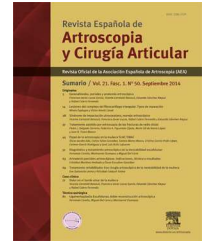




Revista Española de  
**Artroscopia y Cirugía Articular**

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



**Original**

**Estabilización de fracturas Schatzker I de la meseta tibial. Estudio numérico comparativo mediante elementos finitos. Placas bloqueadas vs tornillos canulados**



Ion Carrera<sup>a,b,\*</sup>, Gaëtan Chary<sup>c</sup>, Pablo E. Gelber<sup>a,b</sup>,  
Joan Carles Monllau<sup>b,d</sup> y Jérôme Noailly<sup>c</sup>

<sup>a</sup> Cirugía Ortopédica y Traumatología, Hospital de la Santa Creu i Sant Pau, Barcelona, España

<sup>b</sup> Universitat Autònoma de Barcelona, Bellaterra, Barcelona, España

<sup>c</sup> Biomechanics and Mechanobiology, Institute for Bioengineering of Catalonia, Barcelona, España

<sup>d</sup> Cirugía Ortopédica y Traumatología, Hospital del Mar-Parc de Salut Mar, Barcelona, España

INFORMACIÓN DEL ARTÍCULO

Historia del artículo:

Recibido el 17 de febrero de 2015

Aceptado el 23 de febrero de 2015

On-line el 9 de mayo de 2015

Palabras clave:

Meseta tibial

Elementos finitos

Desplazamiento interfragmentario

R E S U M E N

**Objetivo:** La estabilización quirúrgica de las fracturas Schatzker I de meseta tibial se realiza principalmente mediante la colocación de tornillos canulados o mediante la aplicación de una placa con tornillos bloqueados proximales. En el postoperatorio, los pacientes realizan generalmente una descarga de 6 u 8 semanas. Usando el método de elementos finitos (EF), este estudio intenta analizar si la carga inmediata del paciente después de la cirugía genera un exceso de desplazamiento interfragmentario (DI).

**Métodos:** Utilizando un modelo validado de EF de paciente sano, el modelo tibial se reprodujo geoméricamente, y se realizó una fractura Schatzker I tipo a partir de radiografías y TAC de diferentes pacientes. Se modelizaron tornillos canulados de 6,5 mm y una placa Polyax (Biomet Inc, EE. UU.), implantándose virtualmente en la tibia fracturada, y aplicando una fuerza de 400 N, equivalente a 80 kg de peso del paciente en bipedestación. Los DI se calcularon a partir del desplazamientos de diferentes nodos en el área fractuaria.

**Resultados:** Los DI máximos calculados con la placa Polyax y los tornillos canulados fueron de 0,1-0,15 mm y 0,25-0,3 mm, respectivamente. Sin embargo, aplicando un peso de un 20% existía riesgo de fractura por compresión con los tornillos canulados. Con la placa Polyax se obtuvo una mejor distribución de las cargas, manteniéndose en zona segura por debajo de 100 Mpa con la aplicación del 50% del peso del paciente.

**Conclusión:** Este estudio sugiere que ambos sistemas tienen un resultado similar en cuanto al DI, pero la placa realiza una mejor distribución de las cargas en la zona de la fractura, permitiendo la carga parcial inmediata de un 50% del peso del paciente.

© 2015 Fundación Española de Artroscopia. 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/>).

\* Autor para correspondencia.

Correos electrónicos: [dr.carrera@orthopaedic.trauma.eu](mailto:dr.carrera@orthopaedic.trauma.eu), [icarrera@santpau.cat](mailto:icarrera@santpau.cat) (I. Carrera).

<http://dx.doi.org/10.1016/j.reaca.2015.02.001>

2386-3129/© 2015 Fundación Española de Artroscopia. 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/>).

