

F. X. GIL.\*  
 M. P. GINEBRA\*  
 J. MORALES\*\*  
 E. FERNANDEZ\*  
 J. CABO\*\*  
 A. FERNANDEZ SABATE\*  
 J. A. PLANELL\*

\*Departamento Ciencia de Materiales  
 e Ingeniería Metalúrgica.  
 ETS Ingenieros Industriales  
 de Barcelona.  
 Universidad Politécnica de Cataluña.

\*\*Servicio de Cirugía Ortopédica  
 y Traumatología. Ciudad Sanitaria  
 y Universitaria de Bellvitge.  
 Barcelona.

# Evaluación de la rigidez de diferentes fijadores externos

## Evaluation of the rigidity of different external fixations

### Resumen

Se ha estudiado la rigidez a compresión, flexión en 3 puntos y torsión de fijadores del tipo Orthofix, Wagner y Hoffmann doble marco con diferentes distancias del clavo al foco de fractura. Se han comparado los resultados que permitirán realizar en la práctica clínica montajes con las características de rigidez deseables.

**Palabras clave:** Fijador externo. Rigidez. Compresión. Flexión. Torsión. Foco de fractura.

### Summary

Resistance of compression, 3-point bending, and torsion of the Orthofix, Wagner and Hoffman double-frame fixation systems were studied using different nail-to-fracture focus distances. Comparison of the results yielded useful information for producing set-ups with specific resistances.

**Key words:** External fixation system. Resistance. Compression. Bending. Torsion. Fractures focus.

### Introducción

Se define como fijador externo el conjunto formado por una estructura rígida y ajustable conectada al hueso por clavos o agujas a tensión, con el objetivo de proveer sujeción (GREEN, 1981). El tratamiento de fracturas óseas mediante fijadores externos ha experimentado recientemente un incremento muy considerable en aplicación. Este tipo de fijadores se utiliza para el tratamiento de fracturas complicadas e infecciones de huesos de gran tamaño. En la actualidad esta clase de fracturas es más frecuente debido a las altas velocidades que alcanzan los vehículos, así como a la presencia de maquinarias pesadas en las industrias, que pueden producir fracturas catastróficas. Uno de los factores que sin duda han ayudado al desarrollo de los fijadores externos es el mayor conocimiento sobre la biología del callo óseo (CHAO y cols., 1982; HAYES y cols., 1980; VIDAL y cols., 1970).

#### Correspondencia:

FRANCESC GIL MUR. Dpto. C. Materiales e Ingeniería Metalúrgica. ETS. Ingenieros Industriales de Barcelona. Universidad Politécnica de Catalunya. Avda. Diagonal, 647. 08028 Barcelona.

El interés de los fijadores externos viene dado por las siguientes ventajas:

- Ejercen una mínima lesión en los tejidos blandos.
- Conservan la circulación endomedular del hueso.
- Someten al foco de fractura a unas buenas condiciones mecánicas.
- Pueden producir osteogénesis en función de la carga aplicada.
- Se adaptan con versatilidad a diferentes lugares donde se requiere el tratamiento.
- Proporcionan muchos grados de rigidez que se pueden adecuar a las necesidades del tratamiento.

Los inconvenientes que en ocasiones presentan los fijadores externos son el aflojamiento mecánico de los clavos y la infección. El aflojamiento mecánico es debido a la presencia de osteólisis en torno al clavo (CHAO y cols., 1991). Parece existir una tendencia fisiológica hacia el aflojamiento en los clavos utilizados en la actualidad, observándose que a medida que transcurre el tiempo de implantación y, por tanto, de consolidación de la fractura, progresa a su vez el aflojamiento. La segunda forma, la in-

fección, presenta una gran variación en su expresión clínica y, por tanto, en su frecuencia.

Han aparecido numerosos fijadores externos para aplicaciones ortopédicas, pero muy pocos de éstos han sido estudiados cuantitativamente desde el punto de vista mecánico para diferentes condiciones de carga. Esta deficiencia impide en ocasiones la optimización del tratamiento en ortopedia debido a la colocación inadecuada de los fijadores externos.

Hay 2 criterios básicos de diseño en los sistemas de fijación externa que se hallan ligados a su aplicación clínica: la fijación rígida, basada en los trabajos de HOFFMANN-VIDAL, y la fijación elástica, que permite micromovimientos a nivel del foco de fractura que estimulan mecánicamente la osteogénesis.

