

¿Qué hay de nuevo en la osteosíntesis?

J. A. BLAS DOBÓN.

SERVICIO DE CIRUGÍA ORTOPÉDICA Y TRAUMATOLOGÍA. HOSPITAL UNIVERSITARIO DR. PESET. VALENCIA.

Resumen. Los sistemas para la fijación interna de las fracturas se encuentran en continua evolución. Los actuales conocimientos en cuanto a materiales, biomecánica y biología de la consolidación de las fracturas dan pie al diseño de nuevas osteosíntesis. Uno de los problemas más frecuentes y de difícil solución es el tratamiento quirúrgico de las fracturas osteoporóticas. Los fracasos en la fijación y sucesivas reintervenciones ocasionan complicaciones severas en estos pacientes. En el presente trabajo se revisan algunas de las novedades en los sistemas de fijación de fracturas, la mayoría de ellas dirigidas al tratamiento de pacientes con fracturas osteoporóticas.

What's new in osteosynthesis?

Summary. Systems for internal fixation of fractures are still evolving. Current knowledge in materials, biomechanics and biology of fracture healing becomes in new internal fixation devices. One of the most common problems and more difficult to solve, is the surgical treatment of osteoporotic fractures. Fixation failure and subsequent reoperations cause severe complications in these patients. In this paper we review some of the developments in fracture fixation systems, most of them aimed to treat patients with osteoporotic fractures.

Correspondencia:

José Antonio Blas Dobón

Passeig del Penyal de Ifach nº 34 pta. 11 .

46980 Paterna, Valencia.

blas_jos@gva.es

Introducción

Uno de los retos a los que se enfrenta nuestra especialidad en el siglo XXI es el envejecimiento de la población que acude a nuestros centros. Este cambio demográfico se ha traducido en un aumento de la incidencia de fracturas osteoporóticas, ya que la osteoporosis es la responsable de la mayor parte de las fracturas que se producen por encima de los 50 años de edad. Se trata de un problema sanitario que aumenta con la edad y el estilo de vida de la población, afectando sobre todo a los países occidentales¹. La osteoporosis afecta en España a unos 2 millones de mujeres y 800.000 hombres. Diaz-Curriel y cols.² demostraron una prevalencia densitométrica del 22.8% en columna lumbar, del 9.1% en cuello femoral en mujeres mayores de 50 años, y del 11,3% en hombres mayores de 70 años³. El aumento de la longevidad de nuestros pacientes y el mayor grado de actividad de los mismos ha propiciado un incremento de las indicaciones quirúrgicas para este grupo de edad.

Las osteosíntesis tradicionales con placas atornilladas siguiendo los principios de fijación interna de Maurice Müller y el Grupo AO (*Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen*) han sufrido desde mediados del siglo XX las dificultades que entraña la cirugía sobre el hueso osteoporótico y sus complicaciones asociadas. Las complicaciones descritas más frecuentemente para la fijación con placas atornilladas han sido los retardos de consolidación, las pseudoartrosis, las refracturas tras la retirada del material y las infecciones. Se han relacionado estas complicaciones con la lesión de partes blandas y de la vascularización ósea, que supone una amplia exposición, reducción anatómica y fijación interna rígida de la fractura. Es por ello que ha habido un esfuerzo dirigido a reducir el número de estos eventos adversos mediante una mejor comprensión de la perfusión tisular y la biomecánica en el foco de fractura⁴.

Fruto de este esfuerzo por conseguir una osteosíntesis más respetuosa con la biología en la formación del callo de fractura aparecen las placas con estabilidad angular o placas bloqueadas, y las técnicas de osteosíntesis mínimamente invasiva (*Minimally Invasive Plate Osteosynthesis-MIPO*)(Fig. 1). Con ellas se pretende mantener la estabilidad mecánica en la fijación interna de la fractura y preservar el potencial de consolidación en los tejidos involucrados (osteosíntesis biológica).

Placas bloqueadas o placas con estabilidad angular

Se considera al fijador monocortical de Carl Hansman (1886), posteriormente perfeccionado por Paul Reinhold en 1931, el precursor de las placas bloqueadas. El dispositivo cae en el olvido hasta los años 70, momento en el que los sistemas de Litos en 1974 y Zespol en 1982⁵ recuperan el concepto, para ganarse a partir de 1995 un puesto entre las técnicas de osteosíntesis. Patrick Sürrer con el sistema Surfix[®] y el grupo AO con los sistemas PC-Fix[®] y LCP[®] desarrollan de forma independiente este concepto de fijación interna⁶.

Definimos como placas con estabilidad angular o placas bloqueadas a aquellas que disponen de orificios con espiras para fijar tornillos de cabeza roscada. La principal diferencia mecánica con las placas convencionales se debe a que en estas últimas la estabilidad frente a las cargas axiales se consigue gracias a la fuerza de fricción que aparece tras el atornillado del implante en la interfase placa-hueso. Cargas sucesivas pueden conseguir en el hueso osteoporótico un aflojamiento progresivo de los tornillos, un descenso de la fuerza de fricción, inestabilidad en el foco de fractura y finalmente un fracaso de la osteosíntesis⁷.

