

Estudio experimental comparativo de la estabilidad de distintos tutores externos

G. VINDVER*, R. AMOR CURTI*, D. PRIETO** y H. CAVIGLIA

Departamento de Investigación - División Ortopedia y Traumatología. Hospital General de Agudos «Dr. Juan Fernández».

*** Jefe de Laboratorio de Metrología - CIMHER - Instituto Nacional de Tecnología Industrial.*

Buenos Aires, Argentina.

Resumen.—Se investigó la rigidez de 11 diferentes montajes de tutores externos usando un modelo experimental con tibias cadavéricas a las cuales se realizaba una osteotomía transversal mediodiafisaria perpendicular al eje longitudinal del hueso, creando entre ambos segmentos una brecha de 35 mm, simulando una fractura. Mediante dispositivos de medición diseñados y contruidos especialmente para este estudio se logró cuantificar los desplazamientos que se producen en el foco de fractura ante cargas de compresión axial, torsión y flexiones anteroposterior y mediolateral. Se determinó en cada ensayo la carga segura y carga máxima previamente definidas. La mayor rigidez a la compresión axial se observó en el tutor Orthofix a la torsión y a la flexión anteroposterior en el Kronner biplanar y a la flexión mediolateral en el tutor AO triangulado. Se determina la rigidez total porcentual de cada montaje como índice que representa el funcionamiento promedio del mismo en todas las modalidades de carga. Se consideran las indicaciones, ventajas, complicaciones y fundamentalmente la biología de la consolidación ósea en referencia a los fijadores externos. Se concluye sobre el cuidado con que debe ser conducida la carga de un miembro con fractura inestable, ya que la mayoría de los montajes permiten más de 1 mm de movimiento en la brecha de la fractura con una carga axial baja.

COMPARATIVE EXPERIMENTAL STUDY ON THE STABILITY OF DIFFERENT EXTERNAL FIXATORS

Summary.—The stiffness of 11 different device configurations of external fixation was investigated in an experimental model using human cadaveric tibia. After application of the different devices, a diaphyseal osteotomy allowing removal of a 35 mm bone segment was performed in the specimens. Displacements of the bone fragments at the osteotomy site induced by compression loading, torsion, and both anteroposterior and mediolateral flexion were measured with dispositives designed for this experiment. Maximal load and that required for inducing 1 mm displacement were recorded. The higher stiffness corresponded to the Orthofix fixator in axial compression, the Kronner biplanar device in anteroposterior flexion, and the triangular configuration of the AO device in mediolateral flexion. A total stiffness index of each configuration as an average of the behavior against all loading modalities was obtained. The indications, advantages, complications and the biology of bone consolidation wien regards to external fixation are considered. As conclusion, progressive loading of the extremity with unstable fracture requires a close monitorization, since most of the device configurations analyzed allow more than 1 mm displacement of bone fragments at the fracture site, even with low axial loading.

INTRODUCCIÓN

Los tutores externos fueron concebidos para lograr una estabilización adecuada de la fractura. A través de los años numerosos fueron los modelos dados a conocer, que con los avances de la investigación y la tecnología se han ido perfeccionando

Correspondencia:

Dr. GABRIEL VINDVER

Departamento de Investigación

División Ortopedia y Traumatología

Hospital General de Agudos «Dr. Juan A. Fernández»

Cervíño 3356 CP 1425

Buenos Aires. Argentina

dando lugar a la aparición de un sinnúmero de diseños con principios biomecánicos diferentes y de una gran versatilidad. Debido a ello se ha ampliado el campo de la indicación del tutor. Por nuestra parte, nosotros aconsejamos su utilización en fracturas expuestas tipo II o III de la clasificación de Gustilo, fracturas de pelvis, pseudoartrosis infectadas o no, corrección de deformidades, fijación de artrodesis y elongaciones.

La efectividad en la aplicación de un tutor externo depende de una adecuada planificación basada en el conocimiento de la anatomía del segmento lesionado, las demandas biomecánicas de la lesión y el modelo del tutor externo a utilizar (1). Es justamente este último punto el que nos ocupa. Con respecto a la rigidez de los tutores externos mucho se ha escrito; sin embargo hay poca información precisa que guíe al cirujano en la elección del tipo de tutor y montaje más adecuado para cada caso (2-12).