El principal problema que plantea la utilización de fijadores externos rígidos es la protección mecánica del callo óseo, con la consecuente carencia de estímulos mecánicos osteogeneradores. Por otra parte, los fijadores poco rígidos, de tipo unilateral, que permiten el paso de gran parte de la carga de compresión a través de la fractura, si bien resuelven parcialmente los problemas vinculados al uso de los fijadores rígidos, los trasladan a las primeras fases de consolidación, etapa en la que es necesaria una estructura rígida que posibilite una carga muy moderada del callo y, en consecuencia, una pronta revascularización (MAYER y cols., 1983; HARRIS y cols., 1981).

Este trabajo pretende estudiar las características de rigidez a compresión, flexión y torsión de diferentes fijadores externos, comparando las cualidades mecánicas de los mismos. Ello permitirá realizar en la práctica clínica montajes con las características de rigidez que se deseen, y a la vez hará posible variar la rigidez a lo largo de un tratamiento.

## Método experimental

Se ha estudiado el comportamiento mecánico de 6 fijadores externos, que se han denominado:

- Orthofix corto (distancia clavo-foco de fractura: 6 cm).
- Orthofix largo (distancia clavo-foco de fractura: 9 cm).
- Wagner corto (distancia clavo-foco de fractura: 6 cm).
- Wagner largo (distancia clavo-foco de fractura: 9 cm).
- Doble Wagner corto (distancia clavo-foco de fractura: 6 cm).
- Hoffmann doble marco sin barra corto (distancia clavo-foco de fractura: 6 cm).
- Hoffmann doble marco sin barra largo (distancia clavo-foco de fractura: 9 cm).
- Hoffmann doble marco con barra corto (distancia clavo-foco de fractura: 6 cm).

Cada uno de estos fijadores ha sido ensayado para determinar la rigidez a compresión, torsión y flexión en 3 pun-

tos en los planos anteroposterior y medial-lateral. Los ensayos mecánicos han sido realizados para el caso de compresión y flexión en una máquina Instron 4507, y en el caso de la torsión en una máquina Tinius Olsen. Se han empleado unas velocidades de desplazamiento del cabezal de 10 mm/min y 2°/s, respectivamente. En el ensayo de flexión en 3 puntos se tomó una distancia entre los extremos de 35 cm, aplicándose la carga a 17 cm. Se obtuvieron 5 resultados para cada tipo de ensayo y para cada modelo de fijador, tomando el resultado experimental como la media de dichos valores.

En los registros de carga solicitada frente a los desplazamientos que tienen lugar a nivel del foco de fractura se definen:

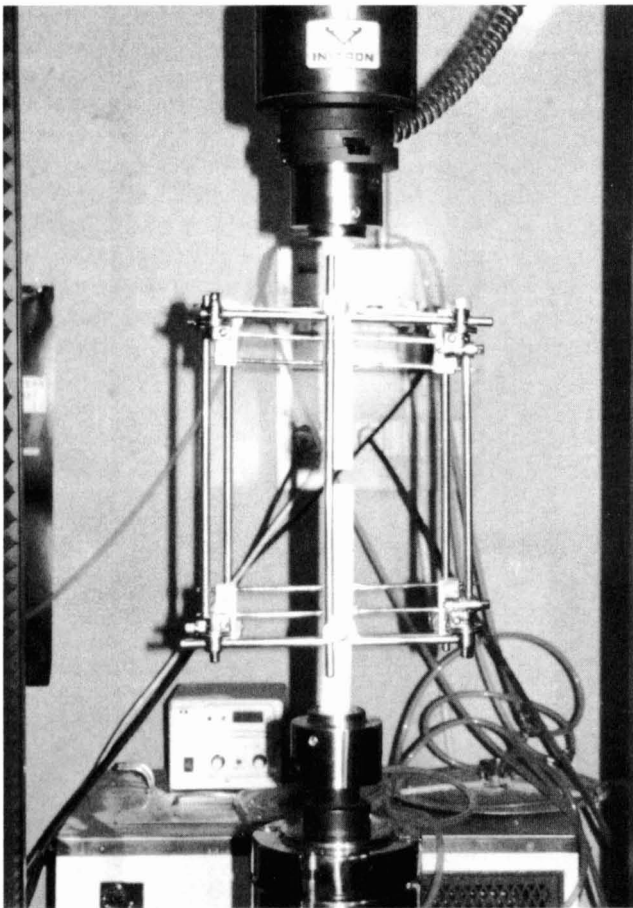
- Rigidez axial, que relaciona la carga de compresión con el desplazamiento longitudinal relativo entre los fragmentos óseos a nivel de la fractura.
- Rigidez ante flexión en 3 puntos en el plano anteroposterior, que relaciona el momento que crea la flexión con la flecha o desplazamiento relativo entre los fragmentos de la fractura.
- Rigidez ante la flexión en 3 puntos medial-lateral, que relaciona el momento que crea la flexión con el desplazamiento lateral relativo entre los fragmentos al nivel de la fractura.
- Rigidez a torsión que relaciona el momento torsor que actúa en los extremos óseos con la rotación axial al nivel de la fractura entre fragmentos óseos. La rigidez a torsión se determina a partir de la torsión aplicada a través del hueso, dividida por la rotación axial del fragmento óseo. Las unidades en las que se expresa son N mm/°.