Otro inconveniente conocido de las placas tradicionales y la necesidad de mantener un firme contacto entre el implante y la superficie ósea es la compresión de la vascularización perióstica y el compromiso de la perfusión en el foco de fractura.

Las placas bloqueadas siguen para conseguir estabilizar en foco de fractura los principios biomecánicos de los fijadores externos, no requieren de fuerzas de fricción con la superficie ósea, y no buscan una estabilidad absoluta, sino relativa en el foco de fractura. Con ello, se han considerado “*fijadores internos*” basando su estabilidad en la solidez de la unión placa-tornillo. Esta unión hace del conjunto placa-tornillos un sistema monobloque con estabilidad angular que respeta la vascularización perióstica y dificulta el fallo de aflojamiento de los tornillos.

Indicaciones y contraindicaciones de las placas bloqueadas

Las indicaciones para el uso de estas placas (Tabla I)⁷ incluyen fundamentalmente a las fracturas conminutas intraarticulares, las fracturas periarticulares con un corto segmento epifisometafisario y las fracturas sobre hueso osteoporótico, ya que es en este tipo de fracturas en las que más complicaciones de fijación han aparecido con las placas convencionales. Estas indicaciones van asociadas a cuatro principios según describen Gautier y Sommer⁸, en 2003: **1.- Compresión:** en las fracturas diafisarias sobre hueso osteoporótico y sin conminución asociada estas placas ofrecen una mayor resistencia al aflojamiento de los tornillos. Es importante reseñar que no podemos conseguir compresión



Figura 1. Osteosíntesis mínimamente invasiva (MIPO).

interfragmentaria con placas bloqueadas a no ser que dispongamos de orificios combinados “*combi-hole*” o de un dispositivo compresor-distractor. **2.- Neutralización:** sobre hueso osteoporótico, de la misma manera que utilizaríamos placas tradicionales en fracturas diafisarias, asociadas a un tornillo interfragmentario. **3.- Placa puente:** Principio en que se basa la técnica mínimamente invasiva (MIPO). La placa bloqueada ejerce como fijador interno puentando una fractura conminuta. De esta manera y mediante reducción indirecta, sin exponer el foco de fractura, se mantiene el eje, la longitud y la rotación adecuada de la extremidad. En este tipo de osteosíntesis la ausencia de estabilidad absoluta y compresión en el foco de fractura dará lugar a una formación indirecta o secundaria del callo de fractura. **4.- Combinación:** con este término se pretende definir la necesidad de compresión y puenteo de la fractura con el mismo implante. Se trata de fracturas con trazo simple en un nivel y conminución en otro nivel diferente (Vg. Fracturas con conminución metafisaria y trazo intraarticular).

Las mejoras mecánicas y biológicas obtenidas con estas nuevas placas han dado lugar a una generalización en el uso de las mismas, no siempre siguiendo una uniformidad en los criterios a la hora de la indicación. Esto ha dado lugar a nuevos modelos de fallo en la fijación de las fracturas. Por ello, a pesar de las ventajas descritas para las placas bloqueadas hemos de tener en cuenta sus contraindicaciones (Tabla II). No deben utilizarse como “*fijadores internos*” en trazos de fractura simples diafisarios que requieran compresión interfragmentaria. Esta contraindicación debe considerarse tanto para un abordaje convencional, como para un abordaje mínimamente invasivo de la fractura. No está indicada tampoco la reducción indirecta y fijación

Tabla I. Indicaciones de las placas bloqueadas.

INDICACIÓN	PRINCIPIO BIOMECÁNICO	TÉCNICA	CALIDAD ÓSEA	LOCALIZACIONES FRECUENTES
FRACTURAS CONMINUTAS DIAFISARIAS	PLACA PUENTE	FIJADOR INTERNO	CUALQUIERA	FÉMUR, TIBIA, HÚMERO
FRACTURAS CONMINUTAS METAFISARIAS INTRAARTICULARES	COMBINACIÓN	COMBINADA (TORNILLOS INTERFRAGMENTARIOS PORCIÓN ARTICULAR + TORNILLOS BLOQUEADOS PARA PUENTEAR METAFISIS)	CUALQUIERA	FÉMUR DISTAL TIBIA DISTAL
FRACTURAS METAFISARIAS CON FRAGMENTO EPIFISARIO CORTO	PLACA PUENTE O COMBINACIÓN	FIJADOR INTERNO	CUALQUIERA	HÚMERO PROXIMAL HÚMERO DISTAL RADIO DISTAL TIBIA PROXIMAL
FRACTURAS SIMPLES EN HUESO OSTEOPORÓTICO	COMPRESIÓN	COMPRESIÓN DINÁMICA CON TORNILLOS + BLOQUEADOS EN DIÁFISIS Ó COMPRESIÓN CON DISPOSITIVO + TODOS TORNILLOS BLOQUEADOS	OSTEOPOROSIS	ANTEBRAZO OSTEOPORÓTICO
FRACTURAS SIMPLES EN HUESO OSTEOPORÓTICO	NEUTRALIZACIÓN	TORNILLO INTERFRAGMENTARIO CONVENCIONAL + PLACA NEUTRALIZACIÓN CON TORNILLOS BLOQUEADOS	OSTEOPOROSIS	TOBILLO OSTEOPORÓTICO

Tabla II. Contraindicaciones de las placas bloqueadas.

