Histologic and biomechanical analysis of unilateral external fixator pin-bone interface. *Orthop Trans*. 1986;10:337.
24. O'Sullivan ME, Chao EY, Kelly PJ. Current Concepts review. The effects of fixation on fracture-healing. *J Bone Joint Surg Am*. 1989;71A:306-10.

Conflicto de intereses. Los autores no hemos recibido ayuda económica alguna para la realización de este trabajo. Tampoco hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial. Por otra parte, ninguna entidad comercial ha pagado ni pagará a fundaciones, instituciones educativas u otras organizaciones sin ánimo de lucro a las que estamos afiliados.