Estudios de Carter tratan de explicar el proceso de cicatrización de las fracturas pasando desde un hematoma a hueso sólido, debido a la transformación de energía mecánica en energía química en los seres vivos. Este estudio confirmado luego por Goodshing y Kenwright (13, 14) ha demostrado que fuerzas axiales intermitentes de escasa magnitud facilitan la diferenciación del tejido fibroso a tejido óseo. En cambio, fuerzas constantes o intermitentes de gran magnitud transforman el tejido fibroso en fibrocartilago (13-19).

Si es verdad que las cargas axiales intermitentes de baja magnitud estimulan la consolidación de una rigidez absoluta, teóricamente, no sería beneficiosa. En línea con estas teorías, el montaje más adecuado sería aquél que permitiera la existencia de cargas axiales intermitentes de baja magnitud (micromovimientos) en el foco, evitando otras desviaciones, situación biomecánica que denominamos «elasticidad controlada».

El propósito de este trabajo es evaluar la estabilidad de distintas configuraciones de tutores externos utilizados en nuestro medio.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para la realización de este ensayo se utilizaron tibias humanas obtenidas de autopsias que fueron cuidadosamente seleccionadas, utilizando aquéllas que tuvieran la mayor semejanza dimensional y geométrica posible.

No conformes con esto, dichas tibias fueron sometidas a ensayos mecánicos, comprobando características similares en todas ellas.

La experiencia se llevó a cabo sobre once configuraciones diferentes de tutores externos:

1. JBBL: Judet Uniplanar con doble barra.
2. J90: Judet Biplanar a 90 grados.
3. J120: Judet Biplanar a 120 grados.
4. J90T: Judet Biplanar a 90 grados triangulado.
5. J 120T: Judet Biplanar a 120 grados triangulado.
6. Ilizarov: Ilizarov.
7. KRONNER U: Kronner Uniplanar.
8. KRONNER B: Kronner Biplanar.
9. ORTHOFIX: Fijador axial dinámico Orthofix.
10. AO: Tutor Tubular AO Uniplanar Bilateral.
11. AOT: Tutor Tubular Biplanar Bilateral Triangulado.

1. JBBL - Judet unilateral, uniplanar con doble barra

Es un modelo uniplanar compuesto por cuatro claves de Schanz de 5 mm de diámetro, colocados dos proximales, dos distales a la fractura, y cuyos extremos roscados toman ambas corticales. Ambos pares de clavos fueron solidarizados por dos barras longitudinales de orificios redondos en un solo plano (fig. 1).

2. J90 - Judet biplanar a 90 grados unilateral no triangulado

Es un modelo compuesto por ocho clavos de Schanz de iguales características que en el montaje anterior, cuatro proximales y cuatro distales dispuestos a pares, formando un ángulo de 90 grados y unidos por una barra longitudinal de orificios redondos en cada plano (fig. 1).

3. J120 - Judet Bilateral biplanar a 120 grados no triangulado

Similar al montaje anterior pero con los clavos de Schanz dispuestos en dos planos a 120 ° en vez de 90 ° (fig. 1).

4. J90T - Judet unilateral biplanar a 90 grados triangulado

Es un montaje compuesto por ocho clavos de Schanz, cuatro proximales y cuatro distales a la fractura, dispuestos a pares, conformando un ángulo de 90 grados y unidos por una barra longitudinal de orificios redondos en cada plano. Cada una de estas barras fueron solidarizadas entre sí por otras dos barras transversales de acero de 4,5 mm de diámetro; una proximal y una distal, unidas a las primeras por cemento acrílico (clavos de Ender) (fig. 1).