CONTRAINDICACIÓN	TÉCNICA ERRÓNEA	EJEMPLO	EFECTO ADVERSO
FRACTURAS SIMPLES DIAFISARIAS	FIJADOR INTERNO, MIPO	FRACTURA DIAFISARIA SIMPLE DE ANTEBRAZO, TIBIA Ó HÚMERO	PSEUDOARTROSIS
FRACTURAS INTRAARTICULARES DESPLAZADAS	FIJADOR INTERNO	FX PILÓN TIBIAL	CONSOLIDACIÓN VICIOSA ARTROSIS SECUNDARIA

con placas bloqueadas en fracturas articulares desplazadas, deben seguirse los principios de reducción anatómica y compresión interfragmentaria. La fijación unicortical en tornillos diafisarios, muy popular en las placas bloqueadas de primera generación, posee escasa estabilidad frente a fuerzas de torsión, sobre todo en pacientes con corticales delgadas, Kregor y cols. describen fallos de fijación en el 5% de los casos. Utilizando tornillos bloqueados bicorticales no se ha descrito este tipo de problema⁷.

Placas bloqueadas de ángulo fijo y ángulo variable

Hoy en día hay muchos diseños de placa bloqueada disponibles, con más de un modelo premoldeado para cada localización anatómica. Los diseños pueden incluirse en dos grandes grupos, aquellos con tornillos bloqueados de trayectoria fija (ángulo fijo), y aquellos que permiten el bloqueo del tornillo en diferentes ejes respecto a la placa (ángulo variable). Muchos cirujanos prefieren usar estas placas junto con los abordajes

y técnicas abiertas tradicionales, por ello la mayoría de estas placas permiten en su diseño utilizar en el mismo orificio tornillos de cabeza roscada o lisa, unicorticales o bicorticales.

Las placas bloqueadas de ángulo fijo tienen como ventajas unos excelentes resultados a medio plazo y una técnica quirúrgica reproducible. Son ejemplos el sistema Surfix[®], donde el bloqueo se consigue con una tuerca roscada a la placa por encima de la cabeza del tornillo; Tornier[®] y su sistema CoverLoc[®] para fracturas de radio distal con una cubierta atornillada que permite el bloqueo simultáneo de varios tornillos epifisarios; DePuy Synthes[®] y el sistema AO con una cabeza cónica y roscada del tornillo que se bloquea en el orificio también roscado de la placa.

Existen casos en los que las placas de ángulo fijo pueden plantear alguna dificultad, como en fracturas con trazos multiplanares complejos, tornillos interfragmentarios colocados previamente, o algunas fracturas periprotésicas. En estas situaciones pueden resultar de utilidad las placas bloqueadas de ángulo variable⁹.

La mayoría de diseños de ángulo variable se basan en algún tipo de tensión periférica y/o en una interfaz añadida entre tornillo y placa, consiguiendo así una angulación del tornillo de 0 a 15° respecto a la placa. El sistema NCB® de Zimmer® incluye una tuerca o tapa roscada de seguridad, que fija la cabeza esférica del tornillo introducido en el orificio de la placa. El sistema PeriLoc-VLP® de Smith&Nephew® posee orificios en la placa con 5 lengüetas metálicas, que al deformarse bloquean la cabeza roscada del tornillo y permiten hasta 15° de angulación. Por último, el sistema de ángulo variable de DePuy Synthes® en el que la cabeza roscada del tornillo posee un perfil esférico y se bloquea en un orificio cuya rosca se divide en 4 columnas separadas⁶.

Hasta la fecha hay pocos estudios biomecánicos comparativos que analicen los diferentes tipos de placa bloqueada. Rausch y cols.¹⁰ comparan 3 tipos de placas de ángulo variable para radio distal, Placa volar de dos columnas 2.4 mm VA LCP® DePuy Synthes®, Palmar Classic®, Konigsee Implantate® y placa VariAx® Stryker®. No se encontraron diferencias en la resistencia a la carga estática de los tornillos bloqueados a 10° entre las 3 placas. Hebert-Davies y cols.¹¹ comparan 3 sistemas de bloqueo de ángulo variable (VariAx® Stryker®, NCB® de Zimmer® y PeriLoc® de Smith&Nephew®) y concluyen que tanto VariAx® como PeriLoc® sufren una reducción significativa de su resistencia a 15° de angulación (319N vs. 174N y 375N vs. 248N, respectivamente). Para el sistema NCB® más de la mitad de los tornillos presentan una reducción de su resistencia, sin llegar a encontrarse diferencias estadísticamente significativas entre las angulaciones testadas. Por todo ello recomiendan 10° de angulación como límite aceptable en los tornillos con bloqueo poliaxial. Lenz y cols.¹² estudiando bloqueos poliaxiales en acero y titanio con angulaciones de 0° a 15°, concluyen que los tornillos fijados con ángulos de 2°-10° fracasan con fuerzas similares a los bloqueos de ángulo 0° (S 1.67Nm +/- 0.04; Ti 1.67Nm +/- 0.14), la rotura aparece justo por debajo de la cabeza, permaneciendo esta, fija en la placa. Con tornillos a 15° de inclinación el fallo aparece con fuerzas menores (S 1.33Nm +/- 0.06, Ti 1.58Nm +/- 0.05), y se produce por roturas en la rosca de la cabeza del tornillo.

