



ORIGINAL

Estudio biomecánico comparativo de dos configuraciones de tornillos cementados en una fractura simulada de húmero proximal fijada con placa y tornillos bloqueados



N. Martínez-Catalan^{a,*}, M.T. Carrascal-Morillo^b, A. Bustos-Caballero^b, M. Valencia^a, G. Luengo^a, E. Calvo^a y A.M. Foruria^a

^a Cirugía Reconstructiva de Miembro Superior, Departamento de Cirugía Ortopédica y Traumatología, Hospital Fundación Jiménez Díaz, Madrid, España

^b Departamento de Biomecánica, Grupo Maqlab - Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales de la Universidad Nacional de Educación a Distancia (ETSI-UNED), Madrid, España

Recibido el 30 de noviembre de 2022; aceptado el 14 de diciembre de 2022

Disponible en Internet el 19 de diciembre de 2022

PALABRAS CLAVE

Fractura de húmero proximal;
Tornillos cementados;
Estudio biomecánico;
Configuración de tornillos

Resumen

Introducción: La utilización de tornillos cementados en la fijación interna de fracturas de húmero proximal con placas bloqueadas parece mejorar la estabilidad del implante y disminuir las complicaciones asociadas al fracaso de síntesis. Sin embargo, la combinación óptima de tornillos cementados se desconoce. El objetivo de este estudio fue analizar la estabilidad relativa de dos configuraciones de tornillos cementados sometidos a una fuerza de compresión axial en una fractura simulada de húmero proximal.

Material y métodos: Se realizó una osteotomía del cuello quirúrgico en cinco pares de húmeros embalsamados con una edad media de 74 años (rango 46-93), fijados con una placa de acero inoxidable con tornillos bloqueados. En cada par de húmeros, en el húmero derecho se cementaron los tornillos A y E, y en el lado contralateral se cementaron los tornillos B y D. Cada espécimen fue testado inicialmente mediante una carga cíclica de compresión axial durante 6.000 ciclos para evaluar el movimiento interfragmentario (estudio dinámico). Al final de la prueba, los especímenes se sometieron a una carga de compresión axial progresiva para medir la rigidez de la construcción (estudio estático).

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: natalia.martinezcat@gmail.com (N. Martínez-Catalan).

Resultados: No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la movilidad interfragmentaria entre las dos configuraciones de tornillos cementados en el estudio dinámico ($p=0,463$). Cuando se sometieron a rotura, los especímenes con tornillos cementados en las hileras B y D presentaron una carga de rotura mayor (2218N vs. 2105, $p=0,901$) y una mayor rigidez (125 N/mm vs. 106 N/mm, $p=0,672$); sin embargo, ninguna de estas diferencias fue estadísticamente significativa.

Conclusiones: La configuración de los tornillos cementados utilizadas en este estudio no influyen en la estabilidad del implante cuando se aplica una carga cíclica de baja energía. La cementación de los tornillos de las hileras B y D proporciona una resistencia similar a la cementación de los tornillos A y E.

© 2022 SECOT. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

KEYWORDS

Proximal humerus fracture;
Cemented screws;
Biomechanical study;
Screw configuration

Comparative biomechanical study of two configurations of cemented screws in a simulated proximal humerus fracture fixed with locking plate

Abstract

Introduction: Screw tip augmentation with bone cement for fixation of osteoporotic proximal humerus fractures seems to improve stability and to decrease the rate of complications related to implant failure. However, the optimal augmentation combinations are unknown. The aim of this study was to assess the relative stability of two augmentations combinations under axial compression load in a simulated proximal humerus fractures fixed with locking plate.

Material and methods: A surgical neck osteotomy was created in five pairs of embalmed humeri with a mean age of 74 years (range 46–93 years), secured with a stainless-steel locking-compression plate. In each pair of humeri, on the right humerus were cemented the screws A and E, and in the contralateral side were cemented screws B and D of the locking plate. The specimens were first tested cyclically in axial compression for 6,000 cycles to evaluate interfragmentary motion (dynamic study). At the end of the cycling test, the specimens were loaded in compression force simulating varus bending with increasing load magnitude until failure of the construct (static study).

