# Tratamiento quirúrgico de las pseudoartrosis asépticas de diáfisis humeral. Estudio biomecánico

D. Roca Romalde<sup>a</sup>, D. Lacroix<sup>b</sup>, V.L. Caja López<sup>c</sup>, I. Proubasta Renart<sup>d</sup> y J.A. Planell Estany<sup>b</sup>

<sup>a</sup>Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Centro Médico Teknon. Barcelona.

<sup>b</sup>Departamento de Ciencias de los Materiales e Ingeniería Metalúrgica de la Universitat Politècnica de Catalunya.

<sup>c</sup>Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Hospital Valle de Hebrón de Barcelona.

<sup>d</sup>Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau de Barcelona.

*Objetivos.* Comparar la rigidez y la distribución de tensiones en los implantes de dos modelos experimentales: un húmero con pseudoartrosis diafisaria estabilizado con placa y un húmero con pseudoartrosis diafisaria estabilizado con clavo encerrojado.

*Material y método.* Con un húmero de cadáver y los dos dispositivos de fijación se crearon las geometrías con el programa de diseño CATIA v4.2<sup>®</sup> (IBM, Armonk, USA). Posteriormente estas geometrías se modelaron con el preprocesador informático MSC-PATRAN<sup>®</sup> (IBM, Armonk, USA). Finalmente se establecieron las propiedades mecánicas de los materiales, las condiciones de contorno y las cargas a las que fueron sometidos los modelos.

**Resultados.** El modelo con clavo fue más rígido que el modelo con placa a compresión, tracción y torsión, sin embargo, el modelo con placa fue más rígido que el modelo con clavo en flexión anteroposterior, lateromedial y cizallamiento lateromedial. La distribución de tensiones ha sido más heterogénea en el clavo que en la placa, siendo esta última el implante que soporta los mayores valores tensionales en todos los estados de carga estudiados.

*Conclusiones.* La rigidez del modelo experimental depende no solo del implante sino del estado de carga aplicado, siendo superior el clavo en unas condiciones de carga y la placa en otras. El clavo sin embargo, absorbe menos tensión que la placa en todos los estados de carga estudiados.

**Palabras clave:** *pseudoartrosis, biomecánico, húmero, método de elementos finitos.* 

# Surgical treatment of aseptic nonunions of the humeral shaft. A biomechanical study

**Purpose.** To compare the firmess and stress distribution patterns in the implants of two experimental models: a humerus with shaft pseudoarthrosis stabilized with a plate, and a humerus with shaft nonunions stabilized with a locking nail.

*Materials and methods.* The two fixation devices are attached to cadaver humerus bones; geometries are created with the CATIA 4.2 design software (IBM, Armonk, USA). Subsequently, these geometries were modelled with the MSC PATRAN<sup>®</sup> computer processor (IBM, Armonk, USA). Finally, the mechanical properties of the materials were established as well as the contour properties and the loads the models were subjected to.

**Results.** The nailed model was firmer that the plated model as regards compression, traction and torsion. Nonetheless, as far as A/P and lateral-medial flexion and lateral-medial shear stresses were concerned, the plated model was firmer than the nailed model. Stress distribution was more heterogeneous in the nail than in the plate, the latter being the implant type supporting the highest stress levels in all the loading phases studied.

*Conclusions.* For some stress levels, the nail proved to be more stable than the plate, although for other stress levels the opposite was the case. In any case, the nail provides a better stress distribution than the plate.

**Key words:** *pseudoarthrosis, biomechanical, humerus, finite-element analysis.* 

Correspondencia:

D. Roca Romalde. Cirugía Ortopédica y Traumatología. Centro Médico Teknon. C/ Vilana, n.º 12 08022 Barcelona. Correo electrónico: david.roca@aaoalumni.org Recibido: diciembre de 2005. Aceptado: abril de 2006. Para el estudio biomecánico de nuevos implantes en traumatología y ortopedia, conocer el comportamiento biomecánico de los materiales implantados sin emplear modelos experimentales sintéticos o de cadáver es una de las mayores ventajas de la simulación por elementos finitos<sup>1</sup>.