Resultados clínicos

Los estudios clínicos han ido apareciendo en la literatura en relación con diferentes tipos de fractura. En general, las tasas y los tiempos de consolidación han sido satisfactorios para la osteosíntesis del radio distal con placas bloqueadas. Se han descrito tiempos medios de consolidación de 7 a 8 semanas¹³ y se ha permitido una movilización precoz de la articulación sin un desplazamiento secundario significativo en las fracturas tratadas. Wright y cols.¹⁴ comienzan la movilización entre el primer y el tercer día postoperatorio, consiguiendo

un balance articular discretamente mejor que los pacientes tratados con fijación externa. No obstante, otros estudios comparativos recientes entre placa bloqueada y fijación externa en fracturas de radio distal como el de Roh y cols.¹⁵ solo muestran diferencias en cuanto a fuerza, movilidad y función articular a favor de las placas durante los 3 primeros meses, igualándose los resultados a los 12 meses de seguimiento. El grupo tratado con placa volar presenta mejor resultado radiológico en cuanto a la varianza cubital, no habiendo diferencias en la inclinación radial y volar del radio distal.

En las fracturas de húmero proximal ha sido mayor el número de complicaciones. Sproul y cols.¹⁶ publican una revisión sistemática de 12 estudios con 514 pacientes. En ella se recoge un 49% de complicaciones y una tasa de reintervención del 14%. Las complicaciones más frecuentes son el colapso en varo (16%), la necrosis avascular de la cabeza humeral (10%), la penetración intraarticular de los tornillos (8%), síndrome subacromial (6%) y la infección (4%). A pesar de los avances en el conocimiento de esta técnica, como la importancia de la colocación del tornillo inferomedial para evitar el colapso en varo¹⁷, futuros estudios deberán contribuir a determinar qué errores técnicos, características del paciente y la fractura actúan como factores de riesgo en el fallo de las osteosíntesis.

En las fracturas periprotésicas de fémur se han conseguido elevadas tasas de consolidación gracias a los abordajes mínimamente invasivos asociados a placas bloqueadas. Ehlinger y cols.¹⁸ presentan 36 fracturas periprotésicas de fémur tratadas con sistema LISS® de Synthes®, 26 de ellas intervenidas por abordaje mínimamente invasivo. Se permitió la carga completa en el postoperatorio a 20 pacientes, carga parcial a 3 y 13 estuvieron sin carga durante 6 semanas. Hubo consolidación en 35 de los casos. Como complicaciones dos casos de infección, 3 casos de fallo mecánico de la osteosíntesis y 5 casos con más de 5° de angulación de la fractura. Hou y cols.¹⁹ publican los resultados de 52 pacientes intervenidos por fractura periprotésica sobre prótesis total de rodilla, 34 de ellos con placa bloqueada y 18 con enclavado endomedular. Se consiguió la consolidación satisfactoria de la fractura en un 75% de los casos. En el grupo tratado con placa hubo 3 pseudoartrosis, 3 consolidaciones viciosas y 2 infecciones, mientras que en el grupo de enclavado hubo un caso de infección y 2 consolidaciones viciosas. Finalmente no hubo diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos de tratamiento. Niikura y cols.²⁰ en 32 fracturas sobre prótesis de cadera tratadas con placa bloqueada y un seguimiento medio de 25 meses, obtuvieron consolidación en 30 casos. 6 casos no habían consolidado a los 6 meses de seguimiento. No hubo pérdidas de reducción, infección o roturas del implante. Un paciente precisó reintervención por fractura supracondílea en el extremo de la placa y expulsión parcial

de los tornillos. Ristevski y cols.²¹ en su revisión de 44 estudios con un total de 719 fracturas periprotésicas de fémur distal, evidencian que el tratamiento quirúrgico con placa bloqueada o enclavado intramedular presentan claras ventajas respecto al tratamiento conservador y el tratamiento con placas convencionales. Aunque no se aprecian diferencias estadísticamente significativas entre enclavado y placa en las tasas de pseudoartrosis, ni en las de reintervención, aparece una tendencia a un mayor número de pseudoartrosis con las placas bloqueadas. La tasa de consolidación viciosa es significativamente mayor en los grupos de enclavado endomedular.