Results: There were no significant differences in interfragmentary motion between the two configurations of cemented screws in the dynamic study ($p=0.463$). When tested to failure, the configuration of cemented screws in lines B and D demonstrated higher compression load to failure (2218N vs. 2105, $p=0.901$) and higher stiffness (125 N/mm vs. 106 N/mm, $p=0.672$). However, no statistically significant differences were reported in any of these variables.

Conclusions: In simulated proximal humerus fractures, the configuration of the cemented screws does not influence the implant stability when a low-energy cyclical load is applied. Cementing the screws in rows B and D provides similar strength to the previously proposed cemented screws configuration and could avoid complications observed in clinical studies.

© 2022 SECOT. Published by Elsevier España, S.L.U. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Introducción

La principal complicación de la reducción abierta y fijación interna (RAFI) con placas bloqueadas en fracturas de húmero proximal (FHP) es el fracaso de síntesis y penetración intraarticular de los tornillos¹, especialmente en pacientes con hueso osteoporótico. Esto se debe principalmente a las fuerzas de cizallamiento que se producen en la interfaz hueso-implante, lo que conduce a la pérdida de reducción y colapso de la fractura.

Con el objetivo de mejorar la estabilidad del implante, se han desarrollado distintas estrategias, como la suplementación con aloinjerto o la cementación de los tornillos con polimetilmetacrilato (PMMA). Tanto los estudios biomecánicos²⁻⁵ como los estudios clínicos⁶⁻⁷ con esta

técnica han demostrado que la cementación con PMMA de los tornillos en FHP mejora la estabilidad y disminuye las complicaciones asociadas al fracaso de síntesis; sin embargo, la configuración óptima de tornillos cementados se desconoce.

La técnica quirúrgica⁸ propone la cementación de los dos tornillos más proximales y de los dos tornillos del calcar para asegurar una distribución homogénea del cemento en la cabeza del húmero; a pesar de ello, los tornillos del calcar muchas veces se encuentran próximos al foco de fractura y en los estudios clínicos se ha descrito hasta un 11,5% de extravasación de cemento en estos tornillos⁶. Además, en estudios clínicos la cementación de los tornillos más proximales se ha asociado a un 4-8% de necrosis parcial⁶⁻⁷. Para evitar estos dos tipos de complicaciones, proponemos la cementación de los tornillos centrales de la cabeza humeral.

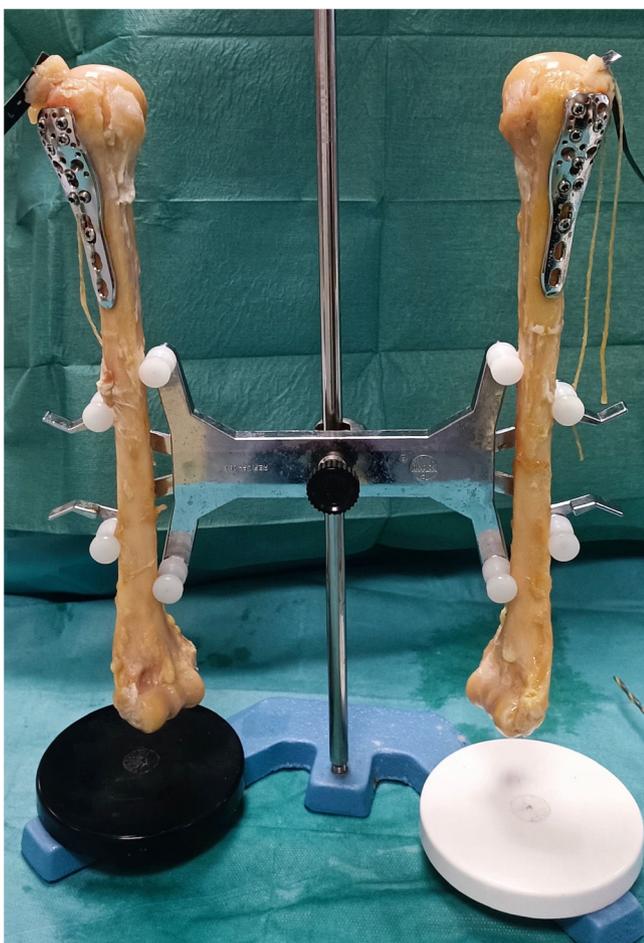


Figura 1 Fijación del húmero con placa y tornillos bloqueados.