Se ha trabajado para todos los fijadores externos estudiados con agujas de acero inoxidable AISI 316L de 6 mm de diámetro y una distancia entre hueso y barra de fijador de 7 cm.

Para los segmentos óseos no se han utilizado huesos de cadáver, ya que los diferentes ensayos mecánicos a los que se va a someter al fijador provocarían daños en la calidad del hueso y distorsionarían los resultados. Por esta razón se utilizan barras de nylon de 25 mm de diámetro. Aunque estas barras de nylon no semejan la estructura del hueso cortical, los resultados mecánicos a compresión y flexión son muy similares; sin embargo, los resultados de rigidez a torsión son superiores que los correspondientes al hueso cortical, debido a que el modelo tiene una mayor área de momento polar que el hueso (BRIGGS y cols., 1982).

En cualquier caso el objetivo de este trabajo es la comparación entre diferentes sistemas de fijación y las propiedades mecánicas que resultan de las distintas geometrías. Por tanto, las diferencias entre el modelo de nylon y el hueso cortical no es un factor limitante para este trabajo.

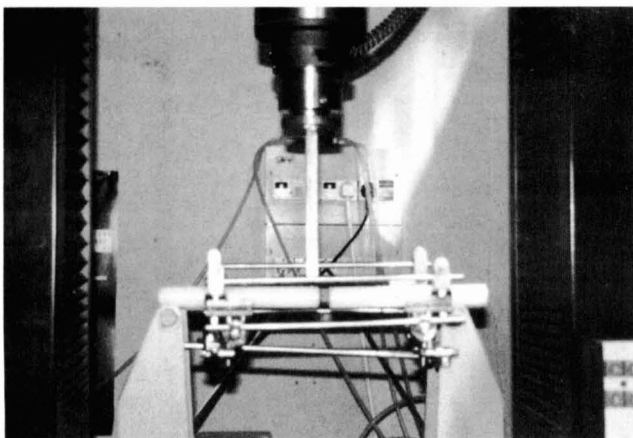
La figura 1 muestra un ensayo de compresión, la figura 2 un ensayo de flexión en 3 puntos en el plano anteroposterior del mismo fijador y la figura 3 corresponde al ensayo de torsión en los 3 casos para un fijador externo del tipo Hoffmann doble marco con barra corto.



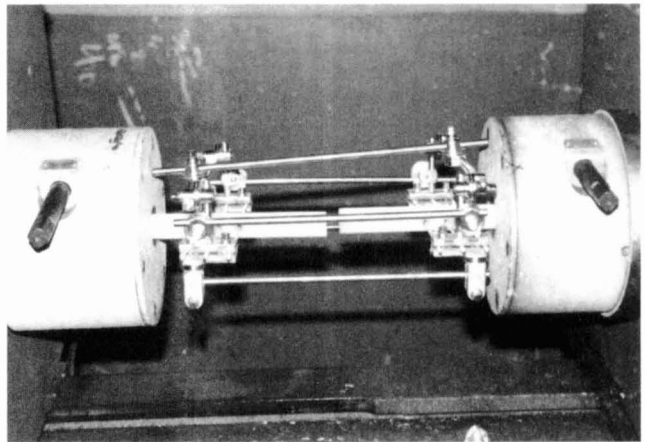
**FIG. 1.**—Ensayo de compresión.

