



# Revista latinoamericana de cirugía ortopédica

[www.elsevier.es/rslaot](http://www.elsevier.es/rslaot)



## Original

# Técnica de aumentación con injerto óseo molido de banco para el uso del tornillo condíleo dinámico en la metáfisis distal de fémur<sup>☆</sup>



Horacio Alberto Caviglia, Martín Melo\* y Gustavo Galatro

Hospital General de Agudos J. A. Fernández, Buenos Aires, Argentina

### INFORMACIÓN DEL ARTÍCULO

#### Historia del artículo:

Recibido el 5 de abril de 2016  
Aceptado el 2 de mayo de 2016  
On-line el 25 de junio de 2016

#### Palabras clave:

Tornillo  
Injerto óseo  
Metáfisis  
Hueso esponjoso

### R E S U M E N

**Objetivo:** Comprobar la efectividad del aumento metafisario supracondíleo de fémur con injerto óseo molido de banco cuando se utiliza el tornillo espiralado distal del clavo DCS.

**Materiales y métodos:** Colocamos 10 tornillos condíleos del clavo DCS® en 5 cadáveres jóvenes de 3 hombres y 2 mujeres, en ambas rodillas. Se midió el momento torsor mínimo necesario para desplazar el tornillo durante su colocación. Posteriormente se generó la pérdida del agarre del tornillo mediante su extracción y reintroducción por impactación. Luego extrajimos el tornillo y colocamos injerto óseo molido de banco en el cóndilo, relocalamos el tornillo y medimos el par torsor necesario para su introducción. Finalmente, retiramos el tornillo y sobre el canal se fresó, con un diámetro superior a la rosca de la espira (13 mm) para generar un déficit de anclaje. Volvimos a colocar injerto esponjoso y medimos nuevamente el momento torsor durante su colocación.

**Resultados:** La media del momento torsor máximo del tornillo primario fue de 60 kg/cm<sup>2</sup>. El simple aumento mejora el agarre en un 10%, y en la situación de fresado excesivo el amarre obtenido es del 70% con relación al primario.

**Conclusión:** Rellenar la metáfisis supracondílea con injerto óseo de esponjosa aumenta el agarre del tornillo condíleo del clavo DCS®, aun en las situaciones más adversas.

© 2016 Federación de Sociedades y Asociaciones Latinoamericanas de Ortopedia y Traumatología. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/s/by-nc-nd/4.0/>).

## The use of cancellous bone allograft as an adjunct to internal fixation of the distal end of the femur

### A B S T R A C T

**Keywords:**  
Screw

**Objective:** To prove the cancellous bone allograft augmentation efficacy, when the lag screw of the dynamic condylar screw is used at the distal femoral end.

<sup>☆</sup> Estudio realizado con aportes de la Fundación Fernández.

\* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: [martinmelo@hotmail.com](mailto:martinmelo@hotmail.com) (M. Melo).

<http://dx.doi.org/10.1016/j.rslaot.2016.05.005>

2444-9725/© 2016 Federación de Sociedades y Asociaciones Latinoamericanas de Ortopedia y Traumatología. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/s/by-nc-nd/4.0/>).

Bone graft  
Metaphysis  
Cancellous bone

**Materials and methods:** Ten knees of 5 cadaveric models were used to implant the dynamic condylar lag screw; the torque of the screw was quantified during the implantation. Then we proceed to generate a lack of fixation based on an axial compression implantation of the lag screw. The screw was removed and the augmentation technique with cancellous bone allograft performed, then we measure again the torque needed on the lag screw implantation. We proceed on the same way after generate a total loose of fixation based on an excessive ream with a 13 mm reamer.

**Results:** The final maximum torque average at the primary screw implantation was 60 kg/cm<sup>2</sup>. This augmentation technique improved the fixation in 10% roughly when it was used on the second implantation, and when we generate a worst situation based on an excessive ream, the fixation obtained was 70% of the primary screw fixation force.

**Conclusion:** The cancellous bone allograft augmentation is a biological technique that demonstrated an improvement on the lag screw fixation, even in the worst bone structural deficit situations.

