

INVESTIGACIÓN

Fracturas diafisarias de húmero Placa de compresión dinámica o clavo endomedular acerrojado: estudio experimental

LUIS A. COCOZZELLA, MIGUEL A. MATTEO, LUIS P. CARRILERO, LUCIANO A. POITEVIN y cols.

Hospital de Clínicas "José de San Martín", Universidad de Buenos Aires

RESUMEN

Introducción: Las fracturas diafisarias de húmero corresponden aproximadamente al 1% de todas las fracturas y la mayoría de ellas son pasibles de tratamiento ortopédico. En los casos que tienen indicación quirúrgica, existe controversia en la bibliografía acerca del implante por utilizar.

El objetivo del presente trabajo es evaluar experimentalmente la estabilidad rotacional que brindan los distintos implantes (placa con tornillos y clavo endomedular acerrojado) en las fracturas diafisarias de húmero.

Materiales y métodos: Se evaluaron 8 preparados cada-
véricos (húmeros derechos) los cuales fueron osteotomizados con fracturas transversales mediodiafisarias, sintetizados con los dos tipos de implantes (placas con tornillos y enclavado endomedular) y sometidos a distintas fuerzas de torsión.

Resultados: Se obtuvo como resultado que se necesita mayor fuerza para desmontar los preparados con placas y tornillos que los tratados con enclavados endomedulares acerrojados.

Conclusiones: Al analizar la bibliografía acerca de los estudios biomecánicos sobre los distintos implantes en las fracturas de húmero, se halló una controversia sobre su comportamiento. Hemos evaluado biomecánicamente la resistencia frente a las fuerzas de rotación de los dos sistemas de osteosíntesis y demostramos que se necesita mayor fuerza para desmontar los preparados con placas y tornillos.

PALABRAS CLAVE: Húmero. Fracturas diafisarias.
Estudio experimental.

HUMERAL SHAFT FRACTURES. PLATE FIXATION VERSUS INTRAMEDULLARY INTERLOCKING NAILING: AN EXPERIMENTAL STUDY

ABSTRACT

Background: Humeral shaft fractures account for approximately 1% of all fractures. Most of these are adequately treated using non-operative methods. When surgical treatment is indicated, implant selection appears controversial in the literature.

Our purpose is to experimentally evaluate different implants' rotational stability (plates and nail systems) in humeral shaft fractures.

Methods: Eight cadaver bones (right humerus) were osteotomized with transverse mid-shaft fractures and osteosynthesis was performed with two different implants (plates and nails, and intramedullary interlocking nail). Subsequently they were evaluated at different torsion strengths.

Results: More strength is needed to take apart the bone treated with plate osteosynthesis.

Conclusions: On reviewing in the literature biomechanical studies on various implants for humeral shaft fractures, we found controversy about their behavior. We performed a biomechanical evaluation about both methods' resistance to rotation forces and proved that more strength is required to take apart the plate and screw system.

KEY WORDS: Humerus. Shaft fractures. Experimental study.

Las fracturas de húmero corresponden aproximadamente al 1% de todas las fracturas,⁸ la mayoría de las cuales son pasibles de tratamiento ortopédico con técnicas que oscilan entre un yeso colgante y la inmovilización funcional.^{2,4}

Klenerman⁶ expone que se obtienen buenos a excelentes resultados con desplazamientos angulares anteriores

Recibido el 5-5-2004. Aceptado luego de la evaluación el 15-6-2004.

Correspondencia:

DR. LUIS A. COCOZZELLA
Talcahuano 1040 Dpto. 407
E-mail: luiscocozzella@hotmail.com

menores de 20°, varos menores de 30° y acortamientos menores de 3 cm.

Las indicaciones quirúrgicas absolutas para estas fracturas incluyen: fracturas expuestas, fracturas segmentarias, reducción inaceptable, codo flotante, fracturas asociadas con lesiones neurovasculares, fracturas patológicas y politraumatismos. A su vez, las indicaciones relativas son: fracturas espiroideas largas, fracturas trasversales, imposibilidad de mantener la reducción y obesidad.^{1,3,7}

Para el tratamiento quirúrgico de estas fracturas existen diferentes métodos de fijación que son básicamente los siguientes:

- Fijadores externos: se utilizan en fracturas expuestas con grandes daños de las partes blandas, cuando existen trastornos neurológicos, en fracturas inestables complejas, en fracturas múltiples en la etapa inicial del tratamiento o en pseudoartrosis infectadas.¹¹
- Placas con tornillos.
- Enclavados endomedulares.