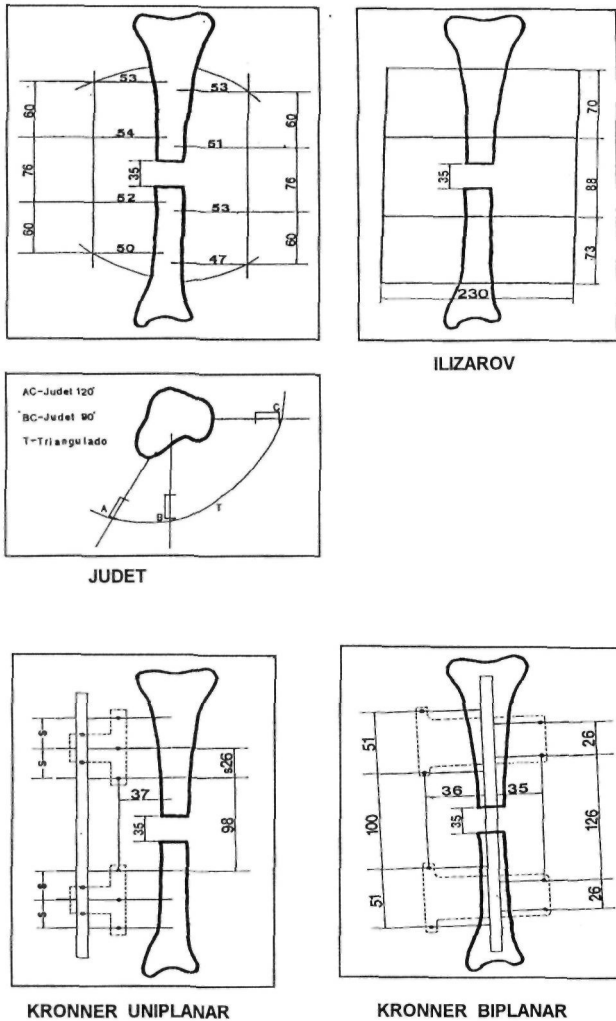


Figura 1. Esquema de las configuraciones de los tutores de Judet-Ilizarov-Kronner uni y biplanar (los valores se expresan en mm).

5. J 120T - Judet bilateral biplanar a 120 grados triangulado

Similar al montaje anterior pero con los clavos de Ender dispuestos en dos planos a 120 ° (fig. 1).

6. Ilizarov

Modelo compuesto por ocho agujas transfixiantes de 1,5 mm de diámetro, dispuestas a pares, colocadas a 90 ° entre sí y fijadas a anillos circulares de 230 mm de circunferencia externa, dos proximales y dos distales a la brecha, solidarizados entre sí por tres barras conectoras roscadas cortas y cada par por cuatro barras conectoras roscadas largas. Los alambres fueron tensados.

7. Kronner U

Es un modelo unilateral uniplanar compuesto por cuatro clavos de Schanz de similares características a los anteriores, dos proximales y dos distales de la brecha, unidos a dos soportes que por medio de una articulación

universal se solidarizan a un vástago longitudinal. La distancia entre ambos soportes es regulable (fig. 1).

9. Orthofix - Fijador axial dinámico (Orthofix)

Es un montaje monoplano unilateral compuesto por cuatro clavos de rosca cónica en su extremo, de diámetro decreciente de 60 a 40 mm, dispuestos dos a cada lado de la brecha que se fijan a un cabezal que posee una articulación universal que los une a un cuerpo central con un sistema de telescopio que permite realizar alargamientos y facilita la dinamización axial. En este estudio dicho sistema se mantuvo bloqueado (ver fig. 2).

10. AO - Tutor tubular AO uniplanar bilateral

Es un modelo compuesto por cuatro clavos de Steinman con rosca central de 4,5 mm de diámetro transfixiante, situados dos proximales y dos distales a la brecha, unidos en sus extremos a barras laterales longitudinales mediante rótulas sencillas de ángulo variable (fig. 1).

11. AAOT - Tutor tubular AO biplanar bilateral

Es un montaje similar al anterior al que se agregan dos clavos de Schanz de 5 mm de diámetro perpendiculares a los clavos de Steinman, que son colocados uno a cada lado de la brecha y solidarizados por una barra tubular mediante dos rótulas sencillas de ángulo variable. Se une al montaje uniplanar bilateral mediante dos clavos de Steinman fijados a la barra central por una rótula doble de ángulo variable y a las barras laterales por rótulas sencillas (fig. 2).

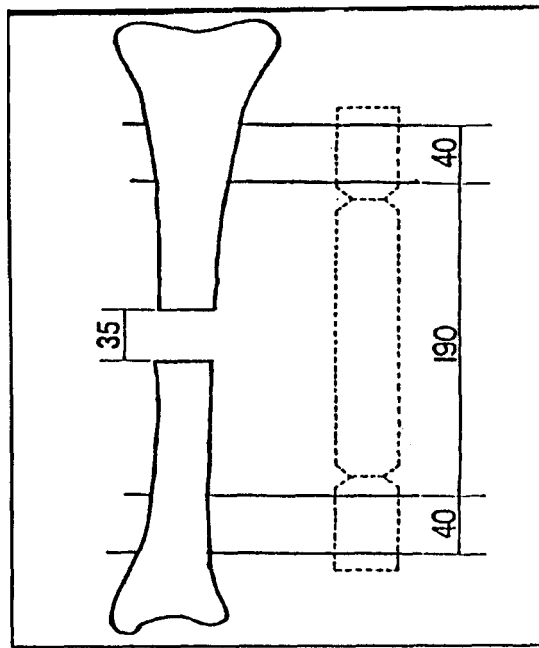
Con el objeto de determinar la mejor estabilidad de cada una de las configuraciones citadas, se realizó en cada tibia una osteotomía transversal mediodiafisaria perpendicular al eje longitudinal, creando entre ambos segmentos una brecha de 35 mm.