© 2016 Federación de Sociedades y Asociaciones Latinoamericanas de Ortopedia y Traumatología. 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

El tornillo condíleo dinámico (DCS) es un dispositivo que está compuesto por un tornillo deslizante y una placa angulada de 95°, ambos de longitud variable, que puede ser utilizado para el tratamiento de fracturas supracondíleas e intercondíleas del fémur distal que conservan la cortical medial del cóndilo femoral interno<sup>1-3</sup>. Entre las ventajas de este sistema destaca que es una técnica sencilla con un sistema canulado para la colocación del tornillo deslizante, por lo que, una vez introducida la clavija guía, se coloca fácilmente el tornillo, que realiza una adecuada compresión intercondílea, reduce la fractura en el plano sagital y permite las técnicas miniinvasivas. Este implante, sin embargo, también presenta algunas desventajas como son el grosor de la placa, el deficiente control rotacional si se coloca solo el tornillo condíleo en el fragmento distal, la remoción de tejido óseo para la colocación del tornillo y del barril de la placa y la necesidad de al menos 4 cm de hueso no conminuto en los cóndilos por encima de la escotadura intercondílea<sup>4-6</sup>.

La resección del tejido óseo necesaria para colocar la fijación distal del implante genera inconvenientes en pacientes con hueso porótico y en aquellos en que es necesaria una cirugía de revisión, ya que produce un déficit de hueso que dificulta el agarre del implante<sup>7</sup>. De hecho, en pacientes osteoporóticos que requieren la utilización de un DCS el cirujano puede encontrarse que el tornillo deslizante no agarra. Este contexto exige el cambio del sistema de osteosíntesis o la utilización de métodos que aumenten la fijación del tornillo al hueso. Se ha propuesto la utilización de polimetilmetacrilato (PMMA) para mejorar la fijación. Si bien esto genera una fijación estable, una vez realizada esta técnica la posición del tornillo no puede modificarse y, además, produce un halo de necrosis térmica que empeora las condiciones biológicas del hueso. Además, cuando sea necesaria la extracción del implante generará un mayor déficit de hueso<sup>8-10</sup>.

El objetivo de nuestro trabajo es determinar la mejoría mecánica al utilizar injerto óseo molido de esponjosa de banco para lograr la aumentación metafisaria e incrementar el agarre

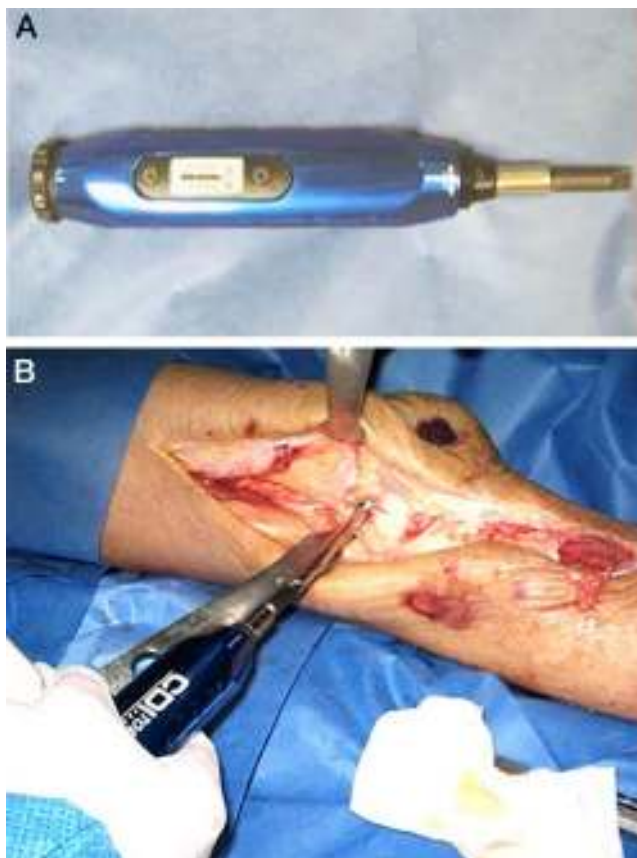
del tornillo deslizante del sistema DCS®: un método que incrementa la fijación y constituye un aporte óseo a una región previamente deficitaria.

## Materiales y métodos

Se utilizaron modelos cadavéricos correspondientes a pacientes adultos menores de 50 años, 3 hombres y 2 mujeres, en ambas rodillas en las que se implantaron un total de 10 tornillos. En cada una de las rodillas se colocó un tornillo condíleo del sistema DCS®, según técnica AO<sup>3,11</sup>, mediante un abordaje lateral de rodilla con elevación del vasto externo. Para ello se localizó el punto de entrada de la aguja guía del tornillo condíleo. Se determinó el punto del cóndilo lateral donde se ubica el mayor diámetro antero-posterior, habitualmente a 2 cm proximal a la interlínea articular. El punto de entrada se estableció en el centro de la mitad anterior de este diámetro y la aguja se introdujo perpendicular al eje diafisario. La dirección de la aguja guía para el DCS® se determinó a partir de 2 agujas previas. La primera se colocó delimitando la interlínea articular de la rodilla, apoyada en la superficie distal de los 2 cóndilos, e indicando la posición de la aguja guía en el plano frontal (proyección antero-posterior). La segunda indicaba la inclinación de la articulación femoropatelar (proyección axial), colocada sobre la cara anterior de los cóndilos. Luego se insertó, bajo control radioscópico, la aguja guía hasta la cortical medial sin atravesarla, tomando el recaudo de detener el avance antes de contactar con la cortical medial.