Existe controversia acerca del implante de elección para el tratamiento quirúrgico de las fracturas mediodiafisarias de húmero. Algunos autores, como Rockwood y cols.,¹⁰ proponen el clavo endomedular acerrojado anterógrado como implante de elección. Sin embargo, otros autores, como Chapman³ y Wiss,¹² prefieren la reducción y osteosíntesis con placa y tornillos.

El objetivo de este trabajo es evaluar experimentalmente la estabilidad rotacional in vitro que brindan los diferentes implantes (placa con tornillos y clavo endomedular acerrojado) en las fracturas diafisarias de húmero.

Materiales y métodos

Aspectos biomecánicos

A. Estudio experimental in vitro

Material de estudio

Para la realización de este trabajo se utilizaron 20 húmeros cadavéricos del lado derecho, los cuales fueron medidos antropométricamente (longitud, circunferencia mediodiafisaria, circunferencia metafisis proximal y distal) y diámetro radiográfico del conducto medular mediante radiografías de frente y perfil, con el fin de homogeneizar la muestra (Tabla 1). Asimismo, a cada preparado se le realizó un estudio de densitometría mineral ósea con el densitómetro de doble haz Hologic QDR 1000 provisto de un software especial para pequeños animales (Tabla 2). Sobre la base de estos parámetros se escogieron ocho preparados que fueron osteotomizados como fracturas trasversales mediodiafisarias.

Como método de osteosíntesis se utilizaron placas de compresión dinámica de 4,5 anchas con orificios alternos colocadas sobre la cara posterolateral del húmero, incluidas ocho corticales a cada lado de la fractura con tornillos convencionales (preparados 5, 6, 7 y 8) y clavos endomedulares anterógrados acerrojados a proximal y distal (preparados 1, 2, 3 y 4) (Figs. 1 y 2).

Máquina de movilización y carga

Finalizada la osteosíntesis, los preparados fueron montados en una máquina de rotación y carga diseñada para tal fin, constituida por un extremo fijo y otro móvil en los cuales encajan las epifisis humerales sujetas mediante tres tornillos en ambos extremos.

El extremo móvil de la máquina está sujeto sobre un eje que consta de una cremallera que permite movimientos rotacionales