Mediante dispositivos de medición diseñados y contruidos especialmente para este propósito se logró cuantificar los distintos desplazamientos que se producían en un foco de fractura ante las diferentes fuerzas que un tutor externo debe controlar.

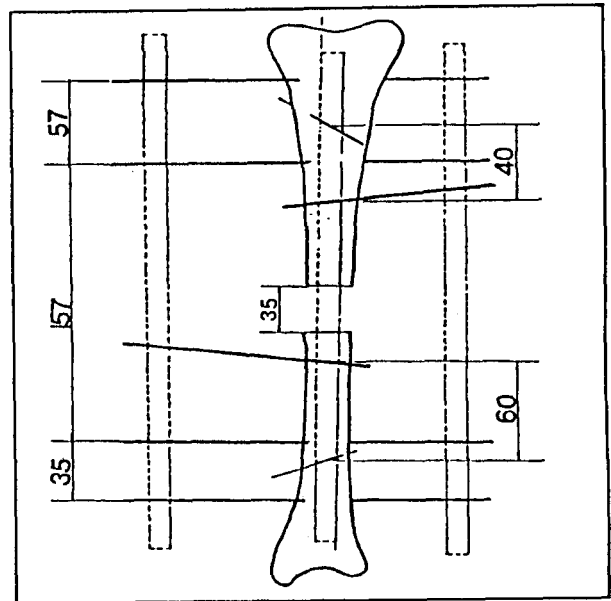
MODALIDADES DE CARGA

A. Compresión axial

Para la realización de esta experiencia se montó la muestra en un torno para ensayos, sujetándola desde el extremo superior del hueso mediante el plato de tres mordazas. Desde el extremo opuesto se aplicó la fuerza axial con el desplazamiento de la vaina de la contrapunta, la que era controlada mediante un dinamómetro marca Cosacov, con una apreciación de 10 N. Se obtuvieron valores de deformación cada 20 Newton de carga aplicada hasta alcanzar una carga máxima de 700 N, un despla-



ORTHOFIX



AO Y AOT

Figura 2. Esquema de las configuraciones de los tutores de Orthofix-Tubular AO uni y biplanar (los valores se expresan en mm).

miento máximo de 3,5 mm o hasta que el sistema fallara, lo que ocurriese primero.

Se realizaron curvas de cargas de Newtons sobre desplazamientos en milímetros (fig. 3).

Este ensayo se llevó a cabo con un dinamómetro especialmente concebido, ubicado en la brecha de fractura, del cual se obtuvo una constante de 0,235 mm de desplazamiento por cada 10 Newtons de carga axial. De esta forma pudo conocerse no solo el desplazamiento producido sino también la carga real alcanzada en la brecha de fractura creada.

Los desplazamientos producidos se midieron con un calibre digital electrónico marca MAXCAL con una apreciación de 0,01 mm.

B. Torsión

El momento torsor fue generado por un torquímetro calibrado, con una apreciación de 50 Nm. Este actuaba a través de un dispositivo que sujetaba al hueso en su extremo superior mediante tres tornillos dispuestos a 120 grados entre sí. Estos actuaban en forma independiente, permitiendo el centrado y ajuste.

El extremo inferior del hueso se sujetó con un plato de tres mordazas sólidamente fijado a la mesa de la máquina dispuesta para esta prueba. Esta nos permitirá ejercer, con el desplazamiento vertical del

husillo, una pequeña carga axial desde la parte superior del sistema, brindando una gran estabilidad al método empleado, permitiendo solamente el movimiento de rotación deseado.

Los desplazamientos producidos en la brecha de fractura creada de 3,5 mm se midieron con un dispositivo especialmente concebido que permitía una apreciación de 30 minutos.

Se establecieron para este ensayo los siguientes parámetros: de 0 a 10 grados, de 0 a 25 Nm, o hasta que el sistema fallara, lo que ocurriese primero.