La hipótesis de este estudio es que la cementación de los tornillos de las hileras centrales obtiene resultados biomecánicamente comparables a los obtenidos con la cementación de los tornillos propuestos por la técnica original y podría evitar las complicaciones observadas en los estudios clínicos.

El objetivo de este estudio fue analizar la estabilidad relativa de dos configuraciones de tornillos cementados sometidos a una fuerza de compresión axial en una fractura simulada de húmero proximal fijada con placa y tornillos bloqueados: cementación de las hileras proximal y distal (A y E) frente a la cementación de los tornillos centrales de la cabeza humeral (B y D).

Material y métodos

Preparación de especímenes

Se extrajeron 10 especímenes de húmero humano, procedentes de cinco cadáveres del banco de cadáveres de la Universidad Autónoma de Madrid (tres varones y dos mujeres) con una edad media de 74 años (rango, 46-93).

En cada húmero se colocó una placa preformada de húmero proximal de acero inoxidable con tornillos bloqueados (PHILOS; DePuy Synthes, Zuchwil, Switzerland) (fig. 1). La posición de la placa se determinó 1 cm inferior a la super-

ficie articular y 1 cm posterior a la corredera bicipital. La placa se fijó inicialmente con un tornillo de cortical en la diáfisis y posteriormente se procedió a la fijación de la cabeza humeral con tornillos bloqueados a la placa, y la fijación final de la diáfisis también con tornillos bloqueados.

Se restaron 4 mm a la medición obtenida en los tornillos convencionales utilizando una configuración de tornillos cortos para evitar la penetración intraarticular de los tornillos en caso de colapso de la fractura. Cuando se utilizaron tornillos canulados, se restaron 6 mm a la medición obtenida en lugar de 4 mm para evitar que el cemento estuviese muy próximo a la superficie articular y conseguir la interdigitación del cemento con la cabeza del húmero. Para minimizar la variabilidad interespecimen, en cada par de húmeros del mismo cadáver, en el lado derecho se utilizaron tornillos canulados para su posterior cementación siguiendo la técnica de cementación clásica (hileras A y E), mientras que en el lado izquierdo se utilizaron tornillos canulados en las hileras centrales según la nueva configuración propuesta de tornillos cementados (hileras B y D) (fig. 2).

Se realizó una radiografía a todos los húmeros para verificar que las placas estuvieran correctamente colocadas y los tornillos tuvieran una longitud adecuada. A continuación se procedió a la cementación de los tornillos con 5 ml de cemento en cada tornillo canulado (Trauma Cem Vp; DePuy Synthes) (fig. 3) y se realizó una radiografía a todos los húmeros una vez que se finalizó la cementación.

En cada espécimen se realizó una osteotomía en cuña con una sierra, simulando una fractura inestable del cuello quirúrgico. La osteotomía se estableció a 1 cm del borde inferior del cartilago articular con un grosor de 0,5 cm. El hecho de realizar la osteotomía después de colocar el implante evita variaciones por la movilización de los fragmentos. Posteriormente se realizó una radiografía a todos los húmeros una vez finalizadas las osteotomías (fig. 4).

Implantes

Todos los implantes utilizados fueron de acero inoxidable. Todas las placas tenían la misma longitud (90 mm) y el mismo número de orificios (tres distales y nueve proximales). Se colocaron todos los tornillos excepto los de la hilera c, ya que normalmente las puntas de estos tornillos suelen estar a la misma altura que las puntas de los tornillos de la hilera A.

Estudio biomecánico

Cada espécimen fue testado inicialmente mediante una carga cíclica de compresión axial con una máquina servohidráulica (Schenk_Trebel) para evaluar el movimiento interfragmentario (estudio dinámico). Se aplicó una carga cosenoidal a los especímenes en un rango entre 15 N y 50 N a una frecuencia de 0,25 Hz hasta los 6.000 ciclos (fig. 5). Para este estudio se definió fracaso del implante como un desplazamiento entre los fragmentos mayor de 5 mm con respecto a la situación inicial.