Tabla 1. Medidas antropométricas de los preparados cadavéricos

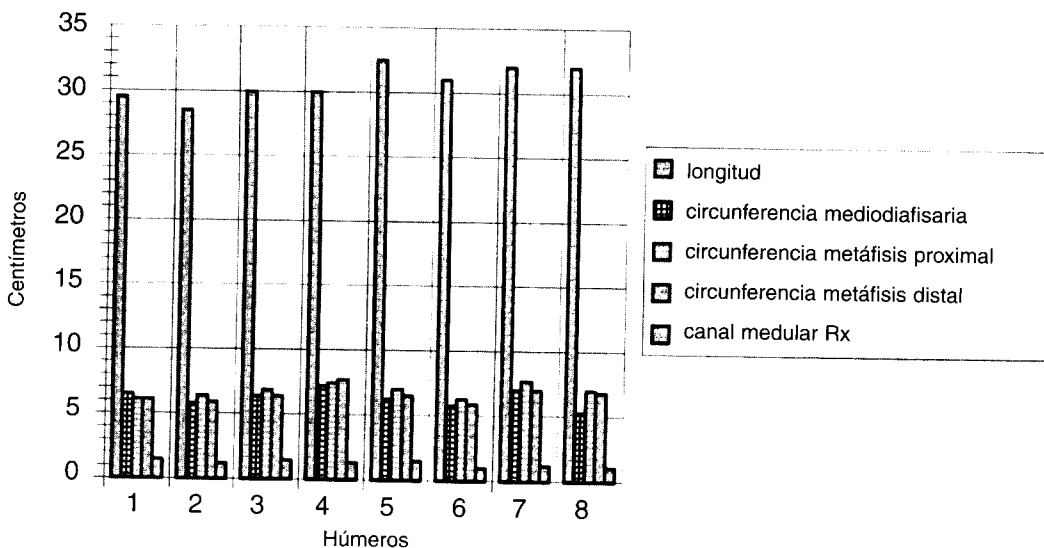
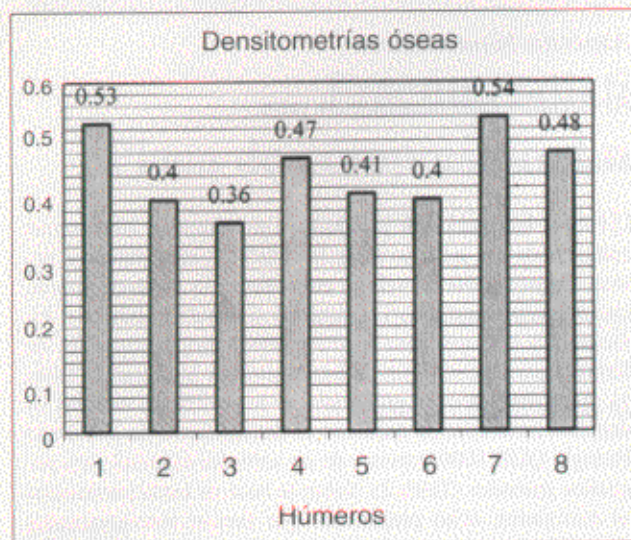


Tabla 2. Valores de densitometrías



en sentido horario, un goniómetro fijo y un dispositivo al cual se adosa un torquímetro de precisión modelo MD 35 N/m (Sturtevant-Richmont) (Figs. 3 y 4).

Determinaciones

A cada preparado se lo sometió a fuerzas de torsión de 5 N/m, 7,5 N/m y hasta el desmontaje de la osteosíntesis, evaluando así la resistencia de los diferentes implantes. Se midieron las deformaciones rotacionales y la ruptura del implante para cada fuerza aplicada.

Análisis estadístico

El análisis estadístico de los datos obtenidos se realizó mediante ANOVA de un factor con un $\alpha = 0,001$ con el Programa Origin 4.0 para los grupos tratados con clavos endomedulares y placas con tornillos.

B. Estudio experimental in vivo

Para la medición in vivo de la fuerza de rotación interna del hombro se realizó un estudio experimental utilizando una máquina Cybex Evaluation, en una población de 4 pacientes, dos varones y dos mujeres, de entre 58 y 75 años con una media de 68,5.

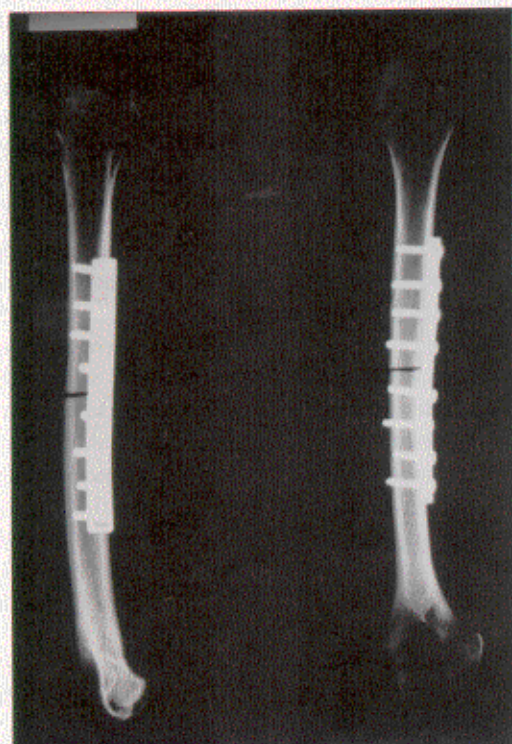


Figura 1. Preparado con placa y tornillos.