Las fracturas de fémur distal presentan el mayor número de casos publicados. En la mayoría de trabajos iniciales se apreció una disminución de los fallos de fijación y de los colapsos en varo respecto a las técnicas de osteosíntesis convencionales previas²². Sin embargo, a pesar de haberse convertido en una técnica muy popularizada, el conocimiento de los factores de riesgo para el fracaso del tratamiento es limitado. Hoffmann y cols.²³ en un estudio multicéntrico sobre 243 fracturas de fémur distal, presentan 111 de ellas intervenidas mediante placa con estabilidad angular, 40,5% abiertas con un 79,5% tipo III de Gustilo. 74,8% de las fracturas consolidaron al final del seguimiento. Desarrollaron pseudoartrosis 20 pacientes, siendo 4 de ellas recalcitrantes. La longitud de la conminución no se correlacionó con la tasa de pseudoartrosis. Sí se correlacionó el grado III de Gustilo con 61,3% de consolidación frente al 80% de los casos con fractura cerrada o abierta grado I y II. Hubo un 32% de pseudoartrosis en los casos de abordaje convencional frente a un 10,7% de los mínimamente invasivos. Es importante pues, el manejo de las partes blandas en este tipo de fracturas y a pesar de los avances técnicos nos encontramos ante un tipo de fractura que a menudo da lugar a resultados clínicos modestos con déficits de función permanentes.

Tornillos dinámicos y el bloqueo de la cortical alejada de la placa

La tasa de pseudoartrosis en torno al 20%²⁴ en las fracturas de fémur distal tratadas con placas bloqueadas ha focalizado la preocupación en la rigidez del sistema cuando es utilizado a modo de placa puente. Dado que la consolidación en estos casos ocurre de forma secundaria, favorecida por la compresión dinámica a que se someten los fragmentos, se ha estudiado la forma de disminuir la rigidez del montaje sin menoscabo de su estabilidad. En esa línea aparecen en 2005 los tornillos con fijación en la cortical alejada de la placa, a diferencia de los tornillos bloqueados convencionales, se caracterizan por permitir cierta movilidad entre la placa y la cortical más próxima a ella. En modelos ovinos se ha observado una formación de callo de fractura asimétrico con las placas bloqueadas, siendo menor la

formación en la cortical próxima a la placa, este hecho se atribuye a una rigidez del montaje que limita la aproximación de los fragmentos adyacentes a la misma. La dinamización en el lado de la placa permite el paralelismo en la movilidad interfragmentaria, con una formación en estos modelos animales de un callo de fractura más simétrico y voluminoso²⁵.

Diseñado siguiendo estos principios, el tornillo MotionLoc[®] de Zimmer[®] presenta un menor diámetro en su porción proximal con lo que permite micromovimientos en la cortical adyacente a la placa. Botlang y cols.²⁶ en un estudio observacional prospectivo sobre 31 fracturas de fémur distal tratadas con placa bloqueada y tornillos MotionLoc[®] en el fragmento proximal demuestra que ninguno de los 125 tornillos MotionLoc[®] empleados se aflojaron o rompieron. Treinta de las fracturas consolidaron en 15,6 +/- 6,2 semanas. Con un seguimiento medio de 17 +/- 4 meses fueron necesarias dos reintervenciones, una para corregir un defecto rotacional al quinto día postoperatorio y otra para tratar un caso de pseudoartrosis a los 6 meses. Adams y cols.²⁷ revisan de forma retrospectiva 15 pacientes con fracturas de fémur distal tratados de la misma manera, incluyendo tornillos MotionLoc[®] en el fragmento proximal. Cinco de las fracturas fueron abiertas IIIA de Gustilo. Todas las fracturas consolidaron en una media de 24 semanas y la única complicación fue debida a la protusión medial de los tornillos distales que precisó retirada del implante a los 9 meses.

Dado que son varios los factores que pueden conducir al fracaso en la fijación de las fracturas de fémur distal (lesión de partes blandas, conminución ósea, edad y comorbilidad del paciente), y no todos ellos de fácil control, la mejora en el aspecto mecánico de la osteosíntesis puede ayudar a disminuir las tasas de pseudoartrosis. Son escasos los estudios clínicos realizados hasta el momento con los nuevos tornillos dinámicos sobre placas bloqueadas y serán necesarios nuevos estudios comparativos con los tornillos de bloqueo habituales para establecer diferencias significativas entre ellos.

Clavos endomedulares bloqueados con estabilidad angular

Los clavos endomedulares han ido extendiendo sus indicaciones a medida que mejoraban sus características técnicas, desde las fracturas diafisarias en huesos largos hasta las fracturas metafisodifisarias de fémur distal, húmero proximal y tibia fundamentalmente.

Los clavos endomedulares como dispositivos de reparto de cargas permiten muchas veces una rehabilitación y deambulación más temprana del paciente. De esta forma consiguen, mediante el estímulo de la carga y la estabilidad relativa que poseen, una formación secundaria del callo de fractura, aspectos todos

ellos interesantes para el tratamiento de las fracturas osteoporóticas. Además los abordajes de sus técnicas de implantación suelen ser limitados y respetuosos con las partes blandas, disminuyendo a priori las complicaciones en cuanto a desvitalización del foco de fractura, cicatrización e infección de la herida quirúrgica.