## Resultados experimentales y discusión

Los resultados de rigidez a compresión de los diferentes fijadores externos vienen expresados en la tabla I.



**FIG. 2.**—Ensayo de flexión en 3 puntos.



**FIG. 3.**—Ensayo de torsión.

Los resultados de rigidez a flexión en 3 puntos referidos a las orientaciones de ensayo vienen expresados en la tabla II.

Los resultados de rigidez a torsión en  $N\ mm/^\circ$  se expresan en la tabla III.

Para las 3 clases de rigidez estudiadas se puede comprobar que los fijadores Hoffmann doble marco sin barra son los más rígidos. Los fijadores monolaterales Orthofix y Wagner presentan valores más bajos y similares entre sí. Es de destacar el aumento de rigidez que presenta el doble Wagner utilizando 2 fijadores externos en doble plano a  $90^\circ$  entre ellos, dando un valor singularmente elevado para la rigidez a la flexión en 3 puntos anteroposterior. Este hecho se debe a que, a diferencia de los otros montajes, en este caso la fijación se produce en 2 planos perpendiculares. Sería de esperar un comportamiento análogo con la utilización de 2 fijadores monolaterales Orthofix (GIL y cols., 1993). Este tipo de fijación en doble plano ha sido utilizado con éxito en el Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología de la Ciudad Sanitaria de Bellvitge en la artrodesis de rodilla tras prótesis infectadas. En todos los casos se produjo la consolidación de la artrodesis en un tiempo medio de 5,2 meses. En ningún caso existió desviación secundaria del foco de artrodesis durante el período de consolidación (CABO y cols., 1993).

A la luz de las tablas de resultados, también puede comprobarse cómo a distancias menores entre el clavo y el fo-

**Tabla I. Rigidez a compresión de los diferentes fijadores externos**

Tipo de fijador	Rigidez (N/mm)
Orthofix corto .....	24
Orthofix largo .....	20
Wagner corto .....	33
Wagner largo .....	26
Doble Wagner corto .....	124
Hoffmann doble marco sin barra corto .....	102
Hoffmann doble marco sin barra largo .....	95
Hoffmann doble marco con barra largo .....	96

**Tabla II. Rigidez de flexión en 3 puntos de los diferentes fijadores externos estudiados**

Tipo de fijador	Angulo (°)	Rigidez (N)
Orthofix corto .....	0	20.290
	90	1.302
Orthofix largo .....	0	1.603
	90	533
Wagner corto .....	0	1.421
	90	306
Wagner largo .....	0	1.466
	90	125
Doble Wagner corto .....	0	19.990
	90	14.345
Hoffmann doble marco sin barra corto .....	0	21.260
	90	1.707
Hoffmann doble marco sin barra largo .....	0	13.159
	90	406
Hoffmann doble marco con barra largo .....	0	11.890
	90	1.564

co de fractura los valores de rigidez son mayores, como era de esperar. La rigidez, especialmente la de flexión en 3 puntos de los fijadores externos estudiados, es superior a los fijadores circulares de Monticelli-Spinelli, evitando las angulaciones de los fragmentos óseos en el tratamiento. Asimismo la utilización de los fijadores lineales reduce el número de los componentes para la construcción del fijador.

Los resultados obtenidos muestran, por otra parte, que la barra estabilizadora que se coloca en el fijador externo Hoffmann doble marco no influye en la rigidez del mismo; el factor más importante es, como se puede apreciar de las tablas de resultados, la distancia entre el foco de fractura y las agujas.

Además de la geometría del fijador y las distancias entre el clavo y el foco de fractura, los valores de rigidez dependerán del metal empleado en los clavos y las barras del fijador y del diámetro y la distancia de separación entre clavos, entre otros factores (JERNBERGER, 1970; JOHN-

**Tabla III. Rigidez a torsión**

Tipo de fijador	Rigidez (Nmm/°)
Orthofix corto .....	1.071
Orthofix largo .....	1.067
Wagner corto .....	663
Wagner largo .....	647
Doble Wagner corto .....	1.019
Hoffmann doble marco sin barra corto .....	1.460
Hoffmann doble marco sin barra largo .....	1.019
Hoffmann doble marco con barra largo .....	1.000

SON y cols., 1950; JORGENSEN, 1972). Los fijadores contruidos con acero inoxidable tienen una mayor rigidez que los contruidos con titanio y sus aleaciones, debido al mayor módulo de elasticidad del primero; sin embargo, al ser la densidad del titanio menor, el fijador en este caso tendrá un peso menor. Al aumentar el diámetro de las agujas la rigidez aumenta y el aumento de la separación entre barras del fijador hace disminuir su rigidez (VERA y cols., 1986).