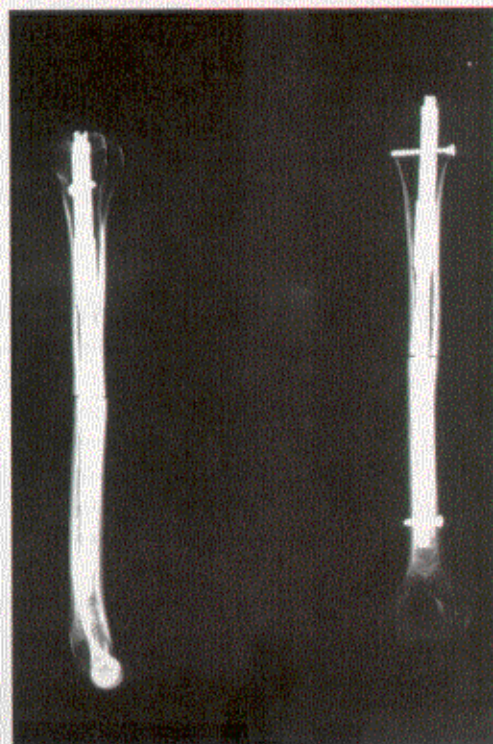


Figura 2. Preparado con clavo endomedular.



Figura 3. Máquina de rotación y carga para húmero.

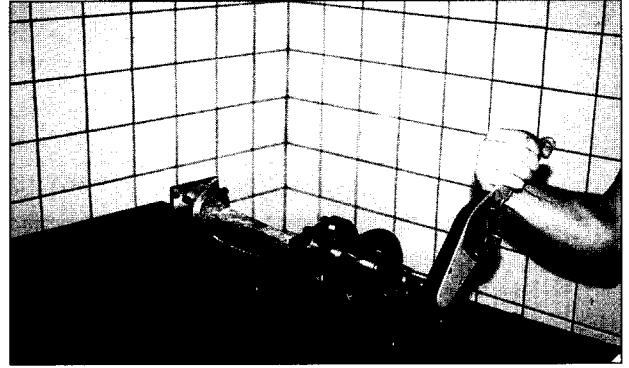


Figura 4. Máquina con operador.

Se midieron tres parámetros:

- Movimientos isotónicos con fuerza constante de 15 N/m.
- Movimiento isocinético con una velocidad constante de 60°/seg.
- Determinaciones con fuerza isométrica.

Resultados

Aspectos biomecánicos

A. Estudio in vitro

Los registros de la resistencia de los diferentes implantes frente a las fuerzas de torsión de 5 N/m, 7,5 N/m y hasta el desmontaje del sistema obtenidos de los preparados cadavéricos se esquematizan en la Tabla 3.

De estos resultados se observa que los preparados con clavo endomedular acerrojado sufren una deformación rotacional media de 26,75° frente a una fuerza de torsión de 5 N/m. La ruptura del sistema se alcanza frente a deformidades de 30,5° al aplicar fuerzas de torsión entre 5 y 7,5 N/m con una media de 5,62 N/m.

Los preparados tratados con placa y tornillos sufren una deformación rotacional media de 6,75° al aplicar una fuerza de 5 N/m. La ruptura del sistema se alcanza frente a deformidades de 10,75° al aplicar fuerzas de torsión entre 7,5 N/m y 15 N/m con una media de 9,5 N/m (Tabla 4).

Los resultados del análisis estadístico de los datos arrojaron una significación de $p < 0,001$ entre los grupos placa y clavo, tanto a 5 N/m de torque rotacional como en el momento del torque de ruptura; al obtener un análisis de varianza de una vía fue de $p = 3.469 \times 10^{-6}$, valor en tres órdenes menor que el nivel de confianza impuesto ($\alpha = 0,001$).

B. In vivo

Los registros obtenidos durante los movimientos isotónicos a una fuerza constante de 15 N/m evaluados durante 10 repeticiones arrojaron como resultado una velocidad promedio de 110,2°/seg (entre 86°/seg y 156°/seg) en rotación interna.

Para los movimientos isocinéticos analizados a una velocidad constante de 60°/seg se obtuvo como resultado un torque promedio de 13 N/m en rotación interna.