Con el dispositivo de medición directa se estimó la longitud del tornillo. Se introdujo la broca ensamblada, ajustando la longitud del trayecto a fresar sobre la aguja guía, y se perforó el orificio cuidando de detener la introducción a 10 mm de la cortical medial. Se labró la rosca sobre el hueso esponjoso con el macho de terrajar antes de insertar el tornillo. El manguito centrador corto se utilizó como guía del macho.

Se eligió un tornillo 10 mm más largo que el agujero perforado y se procedió a su colocación sin utilizar las guías de colocación canuladas habituales, dado que el atornillador



**Figura 1 – A) Torquímetro. B) Utilización del torquímetro.**

utilizado para medir el momento torsor no era un dispositivo canulado. Se mantuvieron, por ello, las agujas de referencia anteriormente colocadas. Se introdujo el tornillo roscando en sentido horario y controlando mediante radioscopia que su posición fuera correcta a cada paso.

Durante la colocación del tornillo condíleo se midió el torque mínimo necesario durante todo el recorrido hasta su posición definitiva. Para la medición del agarre utilizamos un torquímetro (CDI Torque®) para evaluar el rango de par torsor, 0-100 kg/cm<sup>2</sup>. Estos atornilladores-torquímetros fijan la fuerza de enrosque máximo sobre el tornillo en cada giro. Luego se acopló al tornillo para obtener el momento torsor durante la colocación. Superada esta fuerza máxima, el dispositivo interrumpía el movimiento de enroscado e indicaba que la resistencia exigía aplicar una fuerza mayor para lograr el desplazamiento del tornillo. Incrementando progresivamente el límite del momento torsor pudo establecerse la torsión mínima necesaria para vencer la resistencia, que era directamente proporcional a la fuerza de agarre. Se registraron los valores obtenidos durante cada vuelta completa (360°) o fracción, con una escala de variación de 1 kg/cm<sup>2</sup> y se obtuvo un registro de las magnitudes del agarre durante la cirugía de colocación del tornillo condíleo en un adulto joven. Esto representa el parámetro de referencia para su posterior comparación, y se tomó como línea de base o control normal (fig. 1).



**Figura 2 – Control radiográfico del injerto colocado en el defecto creado por el tornillo en la metafisis femoral distal.**

Luego se retiró el tornillo y se reintrodujo por percusión sobre el trayecto anterior, de fuera a dentro, hasta el final del recorrido. Se generó de esta forma la pérdida de agarre. Luego de extraer el tornillo, se impactó injerto óseo molido de banco hasta rellenar completamente la cavidad generada. La introducción del injerto fue progresiva con la ayuda de un impactor romo. Posteriormente, se recolocó el mismo tornillo condíleo, de igual forma que en el caso anterior, y se midió el torque mínimo necesario durante su introducción. Se registraron los datos del momento torsor en cada una de las vueltas del tornillo (fig. 2).

Finalmente se retiró el tornillo y sobre el lecho se fresó con un diámetro 1 mm mayor que el diámetro de rosca de la espira (13 mm) del tornillo condíleo, generando el déficit total de agarre, evidenciado clínicamente por la introducción y extracción manual sin resistencia, y mecánicamente por la ausencia de momento torsor. Posteriormente, se realizó un nuevo aumento metafisario mediante la introducción e impacción de hueso molido de banco en el defecto generado, hasta rellenarlo completamente. Se introdujo de nuevo el tornillo condíleo y se midió, como en los casos anteriores, el momento torsor mínimo necesario en cada vuelta.

Los datos fueron tabulados. Se consideró la longitud del recorrido en milímetros, obtenida de la medición del largo del segmento de tornillo introducido, y el par torsor mínimo necesario para colocar el tornillo en cada vuelta de rosca. Dividiendo el número de vueltas de enrosque por la longitud del recorrido, se obtuvo una aproximación de la distancia recorrida en cada vuelta. Considerando el momento torsor mínimo necesario en cada una de ellas, quedó expresada la relación recorrido/momento torsor (fig. 3).

Las medias mostradas fueron analizadas mediante el test de la t de Student respecto a la media de la fuerza de amarre de la colocación primaria del tornillo.