Las curvas de torsión fueron realizadas en Newton, metro sobre desplazamientos rotacionales en grados (fig. 3).

C. Flexión en cuatro puntos

Para lograr que la carga se aplicara siempre en forma perpendicular y simultánea sobre ambos lados de la brecha de fractura, se creó un montaje simétrico y regulable en altura, cuyos soportes externos e internos se construyeron de sección cilíndrica. De esta manera permitía la libertad de movimiento ante la deformación provocada.

Los soportes externos se ubicaron a una distancia de 270 mm entre centros. El soporte interno contaba con una separación de 45 mm entre apoyos

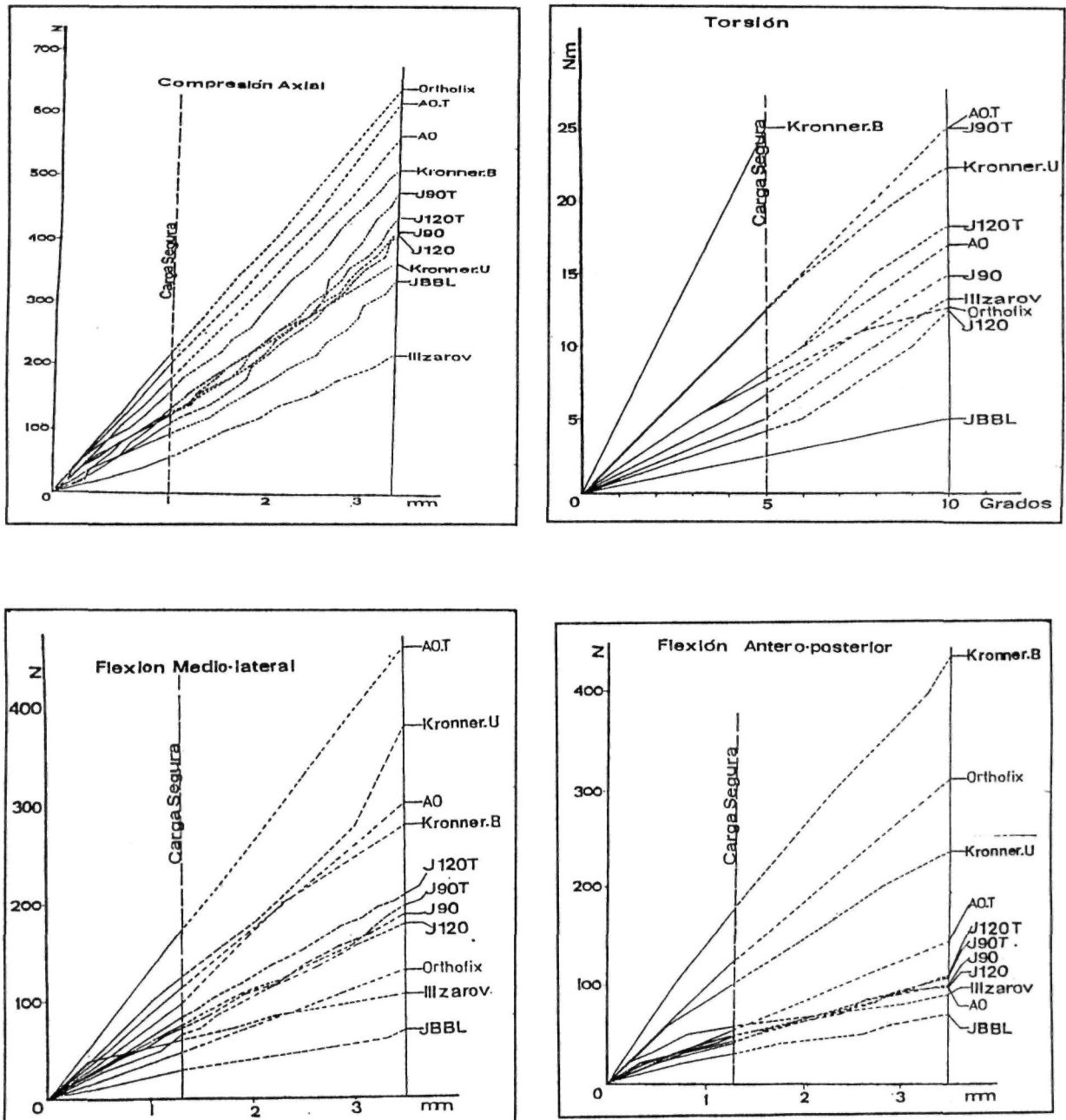


Figura 3. Resultados de los ensayos en las 4 modalidades de carga: compresión axial, torsión, flexión mediolateral y flexión antero-posterior.

y una superficie en la zona media interior perfectamente acabada. A través de ésta, se midieron los desplazamientos con un reloj comparador marca TESA, con una apreciación de 0,01 mm.