Tabla 3. Deformación de los preparados según las fuerzas de torsión

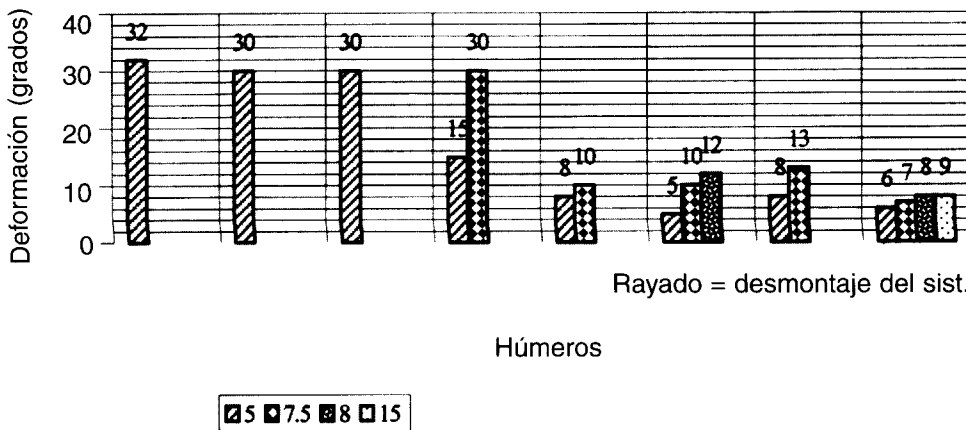


Tabla 4.

Implante	5 N/m	Ruptura
Clavo endomedular	26,75°	30,5°*
Placa con tornillos	6,75°	10,75°***

*Fuerza media: 5,62 N/m.

**Fuerza media 9,5 N/m.

Finalmente se midió la fuerza isométrica con movimiento cero y se obtuvo como resultado un promedio de 26 N/m.

Discusión

Al analizar la bibliografía acerca de los estudios biomecánicos sobre los distintos implantes en las fracturas mediodiafisarias de húmero, se halló una controversia acerca de su comportamiento.

Zimmerman y cols.,¹³ en su trabajo comparativo entre cuatro sistemas de fijación para fracturas de húmero utilizando 18 pares de húmeros, no encontraron diferencias significativas en torsión entre los preparados tratados con placas y tornillos de seis orificios y los tratados con clavos endomedulares acerrojados.

Sin embargo, Henley y cols.⁵ en su clásico trabajo, con características metodológicas similares a las de Zimmerman, empleando 10 pares de húmeros, encontraron diferencias significativas a favor de los tratados con placa y tornillos, y alcanzaron registros de hasta tres veces superiores de la resistencia frente a la torsión.

Nosotros hemos evaluado biomecánicamente la resistencia frente a las fuerzas de rotación de los dos sistemas de osteosíntesis.

Los preparados fueron montados en una máquina de rotación y carga y sometidos a fuerzas de torsión iniciales de 5 N/m hasta alcanzar el desmontaje del sistema. De las mediciones realizadas en nuestro trabajo experimental obtuvimos como resultado que para alcanzar la ruptura del sistema en los preparados tratados con clavos se necesita una fuerza media de 5,62 N/m, mientras que para lograr el mismo objetivo en los preparados fijados con placa y tornillos debimos emplear una fuerza media de 9,5 N/m. Cabe destacar que en la comparación entre los dos sistemas de osteosíntesis observamos que al ser la placa con tornillos más rígida sufrió menos deformaciones hasta alcanzar el desmontaje del sistema.

Concluimos así que las ventajas son significativas a favor de las placas ($p < 0,001$).

Algunos autores, como Perren⁹, Jupiter⁷ o Gregori⁴, advierten tanto ventajas como desventajas con ambos métodos, sin encontrar supremacía en ninguno de ellos. Sin embargo, Wiss¹² se inclina por el uso de la osteosíntesis con placa y tornillos, mientras que Rockwood y cols.¹⁰ prefieren el enclavado endomedular, ambos basados en sus experiencias clínicas.