La pseudoartrosis de la diáfisis humeral es un proceso nosológico de gran morbilidad cuyo tratamiento no se encuentra universalmente protocolizado. Los métodos de síntesis más empleados son el clavo encerrojado y la placa a compresión, cada uno de ellos con sus ventajas e inconvenientes pero ambos ampliamente aceptados<sup>2</sup>.

Se propone un estudio comparativo por elementos finitos entre dos modelos de pseudoartrosis diafisaria humeral, una tratada con clavo encerrojado UHN® (Synthes, Paoli, USA) y otra con placa a compresión DCP® (Synthes, Paoli, USA). La finalidad de este estudio es comparar las propiedades biomecánicas de la placa a compresión y el clavo encerrojado en el tratamiento de la pseudoartrosis de la diáfisis humeral y resolver cuál de los dos implantes responde mejor a las demandas mecánicas de un húmero en consolidación.

## MATERIAL Y MÉTODO

El estudio biomecánico fue realizado mediante programas de cálculo y simulación por elementos finitos. A través de un húmero de cadáver y los dos dispositivos de fijación fueron generadas las geometrías y el posterior mallado como se expone a continuación.

### Creación de las geometrías

### Húmero

La geometría en tres dimensiones del húmero fue obtenida a partir de las proyecciones radiológicas y tomografía axial computarizada (TAC) de un húmero de cadáver. Los cortes seriados cada 3 mm de TAC en el eje longitudinal del húmero (eje OZ) permitieron ver el hueso cortical y esponjoso en cada sección. Posteriormente se escanearon todas las tomografías para pasar el formato en papel a un formato digital del húmero. El formato digital permitió que las imágenes fuesen trabajadas por el programa de diseño asistido por ordenador Corel Trace-Corel Draw v10® (Microsoft, Washington, USA) que extrajo las curvas del hueso cortical y esponjoso. Finalmente, el programa de diseño CATIA v4.2® (IBM, Armonk, USA) importó estas curvas reuniéndolas en su correspondiente plano, cerrando un volumen que obtuvo el sólido resultante, es decir, un húmero en tres dimensiones (fig. 1). A partir de entonces ya se pudo proceder al mallado.

### Fijaciones

Su geometría se obtuvo con el programa CATIA v4.2<sup>®</sup> (IBM, Armonk, USA) de la misma manera que con el húmero a partir de modelos físicos reales de fijación. El modelo de placa empleado ha sido una LC-DCP<sup>®</sup> (Synthes, Paoli, USA) de 4,5 mm de grosor y siete orificios. El clavo endomedular modelado fue el UHN<sup>®</sup> (Synthes, Paoli, USA) de 6,7 mm de diámetro y 240 mm de longitud, con encerrojado proximal y distal. Ambos dispositivos de fijación eran de titanio y fueron cedidos por la marca Synthes<sup>®</sup> (Paoli, USA).



**Figura 1.** Imagen del húmero acabado en tres dimensiones y grosor del hueso cortical en la diáfisis. Realizada con CATIA v4.2<sup>®</sup> (IBM, Armonk, USA).



**Figura 2**. Imagen tridimensional del enclavado con CATIA v4.2<sup>®</sup> (IBM, Armonk, USA).

Los tornillos fueron diseñados directamente en el preprocesador con elementos finitos.

### Conjunto húmero-fijaciones

A través del programa CATIA v4.2<sup>®</sup> (IBM, Armonk, USA) se acopló el húmero a los dispositivos de fijación. La placa se simuló colocada lateralmente con un anclaje de seis corticales a cada lado del foco de pseudoartrosis. El enclavado se modeló con introducción anterógrada, encerrojándose con un tornillo proximal y dos distales (fig. 2).

# Creación de los modelos por elementos finitos o mallado

En esta fase se adecuó el modelo geométrico al cálculo a realizar. Para ello se realizó un mallado de la geometría a

Roca Romalde D et al. Tratamiento quirúrgico de las pseudoartrosis asépticas de diáfisis humeral (estudio biomecánico)



Figura 3. Modelos mallados del húmero sano (A), húmero con enclavado (B) y húmero con placa (C). Realizados con MSC-PATRAN<sup>®</sup> (IBM, Armonk, USA).

estudiar y se establecieron las propiedades mecánicas de los materiales de estudio, así como las solicitaciones que se iban a aplicar sobre los modelos. Todo ello fue llevado a cabo con el preprocesador MSC-PATRAN<sup>®</sup> (IBM, Armonk, USA).