La aplicación de la carga se controló con un dinamómetro marca Cosacov con una apreciación de 10 N. La misma se hizo efectiva sobre cuatro puntos, los que se consideraron de a pares: anteroposterior y mediolateral.

Los parámetros del ensayo se establecieron con una carga máxima de 500 N, o una desviación

transversal máxima de 3,5 mm, o hasta que el sistema fallara, lo que ocurriese primero (fig. 3).

Para determinar cuál de todas las configuraciones investigadas presentaban mayor estabilidad se definieron y cuantificaron tres características en cada tutor:

1. Rigidez

Es la propiedad de una estructura de oponerse a la acción deformante de una carga externa.

Debido a que las mediciones para cada ensayo se expresaron en diferentes unidades, fue difícil relacionarlas para definir una rigidez relativa total. Para eliminar este problema, se adjudicaron valores porcentuales en cada caso, lo que nos permitió obtener el valor medio de rigidez total porcentual para cada una de las configuraciones.

2. Carga segura

Basados en los trabajos de Goodship y Kenwright (14) sobre el llamado movimiento beneficioso dentro de una brecha de fractura, la carga segura fue definida en este estudio como la que era requerida para producir un movimiento relativo máximo de 1 mm entre puntos opuestos de la brecha de fractura. Este criterio se tradujo en desplazamientos de 1 mm en compresión axial, 5 grados en torsión y 1,29 mm en flexión anteroposterior y mediolateral.

3. Carga máxima

Se definió como una carga máxima aquella capaz de producir el desplazamiento máximo fijado para cada caso en: 3,5 mm en compresión axial; 10 grados en torsión y 3,5 mm en flexión anteroposterior y mediolateral.

Se estudiaron 5 muestras para cada una de las configuraciones y se realizaron 3 mediciones en cada una de ellas para evitar así el deterioro de los montajes al ser exigidos en forma reiterada.

Se obtuvieron así 15 valores para cada configuración, expresándose en tablas y gráficos el valor medio estándar.

Los valores fueron analizados por el método estadístico de los cuadrados mínimos.

RESULTADOS

Los resultados de las pruebas para cada modalidad de carga se ilustran en los gráficos de la figura 3.

La rigidez porcentual surge de los valores obtenidos en las distintas modalidades de carga como índice que representa el funcionamiento promedio del montaje en todas las modalidades, debiendo tener presente que una sola modalidad de carga fue conducida cada vez en este estudio y que las combinaciones de ellas podrían conducir a cargas seguras diferentes.

La rigidez total porcentual de los distintos montajes se ilustra en el histograma de la figura 4.

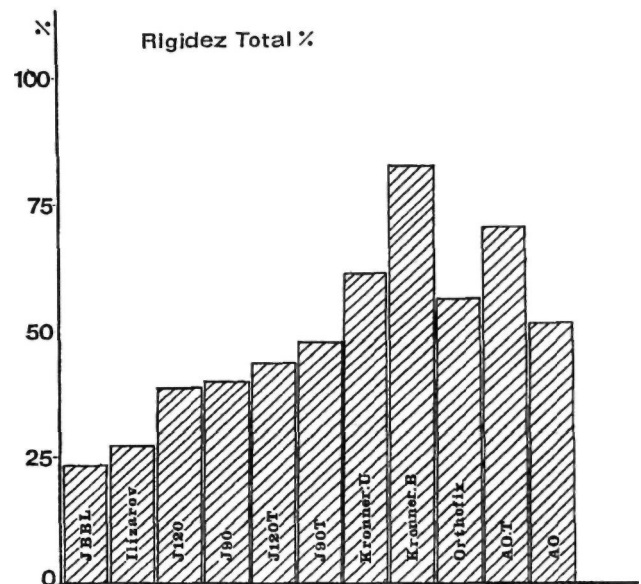


Figura 4. Rigidez total porcentual.

Evaluaremos a continuación los desplazamientos producidos en cada montaje estudiado ante las distintas cargas a que fueron sometidos.