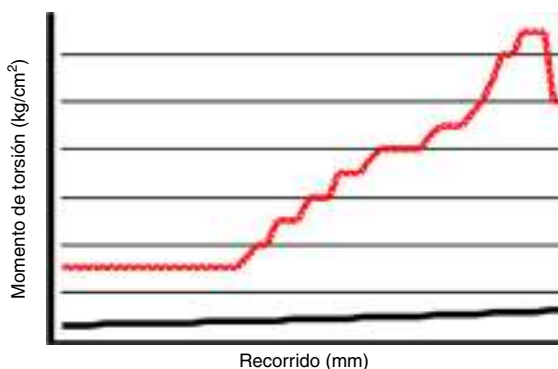


**Figura 3 – Comprobación clínica del déficit de anclaje del tornillo.**

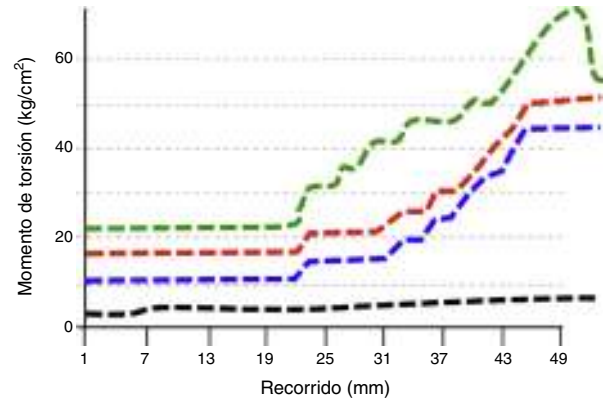
## Resultados

La curva recorrido/momento torsor presentó una meseta inicial y luego un aumento potencial hasta alcanzar el par torsor máximo, obtenido a medida que el tornillo alcanzaba su posición definitiva. Hacia el final de la curva se observó el comienzo de una curva descendente que correspondía a la excesiva introducción del tornillo, con rotura de la cortical medial (fig. 4).

En cada una de las rodillas se consideró el momento torsor máximo obtenido al final de la colocación en cada uno de los 3 procedimientos realizados en cada una de ellas. Luego se obtuvo el promedio del momento torsor máximo final para cada uno de los procedimientos. La media de la medición del par torsor máximo final observada al final de la curva de colocación primaria del tornillo condíleo fue de 60 kg/cm<sup>2</sup> (fig. 5). La aumentación del tejido óseo metafisario mejoró el agarre final en un 10%, con un momento torsor máximo de 70 kg/cm<sup>2</sup> (fig. 5). En la situación de fresado excesivo, donde se generó un déficit total de agarre, este fue de un 70% del agarre primario (fig. 5).



**Figura 4 – Curva recorrido/momento torsor.**



**Figura 5 – Curvas recorrido/momento torsor con la colocación primaria del tornillo condíleo (curva verde), aumentando el tejido óseo metafisario (curva azul) y en situación de fresado excesivo (curva roja).**

No se observaron diferencias significativas en la fuerza de agarre en cuanto al sexo y la edad. No encontramos diferencias significativas en la magnitud de la fijación del tornillo, ni en el caso de la aumentación primaria, ni en el de aumento realizado posterior a la generación de un déficit de agarre total. Por lo tanto, la aumentación primaria no aumentó el agarre más de la magnitud obtenida en la colocación primaria o, al menos, no pudo evidenciarse con este tamaño de muestra si el aumento porcentual observado correspondía, en efecto, al procedimiento de aumentación, mientras que la aumentación secundaria al déficit total de agarre generado logró un incremento significativo de la fuerza de anclaje, ya que tampoco presentó diferencias con el control.

## Discusión

El tornillo condíleo es un dispositivo ampliamente utilizado en la región distal del fémur para el tratamiento de fracturas y pseudoartrosis supraintercondíleas, y en la fijación de osteotomías realizadas a dicho nivel. Su colocación sencilla y segura, sumada al buen control de las deformidades en flexo-extensión y varo-valgo, hacen que sea un implante de elección. Sin embargo, debemos considerar ciertos requisitos, como el tamaño del fragmento femoral mínimo para su colocación y la necesidad de al menos un tornillo adicional a este nivel para el control rotacional. Además, presenta desventajas como su excesivo tamaño, que genera un déficit óseo en casos de cirugías de revisión, y la eventualidad de un déficit de agarre del tornillo condíleo durante su colocación<sup>1,7</sup>.