Al final de la prueba los especímenes se sometieron a una carga de compresión a rotura para medir la rigidez de la construcción (estudio estático). Para ello, se aplicó una carga creciente de compresión a una velocidad de

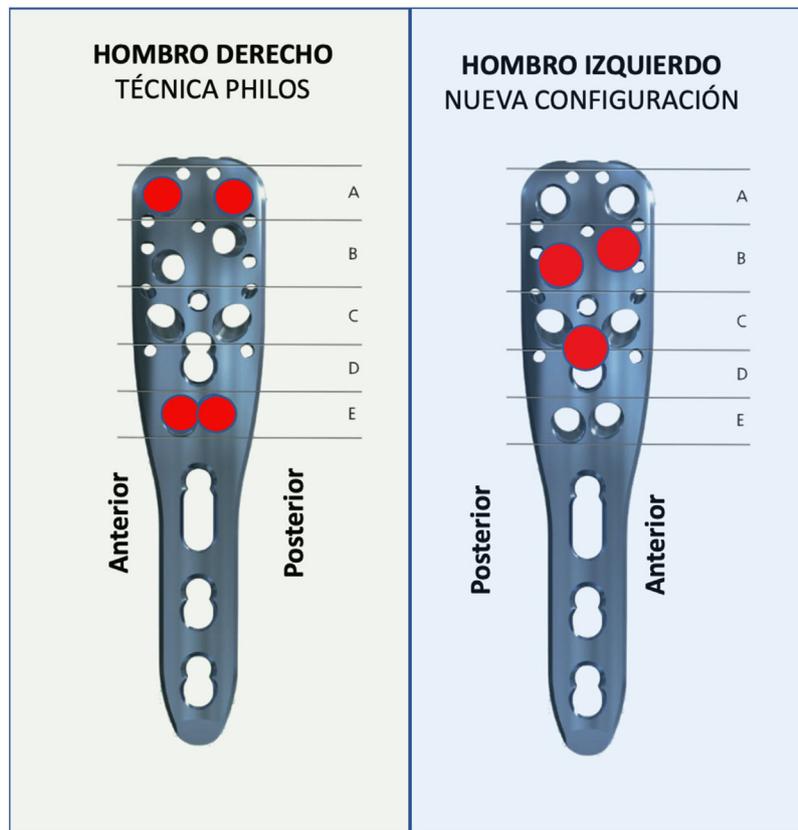


Figura 2 Configuraciones de tornillos cementados. En el húmero derecho, configuración de tornillos cementados en hileras A y E. En el húmero izquierdo, configuración de tornillos cementados en hileras B y D.



Figura 3 Cementación de tornillo en hilera A.

20mm/min hasta el fallo, definiendo este como la disociación entre el hueso y el implante, la aparición de una línea de fractura o la rotura del implante. Se registró la carga en función del desplazamiento y la energía absorbida como el área bajo la curva.

Análisis estadístico

El análisis estadístico se realizó utilizando el software SPSS (SPSS Inc., Chicago, IL, EE. UU.). Las comparaciones entre las parejas de especímenes se realizaron con la prueba de

los rangos con signos de Wilcoxon. Se consideró como estadísticamente significativo a un valor de $p < 0,05$.

Resultados

Estudio dinámico

Durante el estudio dinámico de compresión axial no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la movilidad interfragmentaria entre los especímenes con tornillos cementados en las hileras A y E y los especímenes con tornillos cementados en las hileras B y D ($p = 0,463$). Después de 6.000 ciclos, la movilidad interfragmentaria máxima fue de 0,29 mm (rango 0,08–0,53) y 0,32 mm (rango 0,22–0,53, respectivamente). Ninguno de los especímenes fracasó durante el estudio dinámico.