## Stabilization of Schatzker I tibial plateau fractures using a proximal tibial locked plate system or cannulated screws: A comparative numerical study

### A B S T R A C T

#### Keywords:

Tibial plateau  
Finite elements  
Interfragmentary motion

**Objective:** Surgical stabilization of split fractures of the lateral tibial plateau may involve percutaneous insertion of cannulated screws or more invasive implantation of locked plating systems. In any case, six to eight weeks of non-weight-bearing are recommended. By using the finite element (FE) method, this study aimed to assess whether immediate weight bearing can generate excessive interfragmentary motions (IM).

**Methods:** A validated femur-tibia FE model of a healthy patient was used. The tibia model was reconverted into geometry, and a Schatzker I fracture was re-created based on patient x-rays. Cannulated 6.5 mm cancellous bone screws, and a Polyax tibial locked plating system (Biomet Inc, USA) were modelled, and virtually implanted into the fractured tibia geometry. An axial force of 400 N pressed the femur model against the tibial plateau, simulating the weight of an 80 Kg patient in bipedal stance. IM were calculated as the displacements between two nodes initially superimposed in the fracture area

**Results:** Maximum IM calculated with the Polyax and with the cannulated screw fixations were around 0.1-0.15 mm, and 0.25-0.3 mm, respectively. Both systems led to similar IM up to 80-90% of applied body weight. However, applying over 20% of the simulated body weight might lead to a risk of compression bone fracture. With the Polyax system, bone stresses were better distributed, and remained below 100 MPa at 30% of body weight. Maximum stresses in the implants were about half the reported strength for the alloy simulated.

**Conclusion:** This study suggested that IM caused by weight bearing might not impede bone healing in a fracture stabilized with either a Polyax locked plating system or cannulated screws. However, cannulated screw systems could lead to harmful load concentrations in the bone with immediate weight bearing. Plate systems will allow around 50% of immediate weight bearing.

© 2015 Fundación Española de Artroscopia. 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

Las fracturas de la meseta tibial externa representan alrededor de un 60% de las fracturas de la meseta tibial debido a la geometría específica de la rodilla y de las fuerzas que actúan a nivel del fémur distal y la tibia proximal. La mayoría de estas fracturas son fracturas por separación de baja energía con o sin hundimiento de la meseta. Su tratamiento quirúrgico muy frecuentemente se realiza mediante una reducción controlada por artroscopia y la síntesis a mínimo con tornillos canulados percutáneos. La técnica artroscópica permite una mejor valoración del grado de reducción de la superficie articular, como asimismo permite el diagnóstico e incluso un eventual tratamiento de lesiones meniscales o ligamentarias concomitantemente. Si bien la artroscopia asociada a la colocación de tornillos percutáneos es una técnica muy poca agresiva quirúrgicamente, otros autores prefieren la síntesis de estas fracturas con las nuevas placas con tornillos bloqueados proximales.

Ambos tratamientos habitualmente son seguidos de un periodo de descarga mínimo de 6 a 8 semanas, incluso para los trazos de fractura más simples, y habiendo conseguido reducciones anatómicas<sup>1,2</sup>. Por una parte, este periodo de descarga del paciente incrementa el tiempo de reincorporación

del mismo a su actividad previa, incrementa los costes del tratamiento y posiblemente la falta de cargas mecánicas a nivel de la rodilla no ayude a la preservación del cartílago articular<sup>3,4</sup>. Saber si este tiempo puede ser reducido implica investigar, en primer lugar, si la estabilización de la fractura se vería alterada por la simple aplicación del peso del paciente en la meseta tibial, en función del tratamiento quirúrgico empleado.

Estudios de cargas sobre fracturas de meseta tibial lateral o medial fueron reportados mediante el uso de experimentos *in vitro* con especímenes cadavéricos<sup>5-8</sup>. Las pocas investigaciones, según nuestro conocimiento, que se enfocaron sobre la comparación entre estabilizaciones respectivamente alcanzadas por placas y tornillos canulados usaron huesos sintéticos y reportaron cargas de desplazamiento y/o desplazamientos medidos a nivel del cabezal de carga<sup>6,8</sup>. Mientras estos datos permiten una comparación del efecto mecánico de los implantes, son difícilmente extrapolables a la biomecánica de la fractura *per se*, para la cual el análisis de tensiones o desplazamientos debe ser más local. Por lo tanto, este estudio se enfoca en esta necesidad, y usa el método de elementos finitos (EF) para orientar sobre si la aplicación del peso del paciente inmediatamente después de la operación genera desplazamientos interfragmentarios (DI) de la fractura después del tratamiento quirúrgico con placa o con tornillos canulados.