Con respecto a este último punto, se ha planteado, en los casos de déficit de agarre por osteoporosis en el fémur distal, la utilización de técnicas de aumentación o el cambio del dispositivo de fijación<sup>5,8-10</sup>. La aumentación metafisaria femoral distal con PMMA en casos de osteoporosis permite una rehabilitación precoz del paciente<sup>8</sup>. Luego del desarrollo del dispositivo DCS®<sup>2</sup>, y evidenciado el problema del déficit de agarre del tornillo condíleo<sup>9</sup>, se propuso el uso de PMMA para su fijación<sup>12</sup>. Si bien esto

presenta una ventaja mecánica, representa una técnica biológicamente desfavorable, ya que, al ocupar el cemento el espacio del déficit óseo, no permite la regeneración y, además, produce secundariamente una lesión térmica durante el proceso de polimerización. Por ello sostenemos que su utilización debería reservarse para casos extremos. Es por esto por lo que proponemos la técnica de aumentación con injerto óseo molido de banco para resolver esta inestabilidad.

A través de este estudio experimental hemos analizado el comportamiento óseo en el aumento de la fuerza de amarre del tornillo condíleo, y hemos comprobado de forma estadística su efectividad en el aumento metafisario femoral distal en el caso del déficit total de amarre, donde se observa una recuperación de la capacidad de fijación hacia valores correspondientes a un adulto joven. Los injertos óseos se utilizan para recuperar tejido óseo perdido y como técnica de aumentación en hueso osteoporótico. El injerto óseo puede obtenerse del mismo paciente (autoinjerto) o cadavérico (aloinjertos) y utilizarse en forma de tablas de cortical o tejido esponjoso: es una técnica que fue propuesta hace mucho tiempo<sup>13-15</sup> con buenos resultados.

La colocación del tornillo condíleo no solo es el primer paso en la colocación del dispositivo DCS®, sino que es también el primer requisito para lograr una adecuada estabilidad del montaje. De esta forma hemos comenzado la aplicación clínica del aumento metafisario femoral distal en casos de osteoporosis y déficit de amarre del tornillo condíleo, con resultados preliminares satisfactorios, dada su ventaja biológica y estabilidad mecánica. Consideramos que el sistema DCS con aumentación biológica resulta efectivo para lograr la fijación distal del tornillo del DCS en hueso osteoporótico.

### Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

### BIBLIOGRAFÍA

1. Radford PJ, Howell CJ. The AO dynamic condylar screw for fractures of the femur. *Injury*. 1992;23:89-93.
2. Schatzker N, Mahomed K, Schiffman K, Kellam J. Dynamic condylar screw: A new device - A preliminary report. *J Orthop Trauma*. 1989;3:124-32.
3. Synthes «Dynamic condylar screw technique guide». Paoli, Pennsylvania; 1986.
4. Browner B, Jupiter J, Levine A, Trafton P. *Skeletal trauma*. 2nd ed. Philadelphia: W. B. Saunders Company; 1998.
5. Schatzker J, Tile M. *The rationale of operative fracture care*. Berlín: Springer-Verlag; 1987.
6. Terry Canale S. *Campbellsóperative orthopedics*. 9.ª ed. Harcourt Brace; 1998.
7. Stromsoe K. Fracture fixation problems in osteoporosis. *Injury*. 2004;35:107-13.
8. Benum P. The use of bone cement as an adjunct to internal fixation of supracondylar fractures of osteoporotic femurs. *Acta Orthop Scand*. 1977;48:52-6.
9. Insall JN, Scott WN. *Surgery of the knee*. 3.ª ed. New York: Churchill-Livingstone; 2001.
10. Struhl S, Szporn MN, Cobelli NJ. Cemented internal fixation for supracondylar femur fractures in osteoporotic patients. *J Orthop Trauma*. 1990;4:151-7.
11. Müller ME, Allgöwer M, Schneider R, Willenegger H. *Manual of internal fixation. Techniques recommended by the AO group*. Berlín: Springer-Verlag; 1990.
12. Sanders R, Regazzoni P, Ruedi TP. Treatment of supracondylar-intracondylar fractures of femur using the dynamic condylar screw. *J Orthop Trauma*. 1989;3:214-22.
13. Bolder SB, Schreurs BW, Verdonschot N, Veth RP, Buma P. Wire mesh allows more revascularization than a strut in impaction bone grafting: An animal study in goats. *Clin Orthop Rel Res*. 2004;423:280-6.
14. Comba F. Reconstrucción acetabular con aloinjertos óseos impactados y copas cementadas en pacientes menores de 55 años. *Rev Asoc Arg Ortop Traumatol*. 2005;70:27-34.
15. Friedlaender G, Mankin H, Goldberg V. Bone graft and bone graft substitutes. Monograph series 32. Rosemont (IL): AAOS; 2006. p. 1-8.