La osteosíntesis con clavos de fracturas metafisarias tiene como reto conseguir la estabilidad suficiente en el fragmento metafiso-epifisario, en ocasiones de pequeño tamaño y en el hueso osteoporótico. Con el fin de resolver estos problemas y de forma análoga a las placas con estabilidad angular, se han introducido en los clavos sistemas que permiten el encerrojado con estabilidad angular, como el ASLS[®] (Angle Stable Locking System) de DePuy Synthes[®], o el sistema CoreLock[®] de Biomet[®]. El sistema ASLS[®] consta de un tornillo de bloqueo con tres diámetros externos y una vaina reabsorbible. Durante el avance del tornillo a través del orificio del clavo endomedular la vaina, inicialmente en la punta del tornillo, se desplaza hacia la porción media del mismo, expandiéndose de forma radial y fijándose al orificio, se crea así una fijación con estabilidad angular. En el sistema CoreLock[®] el clavo dispone de un sistema de ajuste/bloqueo integrado con orificios ranurados que permite la fijación de los cerrojos al clavo con estabilidad angular.

En estudios biomecánicos se ha demostrado con este tipo de bloqueos, según Wähnert y cols.²⁸ un aumento significativo del 70% en la rigidez torsional y del 10% en la rigidez axial, si lo comparamos con los encerrojados convencionales. En modelos animales Kaspar y cols.²⁹ encontraron con clavos no fresados y bloqueos con estabilidad angular una mejor consolidación a las 9 semanas con parámetros clínicos, histológicos, radiográficos y biomecánicos respecto al clavo con bloqueo convencional.

Pekmezci y cols.³⁰ comparan en su estudio biomecánico clavos convencionales, clavos con estabilidad angular y placas bloqueadas para el tratamiento de fracturas de fémur distal. Los clavos con estabilidad angular presentan mayor rigidez axial (220 N/mm frente a 70 N/mm) y resistencia al fracaso por fatiga del material (75.800 frente a 12.800 ciclos de carga) si los comparamos con las placas bloqueadas. Las placas bloqueadas en cambio presentan mayor rigidez torsional. Todas las placas fracasaron por rotura del material, en cambio en los clavos además de roturas del material hubo fracasos por efecto *cut-out*. En la comparación de la resistencia a la fatiga de los nuevos clavos frente a los convencionales se aprecia una diferencia significativa a favor de los clavos con estabilidad angular (78.900 frente a 52.400 ciclos).

Hasta el momento son pocos los resultados clínicos publicados con estos nuevos sistemas de enclavado. Boyer y cols.³¹ lo utilizan para el tratamiento de 41 fracturas de tibia distal con una distancia media desde

la articulación al foco de fractura de (63 ± 25 mm). Consiguen consolidación a los 3 meses en un 76% de los casos, un 18% sufren retardos de consolidación que precisan dinamización secundaria del clavo para su consolidación. Dos pacientes se reintervienen para tratar un caso de pseudoartrosis y otro de desplazamiento secundario de la fractura. Höntzsch y cols.³² comparan recientemente los resultados de la utilización de clavos convencionales y clavos con estabilidad angular en un estudio multicéntrico. Se intervienen 67 casos con enclavado convencional y 75 casos con enclavado de ángulo estable. No se encuentran diferencias estadísticamente significativas para el tratamiento de este tipo de fracturas en cuanto a resultados clínicos, radiográficos y número de complicaciones, pese a las teóricas ventajas aportadas por los estudios biomecánicos iniciales.

Dados los escasos resultados clínicos existentes en la literatura científica hasta el momento acerca del enclavado de ángulo estable, serán necesarios más estudios en relación con el tratamiento de diferentes tipos de fractura para determinar su utilidad frente al enclavado convencional.

Técnicas de aumentación en la osteosíntesis de fracturas osteoporóticas

La osteosíntesis de las fracturas osteoporóticas presenta graves dificultades debido a su frecuente cominución, la escasa consistencia de los fragmentos y la menor capacidad para la consolidación que posee el hueso osteoporótico. Son diversas las técnicas denominadas de aumentación para conseguir una mejor fijación de las osteosíntesis en estos pacientes.

Históricamente el cemento óseo de polimetilmetacrilato (PMMA) se ha utilizado para aumentar la superficie de contacto y facilitar la fijación de los tornillos en el hueso osteoporótico, evitando así su movilización o efecto *cut-out*. Entre sus desventajas encontramos su fraguado exotérmico que puede ocasionar necrosis ósea focal. También puede entorpecer la consolidación de la fractura si se interpone entre los fragmentos y su retirada puede dificultar futuras reintervenciones³³.

Las sales de fosfato tricálcico se han utilizado de forma similar al cemento PMMA, pero en este caso el fraguado es isotérmico y se trata de material reabsorbible. Presentan mayor resistencia a la compresión y menor resistencia a las fuerzas de cizallamiento o tracción.

El uso de aloinjertos para aportar hueso cortical o esponjoso con función osteoconductora es ampliamente utilizado y son muchos los trabajos publicados acerca de su utilización en el tratamiento de fracturas de meteta tibia, fracturas periprotésicas, fracturas de húmero proximal y radio distal³⁴⁻³⁷.

El recubrimiento de tornillos con hidroxiapatita se ha diseñado para mejorar el crecimiento óseo directamente sobre el tornillo implantado³⁸. También se han descrito diseños de tornillos recubiertos con bifosfonatos³⁹

con el fin de mejorar la calidad ósea a nivel local. A pesar de las teóricas ventajas publicadas en trabajos in vitro y sobre modelos animales, su uso no se ha generalizado.