JBBL

Este montaje se situó entre los más bajos en términos de rigidez. Fue el que menos carga necesitó en todas las modalidades estudiadas para lograr el desplazamiento máximo fijado. Los valores más significativos se lograron para la compresión axial y la flexión anteroposterior. Las cifras más bajas se observaron para la torsión y la flexión mediolateral, siendo su rigidez total porcentual de 23.

J90 - J120

De acuerdo a los ensayos realizados, el agregado de un segundo plano estabilizador le otorgó una mayor rigidez al sistema.

Los valores de carga segura y carga máxima fueron superiores al modelo uniplanar.

Siempre el J90 se mostró más estable en relación al J120.

Estas diferencias fueron mínimas para la compresión axial y las flexiones anteroposterior y mediolateral, modalidades de carga en las cuales los modelos no triangulados se acercaron a los valores registrados por los montajes triangulados. No ocurrió esto con los ensayos de torsión, donde los modelos triangulados fueron superiores. Los índices de rigidez total porcentual fueron de 39 para el J90 y 38 para el J120.

J90T - J120T

La triangulación de los montajes biplanares otorgó más rigidez aún al sistema en todas las modalidades de carga.

De los montajes triangulados, el J90T fue el que requirió más carga aplicada para producir el desplazamiento máximo fijado para la compresión axial y la torsión.

Durante el ensayo de las flexiones anteroposterior y mediolateral, el J120T fue levemente superior a su par triangulado en valores mínimos. La rigidez total porcentual fue de 43 para el J120T y 45 para el J90T. El más rígido de los tutores de Judet estudiados fue el J90T.

Ilizarov

Este montaje circular con clavos transfixiantes se mostró en todos los ensayos como una de las estructuras menos rígidas, sobre todo a la compresión axial, donde presentó la menor rigidez de los montajes estudiados. Su rigidez total porcentual asciende a 27.

Kronner uniplanar

Este montaje muestra diferente comportamiento ante las distintas modalidades de carga estudiadas. Para la compresión axial presentó una rigidez algo mayor al otro montaje uniplanar estudiado, JBBL, siendo superado por los otros montajes, a excepción del Ilizarov.

Para la torsión se observa una rigidez similar, aunque algo menor que el J90T, siendo este último un montaje biplanar triangulado.

Las flexiones son en nuestro ensayo las modalidades de carga mejor controladas por este montaje, siendo sólo superado por el AOT en la mediolateral, y por el Orthofix y Kronner B en la anteroposterior.

Consigue de esta manera una rigidez total porcentual de 61.

Kronner biplanar

Este montaje unilateral biplanar se mostró como el más rígido para la torsión y flexión anteromedial. Fue superado en la compresión axial por los tutores AO, AOT y Orthofix y en la flexión mediolateral por el AO, AOT y Kronner U.

Estos resultados le otorgan la mayor rigidez total porcentual de todos los montajes estudiados: 82.

Orthofix

Este fijador mostró la mayor rigidez en la compresión axial, siendo sólo superado por el Kronner B en la flexión anteroposterior.

Se muestra en cambio poco rígido en la torsión y flexión mediolateral, modalidades en las cuales presentó valores dentro de los más bajos observados en esta serie. Resulta así su rigidez total porcentual 56.

AO

Este tutor mostró gran rigidez en la compresión axial y la flexión mediolateral, modalidades donde supera a todos los montajes biplanares.

Disminuye su rendimiento en la torsión y especialmente en la flexión anteroposterior, donde se ubica entre los tutores de menor rigidez.

Su rigidez total asciende a 51.

AOT

La triangulación del tutor tubular AO uniplanar bilateral mejora el rendimiento en todas las modalidades de carga.

Obtiene los mejores resultados dentro de los tutores triangulados, siendo el más rígido para la flexión mediolateral de todos los montajes estudiados.

Su rigidez porcentual asciende a 70.

DISCUSIÓN

Los fijadores externos son métodos adecuados para el tratamiento precoz de las fracturas expuestas.

Los mismos gozan de innumerables ventajas y algunas complicaciones.

A priori, ninguna estructura es superior a otra. El mejor tutor externo para cada caso es el que surge de conocer la anatomía del segmento lesionado, las características de la lesión, las demandas sociales del paciente y la biomecánica de los diferentes montajes.

Mediante dispositivos diseñados y contruidos especialmente se estudiaron diversos modelos de tutores externos.