Estudio estático

Cuando se sometieron a rotura (fig. 6), la mediana de carga de rotura fue de 1.844 N, y el tiempo medio de rotura fue de 72 segundos (tabla 1). Al comparar las dos configuraciones de tornillos cementados, los especímenes con tornillos cementados en las hileras B y D presentaron una carga de rotura mayor (2.218 N vs. 2.105, $p = 0,901$) y una mayor rigidez (125 N/mm vs. 106 N/mm, $p = 0,672$). Los especímenes con tornillos cementados en las hileras A y E toleraban 6 mm más de deformidad antes del fallo ($p = 0,447$) y el tiempo hasta la



Figura 4 Radiografía de húmeros con tornillos cementados y osteotomía: el húmero derecho con la configuración clásica (hileras A y E) y el húmero izquierdo con la nueva configuración (hileras B y D).

rotura era mayor (84 s vs. 56 s, $p=0,342$); sin embargo, ninguna de estas diferencias fue estadísticamente significativa (tabla 2).

Todos los especímenes fracasaron en la diáfisis por una línea de fractura que incluía al menos uno de los orificios utilizados para la fijación de la placa.

Se realizó un análisis comparativo entre aquellos especímenes con una edad mayor de 76 años ($n=6$) y aquellos menores de 76 años ($n=4$) y se observó que aquellos especímenes de menos de 76 años toleraban mayor deformidad antes del fallo (30,7 mm vs. 22,4 mm, $p=0,61$), mayor carga de rotura (2.411 N vs. 1.995 N, $p=0,476$) y absorbían mayor energía (59 J vs. 30 J, $p=0,171$), sin resultar estas diferencias estadísticamente significativas. Solo se observaron diferencias estadísticamente significativas en la rigidez y el tiempo de rotura (tabla 3).

Discusión

Los resultados de este estudio sugieren que, en fracturas de húmero proximal, la configuración de los tornillos cementados no influye en la estabilidad del implante cuando se aplica una carga cíclica de baja energía. Sin embargo, cuando se someten a una carga de compresión progresiva, la cementación de los tornillos en las hileras B y D presenta una mayor rigidez y parecen resistir una carga mayor antes de que se produzca la rotura, sin que estas diferencias sean

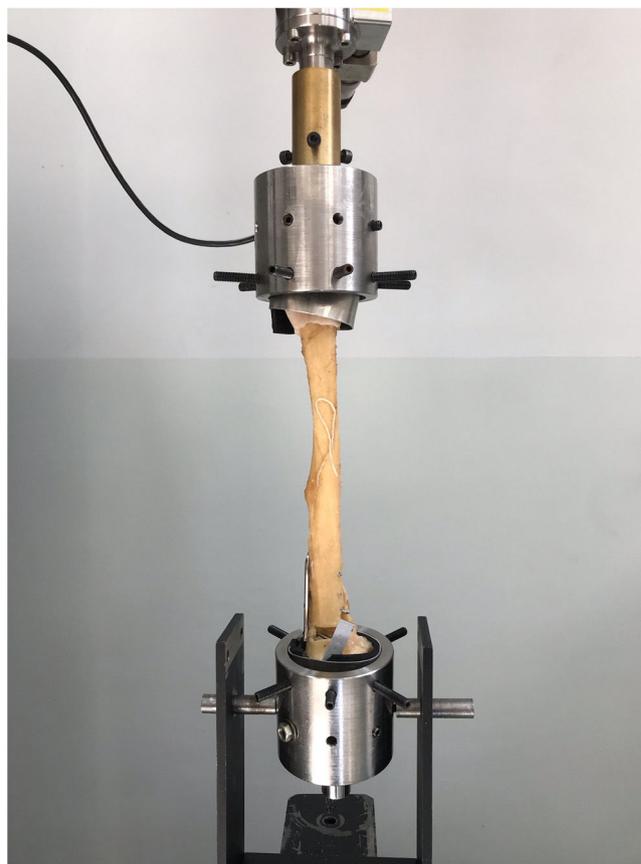


Figura 5 Máquina servohidráulica donde se fija el húmero para realizar los ensayos a fatiga y a rotura.