En un primer paso se importaron del programa CATIA v4.2<sup>®</sup> (IBM, Armonk, USA) todas las geometrías excepto la de los tornillos y el área de pseudoartrosis, que fueron generadas en el propio preprocesador. Se realizó un mallado en tres dimensiones en donde los elementos (unidad mínima del mallado) eran hexaedros de ocho nodos y su tamaño variaba en función de la geometría. Se estableció un mínimo de dos elementos en el espesor del hueso cortical, así como en las fijaciones (fig. 3).

Las propiedades mecánicas de los materiales que interactuaron en la simulación, así como de la pseudoartrosis, se muestran en las tablas 1 y 2. El material simulado en las fijaciones y los tornillos fue una aleación de titanio Ti-6Al-4Va.

La pseudoartrosis se simuló como un área mediodiafisaria de 4,5 mm de longitud con unas propiedades mecánicas similares a las del tejido fibroso.

En cuanto a las condiciones de contacto se establecieron tres cuerpos de contacto: húmero, fijaciones y tornillos que se acoplaron por contacto tipo *blue*. Finalmente, los parámetros de cálculo empleados para resolver los diferentes casos variaron según las condiciones de contacto. En el húmero sin fijaciones y, por lo tanto, sin ningún tipo de contacto el cálculo fue estático. Sin embargo, en el húmero con pseudoartrosis y con fijaciones, donde sí se establecen relaciones de contacto, el cálculo fue estático no-lineal. El método de integración utilizado fue Newton-Rapson y se activó la condición de grandes deformaciones, retorno elástico y seguimiento de fuerzas con la deformación.

Tabla 1. Propiedades mecánicas del húmero y los implantes

	Hueso cortical	Hueso esponjoso	Pseudoartrosis	Implantes	Tornillos
E (MPa)	7.500	1.000	1	110.000	120.000
v	0,3	0,3	0,45	0,33	0,33

E: módulo de Young. v: coeficiente de Poisson.

Tabla 2. Rigideces de los tres modelos sometidos
a las seis condiciones de carga

	Húmero sano	Pseudoartrosis con placa	Pseudoartrosis con clavo
Compresión		•	•
(N/mm)	5.115,3	789,7	3.002,8
Tracción			
(N/mm)	5.462,5	1.559,9	6.576,7
Flexión anteroposterior			
(N/mm)	29,1	11,6	4,9
Flexión lateromedial			
(N/mm)	20,8	5,8	5,0
Torsión			
(N/grad)	16,9	2,7	4,7
Cizalla lateromedial			
(N/mm)	7.621,4	1.117,3	173,5

# Estados de carga solicitaciones y condiciones de contorno

Para el estudio del comportamiento biomecánico del húmero sano y fijado con placa o con clavo sobre una pseudoartrosis fueron simulados la mayoría de los estados de carga a los que puede estar sometida una pseudoartrosis diafisaria



Figura 4. Porcentaje, con respecto al húmero sano, de rigidez de los modelos con implante.

humeral en condiciones reales. Se simularon seis estados de carga: compresión, tracción, flexión anteroposterior, flexión lateromedial, torsión y cizallamiento lateromedial.

Se estudiaron dos parámetros: la rigidez del conjunto y la distribución de las tensiones en los implantes durante la carga.

### RESULTADOS

### Rigidez

Se ha estudiado la relación entre la carga aplicada y el desplazamiento en el foco con los tres modelos: húmero sano, pseudoartrosis estabilizada con clavo y pseudoartrosis estabilizada con placa. Como se muestra en la tabla 2, el modelo con placa fue más rígido que el modelo con clavo frente a solicitaciones a flexión y cizallamiento, mientras que el modelo con clavo fue más rígido que el modelo con placa para solicitaciones a tracción, compresión y torsión. La figura 4 muestra una comparativa de rigidez entre los dos modelos con implantes en todos los estados de carga estudiados.