Conclusiones

Los nuevos avances en osteosíntesis pretenden dar solución a dificultades en la fijación tradicional de las fracturas. Diseñar dispositivos, que mejoren la resistencia, mantengan la elasticidad y a la vez, controlen la deformación ante fuerzas de torsión, curvatura y carga axial a nivel del foco de fractura, sigue siendo un reto.

Los nuevos conceptos biomecánicos, desarrollados en base a un mejor conocimiento del proceso de consolidación de las fracturas, han permitido la aparición de dispositivos con mayor capacidad de fijación en el hueso frágil. Estos nuevos sistemas han conseguido un mejor equilibrio en la estabilidad relativa del foco de fractura permitiendo con una dinamización controlada mayor simetría, volumen y calidad biológica en la formación del callo de fractura. No obstante estos nuevos clavos y placas deben ser utilizados de forma apropiada según sus peculiaridades para conseguir el éxito en la consolidación de la fractura.

Bibliografía

1. Del Pino Montes J. Epidemiología de las fracturas osteoporóticas: las fracturas vertebrales y no vertebrales. *Rev Osteoporos Metab Miner* 2010; 2 supl 5:S8-S12.
2. Diaz Curiel M, Garcia JJ, Carrasco JL, Honorato J, Perez Cano R, Rapado A, y cols. Prevalence of osteoporosis assessed by densitometry in the Spanish female population]. *Medicina clinica* 2001;116:86-8.
3. Diaz Curiel M, Carrasco de la Pena JL, Honorato Perez J, Perez Cano R, Rapado A, Ruiz Martinez I. Study of bone mineral density in lumbar spine and femoral neck in a Spanish population. Multicentre Research Project on Osteoporosis. *Osteoporosis international: a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA* 1997; 7:59-64.
4. Egol KA, Kubiak EN, Fulkerson E, Kummer FJ, Koval KJ. Biomechanics of locked plates and screws. *Journal of orthopaedic trauma* 2004; 18(8):488-93.
5. Ramotowski W, Granowski R. Zespol. An original method of stable osteosynthesis. *Clin Orthop Relat Res* 1991; 272:67-75.
6. Cronier P, Pietu G, Dujardin C, Bigorre N, Ducellier F, Gerard R. The concept of locking plates. *Orthop Traumatol Surg Res* 2010. En prensa.
7. Smith WR, Ziran BH, Anglen JO, Stahel PF. Locking plates: tips and tricks. *Instr Course Lect* 2008; 57:25-36.
8. Gautier E, Sommer C. Guidelines for the clinical application of the LCP. *Injury* 2003; 34 supl 2:B63-76.
9. Haidukewych GJ, Ricci W. Locked plating in orthopaedic trauma: a clinical update. *J Am Acad Orthop Surg* 2008; 16:347-55.
10. Rausch S, Hoffmeier K, Gueorguiev BG, Klos K, Gras F, Hofmann GO, y cols. Comparative study on the strength of different mechanisms of operation of multidirectionally angle-stable distal radius plates. *Z Orthop Unfall* 2011; 149:694-8.
11. Hebert-Davies J, Laflamme GY, Rouleau D, Canet F, Sandman E, Li A, y cols. A biomechanical study comparing polyaxial locking screw mechanisms. *Injury* 2013; 44:1358-62.
12. Lenz M, Wahl D, Gueorguiev B, Jupiter JB, Perren SM. The concept of variable angle locking -evolution and mechanical evaluation of a recent technology. *J Orthop Res* 2015. En prensa.
13. Musgrave DS, Idler RS. Volar fixation of dorsally displaced distal radius fractures using the 2.4-mm locking compression plates. *The J Hand Surg Am* 2005; 30:743-9.
14. Wright TW, Horodyski M, Smith DW. Functional outcome of unstable distal radius fractures: ORIF with a volar fixed-angle tine plate versus external fixation. *The Journal of hand surgery* 2005;30:289-99.
15. Roh YH, Lee BK, Baek JR, Noh JH, Gong HS, Baek GH. A randomized comparison of volar plate and external fixation for intra-articular distal radius fractures. *J Hand Surg Am* 2015; 40:34-41.
16. Sproul RC, Iyengar JJ, Devic Z, Feeley BT. A systematic review of locking plate fixation of proximal humerus fractures. *Injury* 2011; 42:408-13.
17. 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.
18. Ehlinger M, Adam P, Di Marco A, Arlettaz Y, Moor BK, Bonomet F. Periprosthetic femoral fractures treated by locked plating: feasibility assessment of the mini-invasive surgical option. A prospective series of 36 fractures. *Orthop Traumatol Surg Res* 2011; 97:622-8.
19. Hou Z, Bowen TR, Irgit K, Strohecker K, Matzko ME, Widmaier J, y cols. Locked plating of periprosthetic femur fractures above total knee arthroplasty. *J Orthop Trauma* 2012; 26:427-32.
20. Niikura T, Sakurai A, Oe K, Shibamura N, Tsunoda M, Maruo A, y cols. Clinical and radiological results of locking plate fixation for periprosthetic femoral fractures around hip arthroplasties: a retrospective multi-center study. *J Orthop Sci* 2014; 19:984-90.
21. Ristevski B, Nauth A, Williams DS, Hall JA, Whelan DB, Bhandari M, y cols. Systematic review of the treatment of periprosthetic distal femur fractures. *J Orthop Trauma* 2014; 28:307-12.
22. Haidukewych G, Sems SA, Huebner D, Horwitz D, Levy B. Results of polyaxial locked-plate fixation of periarticular fractures of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 2007; 89(3):614-20.
23. Hoffmann MF, Jones CB, Sietsema DL, Tornetta P, 3rd, Koenig SJ. Clinical outcomes of locked plating of distal femoral fractures in a retrospective cohort. *J Orthop Surg Res* 2013; 8:43.
24. Henderson CE, Kuhl LL, Fitzpatrick DC, Marsh JL. Locking plates for distal femur fractures: is there a problem with fracture healing? *J Orthop Trauma* 2011; 25 supl 1:S8-14.
25. Bottlang M, Lesser M, Koerber J, Doornink J, von Rechenberg B, Augat P, y cols. Far cortical locking can improve healing of fractures stabilized with locking plates. *J Bone Joint Surg Am* 2010; 92:1652-60.
26. Bottlang M, Fitzpatrick DC, Sheerin D, Kubiak E, Gellman R, Vande Zandschulp C, y cols. Dynamic fixation of distal femur fractures using far cortical locking screws: a prospective observational study. *J Orthop Trauma* 2014; 28:181-8.