Figura 6 Gráfica de ensayo a rotura. En la parte superior de la gráfica se marca la carga de rotura.

estadísticamente significativas. Estos resultados tienen relevancia clínica, ya que la configuración de tornillos cementados propuesta en este estudio parece contribuir de manera similar a la estabilidad del implante y podría reducir las complicaciones observadas en los estudios clínicos relacionadas con la fuga intraarticular de cemento o la necrosis parcial.

Tabla 1 Mediana de valores obtenidos en el estudio a rotura

Variable	Mediana (rangos)
Carga de rotura (N)	1.844 (804-4.135,5)
Carga elástica (N)	1.236 (611.9-3.917,6)
Deformidad máxima (mm)	25 (8,7-50,6)
Rigidez (N/mm)	93 (32,2-233,4)
Energía (J)	39 (7,1-92,7)
Tiempo de rotura (s)	72 (22,5-166,9)

La mayoría de los estudios biomecánicos con esta técnica cementan los cuatro tornillos proximales³⁻⁵ o aquellos de la región anteromedial de la cabeza humeral². La justificación para elegir la cementación de los dos tornillos en dirección anterior se basa en los resultados de un estudio previo en el que se evaluó la calidad del hueso a lo largo de los seis primeros tornillos de la placa Philos⁹. Según estos datos, los tornillos en las posiciones 4 y 5 para un espécimen de húmero proximal derecho, y las posiciones correspondientes 3 y 6 para un húmero proximal izquierdo, representan la región

anteromedial de la cabeza humeral y se han identificado como aquellos con una densidad mineral ósea más baja.

Roderer et al.², encontraron que la carga de rotura era mayor en aquellos especímenes con tornillos cementados dirigidos hacia la región anterior de la cabeza humeral, en comparación con aquellos con tornillos no cementados (291 N vs, 211 N, p=0,01). Los estudios de Unger et al.⁴ y Kathrein et al.³ sostienen estos resultados. A diferencia de ellos, Schliemann et al.⁵, realizaron un estudio biomecánico de seis pares de húmeros con una fractura simulada en tres partes, fijada con placa de fibra de carbono reforzadas con polietere tercetona (PEEK) y cementación de los tornillos anteriores y no observaron diferencias estadísticamente significativas en la rigidez (453 N/mm vs. 461 N/mm, p=0,594) o en la carga de rotura (706 N vs. 669 N, p=0,646) entre los especímenes con tornillos cementados y los no cementados. Esto puede deberse a que la edad media de los húmeros de este estudio era de 54 años, a diferencia de los estudios previos en los que la edad media era 70-78 años²⁻⁴. Lo que sí se observó en este estudio fue que en los húmeros con tornillos cementados existía menor movilidad en la interfaz hueso-implante cuando se sometían a una fuerza en varo. Esto quiere decir que, aunque la cementación de los

Tabla 2 Comparación en el ensayo a rotura entre los especímenes con la configuración clásica de tornillos cementados y los especímenes con la nueva configuración

Variable	Configuración clásica (hileras A y E) N=5	Configuración nueva (hileras B y D) N=5	Valor de p
Carga de rotura (N)	2.105,3 Rango (815,5; 4.054,3) 95% [IC: 327,7; 3.882,8]	2.218,6 Rango (804,5; 4.135,5) 95% [IC: 529,4; 3.907,76]	0,901
Carga elástica (N)	1.538,9 Rango (611.9; 2.949,6) 95% [IC: 268,4; 2.809,6]	1.829,9 Rango (659.7; 3.917,6) 95% [IC: 235,46; 3.424,26]	0,702
Deformidad máxima (mm)	28,8 Rango (8,7; 50,6) 95% [IC: 9,59; 48,2]	22,6 Rango (11,2; 32,6) 95% [IC: 12,6; 32,7]	0,447
Rigidez (N/mm)	106,2 Rango (32,2; 218,6) 95% [IC: 18,2; 194,3]	125,8 Rango (56,2; 233,4) 95% [IC: 39,1; 212,4]	0,672
Energía (J)	42,8 Rango (8,5; 92,7) 95% [IC: 0,3; 85,5]	41,7 Rango (7,1; 75,3) 95% [IC: 2,9; 80,5]	0,957
Tiempo rotura (s)	84,14 Rango (22,5; 166,9) 95% [IC: 18,3; 149,9]	56,2 Rango (27,2; 96,5) 95% [CI: 16,9; 95,5]	0,342