Por otra parte, hemos estudiado un grupo de población sana en el que evaluamos la fuerza máxima de rotación interna del hombro mediante la máquina Cybex Evaluation para hombro y obtuvimos como resultado un torque medio isocinético en rotación interna de 13 N/m y un torque medio isotónico en rotación interna de 26 N/m, valores ampliamente superiores al torque necesario para alcanzar la ruptura del sistema en nuestros estudios experimentales in vitro.

Es interesante considerar que la fuerza máxima de rotación interna obtenida en una población sana es superior a la requerida para hacer fallar el sistema en el estudio in vitro. Por consiguiente, adquiere importancia el uso del implante más sólido, ya que las sollicitaciones máximas posibles in vivo son superiores a las fuerzas que producen la falla de los implantes in vitro. Del mismo modo, sería conveniente reducir las sollicitaciones mecánicas in vivo por debajo de las fuerzas de ruptura observadas in vitro.

Aun cuando debe considerarse que los preparados carecen de las estructuras capsulomusculoligamentarias que absorben parte del torque transmitido, esta diferencia se considera significativa y estimamos que plantea dos hechos para destacar:

- 1) Sugerimos utilizar el implante más sólido y resistente (placa con tornillos) aun cuando con ambos tipos de implantes los valores obtenidos están por debajo de las pruebas máximas realizadas in vivo.
- 2) Asimismo, debería intentarse reducir al mínimo las sollicitaciones posoperatorias, por lo cual adquiriría importancia la protección temporaria de la osteosíntesis con ortesis o férula, especialmente nocturnas y en los períodos interejercicios. También deberían evitarse durante las primeras tres semanas las rotaciones activas y pasivas del hombro, enfatizando la elevación anterior del hombro activa asistida y la flexoextensión del codo con el brazo adosado a la cara anterior del tórax.

Todo esto adquiere mayor importancia en las fracturas conminutas y con pérdida de sustancia ósea.

El hecho de que en estos casos la placa con tornillos pueda marcar las ventajas biomecánicas señaladas en nuestro experimento será motivo de un futuro trabajo de investigación clínica.

Referencias bibliográficas

1. **Canale ST.** *Campbell's operative orthopaedics*. 9ª ed. St. Louis: Mosby; 1998.
2. **Crates J, Whittle AP.** Antegrade interlocking nailing of acute humeral shaft fractures. *Clin Orthop*; (350):40-50;1998.
3. **Chapman MW.** *Chapman's orthopaedic surgery*. 3ª ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
4. **Gregory PR, Sanders RW.** Compression plating versus intramedullary fixation of humeral shaft fractures. *J Am Acad Orthop Surg*; 5(4):215-223;1997.
5. **Henley MB, Monroe M, Tencer AF.** Biomechanical comparison of methods of fixation of a midshaft osteotomy of the humerus. *J Orthop Trauma*; 5(1):14-20;1991.
6. **Klenerman L.** Fractures of the shaft of the humerus. *J Bone Joint Surg Br*; 48(1):105-111;1966.
7. **Modabber MR, Jupiter JB.** Operative management of diaphyseal fractures of the humerus. Plate versus nail. *Clin Orthop*; (347):93-104;1998.
8. **Müller ME, Allgöwer M, Schneider R, et al.** *Manual de osteosíntesis. Técnicas recomendadas por el grupo de la AO*. 3ª ed. Barcelona: Springer-Verlag Ibérica; 1993.
9. **Perren SM.** The biomechanics and biology of internal fixation using plates and nails. *Orthopedics*; 12(1):21-34;1989.
10. **Rockwood CAJr, Green DP, Bucholz RW, et al.** *Rockwood and Green's fractures in adults*. 4ª ed. Philadelphia: Lippincott-Raven; 1996.
11. **Schatzker J.** *Tratamiento quirúrgico de las fracturas*. 2ª ed. Buenos Aires: Panamericana; 1998.
12. **Wiss DA.** *Fractures. Master techniques in orthopaedic surgery*. Philadelphia: Lippincott-Raven 1998.
13. **Zimmerman MC, Waite AM, Deehan M, et al.** A biomechanical analysis of four humeral fracture fixation systems. *J Orthop Trauma*; 8(3):233-239;1994