27. Adams JD, Jr., Tanner SL, Jeray KJ. Far cortical locking screws in distal femur fractures. *Orthopedics* 2015; 38:e153-6.
28. Wahnert D, Stolarczyk Y, Hoffmeier KL, Raschke MJ, Hofmann GO, Muckley T. The primary stability of angle-stable versus conventional locked intramedullary nails. *Int Orthop* 2012; 36:1059-64.
29. Kaspar K, Schell H, Seebeck P, Thompson MS, Schutz M, Haas NP, y cols. Angle stable locking reduces interfragmentary movements and promotes healing after unreamed nailing. Study of a displaced osteotomy model in sheep tibiae. *J Bone Joint Surg Am* 2005; 87:2028-37.
30. Pekmezci M, McDonald E, Buckley J, Kandemir U. Retrograde intramedullary nails with distal screws locked to the nail have higher fatigue strength than locking plates in the treatment of supracondylar femoral fractures: A cadaver-based laboratory investigation. *Bone Joint J* 2014; 96-b:114-21.
31. Boyer P, Charles P, Loriaut P, Alkhaili J, Mylle G, Pelissier A, y cols. Results of angular-stable locked intramedullary nails in the treatment of distal tibia fractures. *Orthop Traumatol Surg Res* 2014; 100:901-5.
32. Hontzsch D, Schaser KD, Hofmann GO, Pohlemann T, Hem ES, Rothenbach E, y cols. Evaluation of the effectiveness of the angular stable locking system in patients with distal tibial fractures treated with intramedullary nailing: a multicenter randomized controlled trial. *The J Bone Joint Surg Am* 2014; 96:1889-97.
33. Jupiter JB, Winters S, Sigman S, Lowe C, Pappas C, Ladd AL, y cols. Repair of five distal radius fractures with an investigational cancellous bone cement: a preliminary report. *J Orthop Trauma* 1997; 1:110-6.
34. Chow RM, Begum F, Beaupre LA, Carey JP, Adeeb S, Bouliane MJ. Proximal humeral fracture fixation: locking plate construct +/- intramedullary fibular allograft. *J Shoulder Elbow Surg* 2012; 21:894-901.
35. Herrera M, Chapman CB, Roh M, Strauch RJ, Rosenwasser MP. Treatment of unstable distal radius fractures with cancellous allograft and external fixation. *J Hand Surg* 1999; 24:1269-78.
36. Trompeter AJ, Gupta RR. The management of complex periprosthetic humeral fractures: a case series of strut allograft augmentation, and a review of the literature. *Strategies Trauma Limb Reconstr* 2013; 8:43-51. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3623919/>
37. Van de Pol GJ, Iselin LD, Callary SA, Thewlis D, Jones CF, Atkins GJ, y cols. Impaction bone grafting has potential as an adjunct to the surgical stabilisation of osteoporotic tibial plateau fractures: Early results of a case series. *Injury* 2015. Disponible en: [doi:10.1016/j.injury.2015.02.019](https://doi.org/10.1016/j.injury.2015.02.019)
38. Moroni A, Toksvig-Larsen S, Maltarello MC, Orienti L, Stea S, Giannini S. A comparison of hydroxyapatite-coated, titanium-coated, and uncoated tapered external-fixation pins. An in vivo study in sheep. *J Bone Joint Surg Am* 1998; 80:547-54.
39. Agholme F, Andersson T, Tengvall P, Aspenberg P. Local bisphosphonate release versus hydroxyapatite coating for stainless steel screw fixation in rat tibiae. *J Mater Sci Mater Med* 2012; 23:743-52.