Tabla 3 Comparación entre los especímenes en el ensayo a rotura en función de la edad

Variable	Edad > 76 N=6	Edad < 76 N=4	Valor de p
Carga de rotura (N)	1.995,8 (804,5; 4135,5)	2.411,1 (1.326,6; 3.195,0)	0,476
Carga elástica (N)	1.689,1 (611,9; 3917,6)	1.677,4 (868,5; 2.292,8)	0,762
Deformidad máx (mm)	22,45 (8,7; 34,5)	30,7 (21,5; 50,6)	0,61
Rigidez (N/mm)	80,3 (32,2; 124,6)	169,5 (72,7; 233,4)	0,028
Energía (J)	30,87 (7,1; 75,3)	59,4 (30,7; 92,7)	0,171
Tiempo de rotura (s)	44,8 (22,5; 85,6)	108,3 (83,8; 166,9)	0,019

tornillos contribuye a mejorar la estabilidad del implante, el beneficio es mayor en pacientes con hueso osteoporótico que en pacientes jóvenes con buena calidad ósea.

Por otro lado, resulta llamativo que la carga de rotura observada en nuestro estudio (1.844 N) es mucho mayor que la obtenida en estudios previos con o sin la utilización de tornillos cementados²⁻⁴. En nuestra opinión, esto se debe principalmente a la colocación de un mayor número de tornillos en la cabeza humeral y especialmente los tornillos del calcar, ya que en los estudios biomecánicos previos con esta técnica solo se colocaban los cuatro tornillos más proximales. Se ha demostrado previamente que la colocación de un tornillo de bloqueo oblicuo dentro del cuadrante inferomedial del fragmento proximal de la cabeza humeral (tornillo del calcar) es importante para prevenir el fracaso de la fijación^{10,11}. Por otro lado, el número de tornillos cementados en nuestro estudio es mayor que en estudios previos. Varga et al.¹², en un estudio de elementos finitos, analizaron 64 configuraciones distintas de tornillos cementados para fijar una FHP en tres partes y observaron que tanto el número como la configuración de tornillos cementados influyen en gran medida en la estabilidad del implante, siendo esta mayor cuanto mayor es el número de tornillos cementados. A diferencia de los estudios biomecánicos previos, Varga et al.¹² observaron que los mayores beneficios se lograron con la cementación de los tornillos del calcar y aquellos dirigidos hacia la región posterior, mientras que la densidad mineral ósea no parecía influir en los resultados, aunque en este último estudio no se incluye la cementación del tornillo central en la hilera D. Nosotros no hemos observado diferencias estadísticamente significativas entre las dos configuraciones de tornillos cementados, pero creemos que los tornillos del calcar deben intentar colocarse siempre, aunque no se cementen, porque contribuyen de manera importante a la estabilidad de la fractura.

Este estudio tiene varias limitaciones. Por un lado, se trata de un número reducido de especímenes, por lo que su poder estadístico podría no ser suficiente. Además, los datos obtenidos de un solo modelo de osteotomía pueden no aplicarse a patrones complejos de fracturas multifragmentarias. Finalmente, los datos obtenidos de un estudio en cadáver no tienen en cuenta la consolidación progresiva de la fractura que se produce *in vivo*.

Conclusiones

Podemos concluir que, en fracturas simuladas de húmero proximal, las configuraciones utilizadas de tornillos cementados no influyen en la estabilidad del implante cuando se aplica una carga cíclica de baja energía. La cementación de los tornillos de las hileras B y D proporciona una resistencia similar a la configuración de tornillos cementados propuesta previamente y podría evitar las complicaciones observadas en los estudios clínicos en relación con la fuga intraarticular de cemento o la necrosis parcial.

Nivel de evidencia

Nivel de evidencia IV.

Financiación

Natalia Martínez Catalán ha recibido una beca de la Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología (SECOT) para la realización de este proyecto de investigación.