## Material y métodos

Utilizando la base de datos del proyecto VAKHUM se obtuvo la información para la elaboración de un modelo de EF de la articulación de la rodilla y la tibia de una paciente mujer de 55 kg de peso y 1,55 m de altura con una correcta alineación de la rodilla.

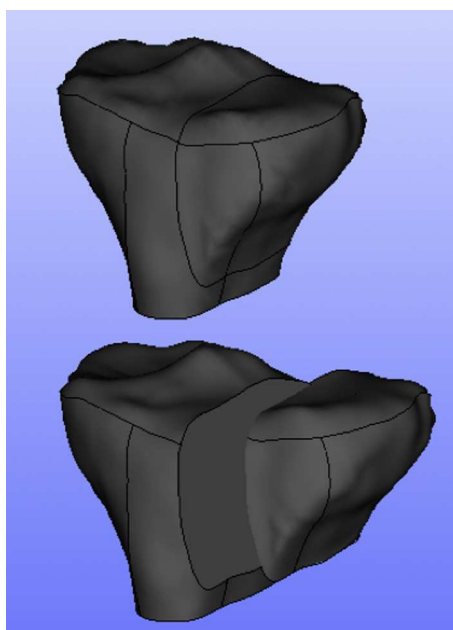
La malla obtenida fue reconvertida en una geometría de superficies NURBS, a su vez modificada para recrear una fractura Schatzker I a partir de las radiografías del paciente. El plano de la fractura simulada fue comparándola con numerosas TAC de fracturas Schatzker I proporcionadas por la base de datos de la unidad de traumáticos del Hospital de la Santa Creu i Sant Pau (fig. 1).

Para realizar la simulación del tratamiento quirúrgico fueron simulados tornillos canulados de 6,5 mm de rosca parcial (Biomet Inc, IN, EE. UU.) a partir de los datos geométricos proveídos por el fabricante, y una placa de tibia proximal bloqueada Polyax (Biomet Inc, IN, EE. UU.), mediante metrología.

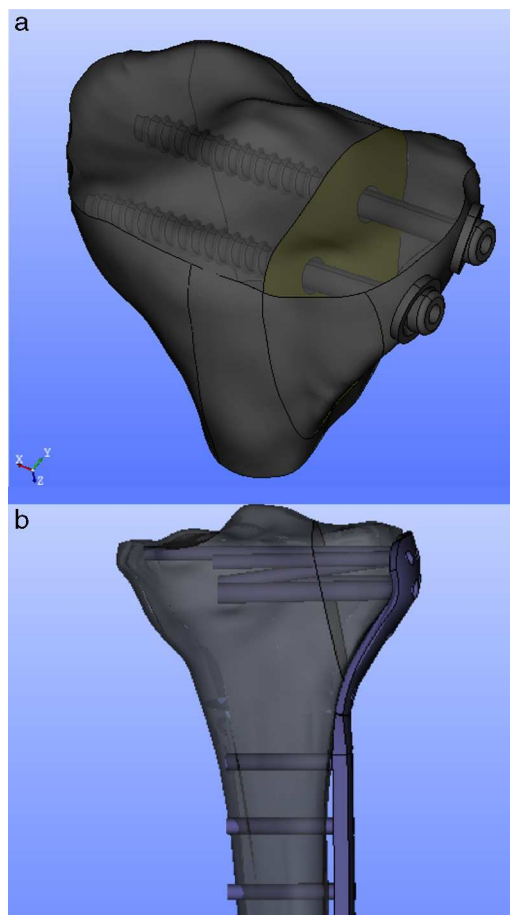
Los materiales fueron implantados virtualmente en la geometría tibial de acuerdo a las recomendaciones comunes en estas fracturas, supervisadas por los cirujanos, en cuanto a posición y alineación (fig. 2a,b). Los constructos resultantes fueron entonces mallados con elementos hexaedrales, utilizando el método EF.