### Distribución de tensiones en los implantes

La distribución de tensiones Von Mises sobre los implantes varió según el tipo de implante y las condiciones de carga. En la placa, la tensión tuvo una distribución de cargas muy concentrada en torno a los orificios de los tornillos próximos al área de pseudoartrosis. Sin embargo, el clavo distribuye las tensiones de forma más heterogénea a lo largo de todo el implante. En las mismas condiciones de carga la

Tabla 3. Tensiones máximas (MPa) en los implantes durante
los distintos estados de carga

	Placa	Clavo
Compresión	182	54
Tracción	250	23
Flexión anteroposterior	86	86
Flexión lateral	132	75
Torsión	106	75
Cizallamiento lateromedial	808	185

MPa: megapascales

placa siempre ha obtenido los valores tensionales más altos, como se indica en la tabla 3. En la figura 5 se muestra la distribución de tensiones en los implantes cuando son sometidos a fuerzas de torsión.

### DISCUSIÓN

No hay en la literatura ortopédica estudios previos que comparen la placa a compresión y el clavo encerrojado en pseudoartrosis humerales y con el método de elementos finitos. Sin embargo, existen estudios biomecánicos con modelos experimentales donde se compararon distintos implantes en la estabilización del húmero osteotomizado<sup>3-8</sup>.

Entre los trabajos que no incluyen la placa y solamente comparan distintos clavos entre sí destacan los estudios de Dalton et al<sup>4</sup>, Schopfer et al<sup>6</sup> y Blum et al<sup>7,8</sup>. Revisando cronológicamente estos trabajos puede observarse las mejoras técnicas que han ido apareciendo en los dispositivos endomedulares a lo largo del tiempo y cómo éstas han aumenta-

#### Roca Romalde D et al. Tratamiento quirúrgico de las pseudoartrosis asépticas de diáfisis humeral (estudio biomecánico)



Figura 5. Ilustración de la distribución de cargas durante la torsión. La tensión es indicada en megapascales.

do la rigidez proporcionada por los implantes progresivamente. Los enclavijados flexibles, muy empleados en los años ochenta, ofrecían una pobre estabilización en todos los planos, siendo necesario acompañarlos de una estabilización externa durante algunas semanas. En 1989 Seidel9 presentó su clavo endomedular para inserción anterógrada caracterizado por un dispositivo de cerrojo distal en forma de paraguas que fue muy criticado por su dudosa eficacia en la estabilidad rotacional<sup>6</sup>. El clavo de Russell-Taylor<sup>®</sup> (Smith & Nephew, Memphis, TN, USA), introducido inicialmente en la extremidad inferior, representó una mejora respecto a su predecesor al introducir un tornillo como cerrojo distal en distinto plano que el proximal, aumentando así la estabilidad a la torsión. Posteriormente aparecieron los clavos doblemente encerrojados proximal y distalmente (ACE<sup>®</sup>, DePuy, Johnson&Johnson, New Jersey, USA), (Uniflex®, Biomet Orthopedics, Indiana, USA), etc., que todavía aumentaban un poco más la resistencia a la torsión, y finalmente el clavo UHN® (Synthes, Paoli, USA) que además de ofrecer distintas posibilidades de bloqueo y en distintos planos, incorporaba un dispositivo de compresión del foco que mejora la estabilidad rotacional frente a los enclavados previos.

Los estudios que comparan placa y clavo son escasos y además contradictorios.

Henley et al<sup>5</sup> estudiaron la rigidez de cinco tipos de síntesis sobre una osteotomía en un húmero de cadáver, sometidas a tres condiciones de carga: torsión, flexión anteroposterior y flexión lateromedial. Los implantes comparados fueron: clavo Seidel<sup>®</sup>, clavo Russell<sup>®</sup>, enclavijado de Hackethal, enclavijado de Ender y placa AO<sup>®</sup>. Se estudió también la rigidez del hueso sano sin osteotomía. Entre sus resultados destacó la mayor rigidez del modelo estabilizado con clavo Russell<sup>®</sup> frente al modelo estabilizado con placa durante la flexión anteroposterior y lateromedial, mientras que la rigidez del modelo con placa fue superior a la del modelo con clavo durante la torsión. Exactamente al contrario de lo que se ha demostrado en el presente estudio.