Conflicto de intereses

Antonio M. Foruria, MD PhD, recibió una compensación económica por participar como ponente o presentador en actividades educativas organizadas por DePuy Syntes en España y otros países europeos, en las que se discutieron los implantes incluidos en este artículo.

Los otros autores, sus familias inmediatas y cualquier fundación de investigación a la que estén afiliados no han recibido pagos financieros u otros beneficios de ninguna entidad comercial relacionada con el tema de este artículo.

Bibliografía

- Barlow JD, Logli AL, Steinmann SP, Sems SA, Cross WW, Yuan BJ, et al. Locking plate fixation of proximal humerus fractures in patients older than 60 years continues to be associated with a high complication rate. *J Shoulder Elbow Surg.* 2020;29:1689–94. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2019.11.026>.
- Röderer G, Scola A, Schmölz W, Gebhard F, Windolf M, Hofmann-Fliri L. Biomechanical in vitro assessment of screw augmentation in locked plating of proximal humerus fractures. *Injury.* 2013;44:1327–32. <http://dx.doi.org/10.1016/j.injury.2013.05.008>.
- Kathrein S, Kralinger F, Blauth M, Schmoelz W. Biomechanical comparison of an angular stable plate with augmented and non-augmented screws in a newly developed shoulder test bench. *Clin Biomech.* 2013;28:273–7.
- Unger S, Erhart S, Kralinger F, Blauth M, Schmoelz W. The effect of in situ augmentation on implant anchorage in proximal humeral head fractures. *Injury.* 2012;43:1759–63.
- Schliemann B, Seifert R, Rosslensbroich SB, Theisen C, Wähnert D, Raschke MJ, et al. Screw augmentation reduces motion at the bone-implant interface: a biomechanical study of locking plate fixation of proximal humeral fractures. *J Shoulder Elbow Surg.* 2015;24:1968–73. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2015.06.028>.
- Foruria AM, Martínez-Catalán N, Valencia M, Morcillo D, Calvo E. Proximal humeral fracture locking plate fixation with anatomic reduction, and a short-and-cemented-screws configuration, dramatically reduces the implant related failure rate in elderly patients. *JSES Int.* 2021;5:992–1000. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jseint.2021.06.004>.
- Siebenbürger G, Helfen T, Biermann N, Haasters F, Böcker W, Ockert B. Screw-tip augmentation versus standard locked plating of displaced proximal humeral fractures: a retrospective comparative cohort study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2019;28:1326–33. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2018.12.001>.
- PHILOS with augmentation. Surgical Guide. DePuy Syntes. 2016. [accesado 19 Ago 2020]. Disponible en: http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/INT%20Mobile/Synthes%20International/Product%20Support%20Material/legacy_Synthes.PDF/PHILOS_%20with%20Augmentation.%20Surgical%20Technique%20-%20SEMTRM061400876.pdf.
- Brianza S, Röderer G, Schiama D, Schwyn R, Scola A, Gebhard F, et al. Where do locking screws purchase in

- the humeral head? *Injury*. 2012;43:850–5, <http://dx.doi.org/10.1016/j.injury.2011.10.028>.
10. Gardner MJ, Weil Y, Barker JU, Kelly BT, Helfet DL, Lorich DG. The importance of medial support in locked plating of proximal humerus fractures. *J Orthop Trauma*. 2007;21:185–91, <http://dx.doi.org/10.1097/BOT.0b013e3180333094>.
 11. Padegimas EM, Zmistowski B, Lawrence C, Palmquist A, Nicholson TA, Namdari S. Defining optimal calcar screw positioning in proximal humerus fracture fixation. *J Shoulder Elbow Surg*. 2017;26:1931–7, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2017.05.003>.
 12. Varga P, Inzana JA, Fletcher JWA, Hofmann-Fliri L, Runer A, Südkamp NP, et al. Cement augmentation of calcar screws may provide the greatest reduction in predicted screw cut-out risk for proximal humerus plating based on validated parametric computational modelling: augmenting proximal humerus fracture plating. *Bone Joint Res*. 2020;9:534–42, <http://dx.doi.org/10.1302/20463758.99.BJR-2020-0053.R1>.