Como conclusión cabe señalar que el mejor fijador externo será aquel que adapte su rigidez a la evolución del callo de fractura favoreciendo la reparación ósea, teniendo en cuenta que algún grado de movimiento en los fragmentos óseos estimula la formación del callo (McCOY y cols., 1980). Sin embargo, la amplitud y la disposición espacial de los movimientos que favorecen la consolidación de una fractura son todavía desconocidos.

## Bibliografía

- BRIGGS, B. T., y CHAO, Y. S.: «The mechanical performance of the standard Hoffman-Vidal external fixation apparatus». *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 64 (4): 566-572, 1982.
- CABO, J.; MORALES, J.; ROMERO, J.; VILLENA, M., y CLOS, R.: *Aplicación del doble fijador en la artrodesis de rodilla*. Apuntes del Seminario de Fijadores Externos. Universitat Técnica d'Estiu. Fundació Narcís Monturiol. Sitges, 1993.
- CHAO, Y. S., y ANN, K. N.: *Biomechanical analysis of external fixation devices for the treatment of open bone fractures. Finite elements in biomechanics*. En: Gallagher, D.; Simon, R., y Groos, F. (eds.). John Wiley and Sons Ltd., 195-200, 1982.
- CHAO, Y. S., y ARO, H. T.: «Biomechanics of fracture fixation». En: Mow, V. C., y Hayes, W. C. (eds.): *Basic orthopedic biomechanics*. Raven Press. New York, 1.ª ed., 314-315, 1991.
- GREEN, S. A.: *Complications of external skeletal fixation*. Charles C. Thomas. Springfield, 1.ª ed., 12, 1981.
- GIL, F. J.; GINEBRA, M. P.; FERNANDEZ, E.; MORALES, J.; CABO, J.; FERNANDEZ-SABATE, E., y PLANELL, J. A.: *Estudio biomecánico comparativo de la rigidez de distintos modelos de fijación externa*. XXX Congreso de la SECOT, núm. 225, 1993.
- HARRIS, J. D.; EVANS, M., y KENWRIGHT, J.: *Safe stress levels at the screw interface of an external fixator for long bones fractures. Mechanical factors and the skeleton*. IAF Stokes. London, 106-112, 1981.
- HAYES, W. C.: *Biomechanics of fracture treatment. In fracture treatment and healing*. Ed. R. B. Heppenstall. Philadelphia, 1980.
- JERNBERGER, A.: «Measurement of stability of tibial fractures: A mechanical method». *Acta Orthop. Scand.*, suppl. 135, 1970.
- JOHNSON, H. F., y STOVALL, S. L.: «External fixation of fractures». *J. Bone and Joint Surg.*, 32A: 466-467, 1950.
- JORGENSEN, T. E.: «Measurement of stability of crural fractures treated with Hoffman osteotaxis. Method and measurements of deflection of autopsy crura». *Acta Orthop. Scand.*, 43: 188-206, 1972.
- MAYER, G., y WOLFF, E.: «Animal experiments to examine the histology of fracture healing in osteosynthesis with external fixation and compression». *Arch. Orthop. Traum. Surg.*, 101: 111-120, 1983.
- McCOY, I.; BRIGGS, B. T., y CHAO, Y. S.: *A comparative study of external fixation devices based on bone fracture stiffness*. Trans. 26th Ann. Meeting, Orthopaedic Research Society, 5: 173, 1980.
- VERA, P.; HOYOS, J. V.; FORRIOL, F., y NIETO, J.: «Principios biomecánicos de la fijación externa». *Rev. Ortop. Traum.*, 30IB (6): 667-680, 1986.
- VIDAL, J.; RABISCHONG, P.; BONNEL, F., y ADREY, J.: «Etude biomécanique du fixateur externe d'Hoffmann dans les fractures de jambe». *Montpellier Chir.*, 1: 43-52, 1970.