Se evaluaron los desplazamientos producidos en cada uno de ellos ante las distintas cargas.

Distintos autores afirman que el movimiento en la brecha de fractura es más importante que la rigidez del sistema.

Hoy la filosofía del tratamiento de las fracturas es repetir y estimular el proceso natural fisiológico de la curación de la misma, lo que requiere rigidez en la primera fase y un grado de movimiento en el foco en los estadios posteriores del proceso de curación.

Goodship y Kenwright (14) sugirieron que un movimiento inicial de 1 mm, en una brecha de fractura de 3 mm, puede estimular la consolidación secundaria del hueso. Sin embargo, no ha sido definido aún un valor exacto para el movimiento seguro.

Si 1 mm es elegido como el máximo desplazamiento tolerable en la brecha, entonces las cargas axiales seguras del mejor montaje de los ensayados fueron menores que la mitad del peso corporal de un individuo tipo de 70 kg.

De manera que la carga de un miembro con fractura inestable debería ser conducida con gran cuidado, debido a que la mayoría de los montajes estudiados permiten más de 1 mm de movimiento en la brecha de fractura con una carga axial baja.

El sistema de elección debería entonces ser capaz de prevenir la movilidad excesiva de los fragmentos óseos y permitir micromovimientos que favorezcan la consolidación, consiguiendo así lo que definimos como **elasticidad controlada**.

Bibliografía

1. **Ilizarov GA.** Osteosíntesis, técnica de Ilizarov. Madrid, Ediciones Norma 1990.
2. **Behrens F, Johnson W.** Unilateral external fixation methods to increase and reduce frame stiffness. Clin Orthop 1989; 241: 48.
3. **Behrens F, Johnson W, Koch T, Kovacevicn.** Bendings stiffness of unilateral and bilateral fixator frames. Clin Orthop 1983; 178: 10.
4. **Cunningham JL, Evans M, Harris JD, Kenwright J.** The measurement of stiffness of fractures treated with external fixation. Enc Med 1987; 16: 229.
5. **Fleming B, Paley D, Kristiansen T, Pope M.** A biomechanical analysis of the Ilizarov external fixator. Clin Orthop 1989; 241: 95.
6. **Kempson GE, Campbell D.** The comparative stiffness of external fixation frames. Injury 1981; 12: 297-304.
7. **Evans M, Kenwright J, Tanner K.** Analysis of single sided external fixation. Engl Med 1979; 8: 133.
8. **Debastiani G, Aidegheri R, Renzi Brivio L.** The treatment of fractures with a dynamic axial fixator. J Bone Joint Surg 1984; 66B: 538.
9. **Chod E, Kasman R, An K-N.** Rigidity and stress analysis of external fracture fixation devices. A theoretical approach. J Biomech 1982; 15: 971.
10. **Chao E, Hannu T, Levalen D, Kelly P.** The effect of rigidity on fracture healing in external fixation. Clin Orthop 1989; 241: 24.
11. **Cunningham JL, Evans M, Beavis A, Kenwrigh J.** The measurement of controlled fracture site movement with external fixation. J Bone Joint Surg 1988; 70-B: 154.
12. **Finlay JB, Moroz TY, Rorabaek CH, Davey JR, Bourne RB.** Stability of ten configuration of the Hoffman external fixation frame. J Bone Joint Surg 1987; 69: 734.
13. **Goodship AE, Kenwright J, Evans MI.** The influence of intermittent micromovement upon the healing of experimental fractures. Orthopedics 1984; 481.
14. **Goodship AE, Kenwright J.** The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures. J Bone Joint Surg 1985; 67B: 650.
15. **Kenwright J, Goodship A.** Controlled mechanical stimulation in the treatment of tibial fractures. Clin Orthop 1989; 241: 36.
16. **Kenwright J, Goodship A, Kelly D, Newman J, Harris J, Riehardson J, Evans M, Spriggins A, Burroughs S, Rowley DJ.** Effect of controlled axial micromovement on healing of tibial fractures. Lancet 1986; 2: 1185.
17. **Goodship AE, Kelly DJ, Rigby H, NVatkins P, Kenwright J.** The effect of different regimes of axial micromovement on the healing on experimental tibial fractures. Trans Orthop 1987; 11: 285.
18. **Mc Kibbin B.** The biology of fracture healing in long bones. J Bone Joint Surg 1980; 60B: 2.
19. **Perren SM.** Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation. Clin Orthop 1979; 138: 175-196.