Zimmerman et al<sup>3</sup> compararon cuatro síntesis para la estabilización del húmero: placa AO<sup>®</sup> con triple atornillado a cada lado del foco, clavo de Seidel<sup>®</sup>, clavo sólido encerrojado doblemente proximal y distalmente en el mismo plano, y enclavijado doble de Ender. Fueron comparadas en cargas de flexión lateromedial, flexión anteroposterior y torsión. En flexión lateromedial y anteroposterior el modelo con placa se mostró significativamente más rígido que cualquier tipo de modelo con clavo, mientras que en torsión el modelo con clavo de doble cerrojo fue la estructura más rígida. Estos resultados sí coinciden con los presentados por nuestro grupo.

El método de elementos finitos no se había empleado con anterioridad en el húmero, por lo que no podemos comparar este estudio con otros, sin embargo, las coincidencias conceptuales (Zimmerman et al<sup>3</sup>) y numéricas (Blum et al<sup>7,8</sup>) con estudios previos realizados con ensayos mecánicos hacen de este método una herramienta válida para su futura utilización.

La modelización con elementos finitos permite el estudio de la distribución de tensión en el implante, lo cual es imposible con ensayos mecánicos. Esta posibilidad permite averiguar qué zonas del implante y con qué intensidad sufren las demandas mecánicas bajo las distintas solicitaciones, permitiendo predecir el fracaso del implante por sobrecarga.

Del presente estudio se puede concluir que en la estabilización de la pseudoartrosis de la diáfisis humeral el clavo UHN<sup>®</sup> es superior a la placa AO<sup>®</sup> en compresión, tracción y Roca Romalde D et al. Tratamiento quirúrgico de las pseudoartrosis asépticas de diáfisis humeral (estudio biomecánico)

torsión, mientras que la placa AO<sup>®</sup> es superior al clavo UHN<sup>®</sup> en flexión anteroposterior, lateromedial y cizallamiento lateromedial.

Por otro lado, desde el punto de vista de la distribución de tensión en el implante, el clavo presenta una distribución más heterogénea que la placa en cualquier condición de carga, obteniendo valores tensionales más bajos.

El comportamiento biomecánico de los implantes es una de las múltiples variables que toman parte en el proceso de consolidación tras el tratamiento de una pseudoartrosis. Es necesario el estudio de todas las variables implicadas en la consolidación de la pseudoartrosis tratada (tipo de pseudoartrosis, tipo de implante, aporte de injerto, cruentación del foco, etc.) para concluir con precisión cuál es el mejor tratamiento de la pseudoartrosis aséptica de la diáfisis humeral.

### BIBLIOGRAFÍA

- Zienkiewicz OC. El Método de los Elementos Finitos. Barcelona: Ed. Reverte; 1982.
- Roca-Romalde D. Tratamiento quirúrgico de la pseudoartrosis aséptica de la diáfisis humeral [tesis doctoral]. Barcelona, Universidad Autónoma de Barcelona; 2005.
- Zimmerman MC, Waite AM, Deehan M, Tovey J, Oppenheim W. A biomechanical analysis of four humeral fracture fixation systems. J Orthop Trauma. 1994;8:233-9.
- Dalton JE, Salkeld SL, Satterwhite YE, Cook SD. A biomechanical comparison of intramedullary nailing systems for the humerus. J Orthop Trauma. 1993;7:367-74.

- Henley MB, Monroe M, Tencer AF. Biomechanical comparison of methods of fixation of a midshaft osteotomy of the humerus. J. Orthop Trauma. 1991;5:14-20.
- Schopfer A, Hearn TC, Malisano L. Comparison of torsional strength of humeral intramedullary nailing: a cadaveric study. J Orthop Trauma. 1994;8:414-21.
- Blum J, Machemer H, Baumgart F, Schlegel U, Wahl D, Rommens PM. Biomechanical comparison of bending and torsional properties in retrograde intramedullary nailing of humeral shaft fractures. J Orthop Trauma. 1999;13:344-50.
- Blum J, Machemer H, Hogner M, Schlegel U, Wahl D, Baumgart F, et al. Biomechanics of a new titanium-alloy intramedullary nail for humeral fracture treatment. J Orthop Trauma. 1999;13:317-8.
- Seidel H. Humeral locking nail: a preliminary report. Orthopaedics. 1989;12:219-26.

**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.