El hueso se consideró lineal e isotrópico, con una rigidez de 13 y 6 GPa para hueso cortical y esponjoso, respectivamente<sup>9</sup>. La rigidez del hueso esponjoso escogida fue la de las trabéculas, para asegurar una interpretación segura de las cargas predichas. Los implantes de titanio Ti-6Al-4V tenían una rigidez típica de 114 GPa.

La fractura fue procesada como un contacto con grandes deslizamientos y sin penetración de las superficies de contacto entre sí. El DI se calculó como el distanciamiento entre 2 nodos, siendo cada uno de estos nodos en una de las



**Figura 1 – Imagen geométrica de la fractura en la meseta tibial.**



**Figura 2 – a) Constructo de la fractura con 2 tornillos canulados de 6,5 mm integrados. b) Constructo de la fractura con placa integrada.**

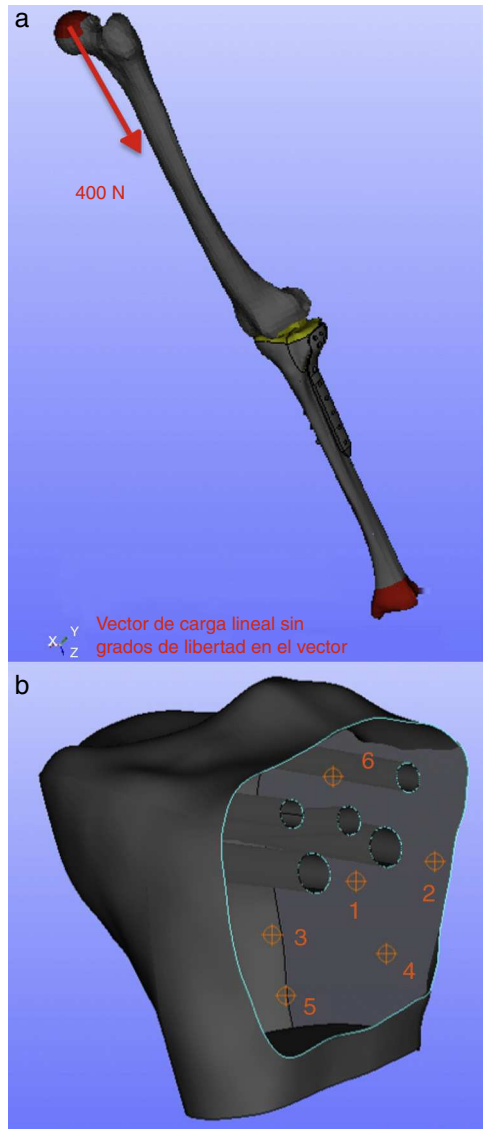
superficies de contacto inicialmente solapados, y moviéndose uno respecto al otro en el plano de la fractura bajo la acción de cargas mecánicas.

Como carga mecánica, se aplicó una fuerza de 400 N sobre el modelo femoral que presionaba la meseta tibial simulando de esta manera un paciente de 80 kg en bipedestación (fig. 3a). El DI se calculó como descrito anteriormente a partir de múltiples pares de nodos distribuidos en el plano de la fractura (fig. 3b). Tanto el DI como los valores de tensión en el hueso se calcularon en función del porcentaje de peso total aplicado.

## Resultados

Al ejercer una carga del 100%, los DI en el modelo con fijación mediante placa Polyax eran de 0,1-0,15 mm, mientras que los DI registrados en la simulación con tornillos canulados de titanio de 6,5 mm fueron de 0,25-0,3 mm. Ambos sistemas proporcionaban un DI similar hasta llegar al 80-90% de la carga máxima (fig. 4a).

En la simulación con los tornillos canulados, el mayor estrés se registró en el fragmento lateral, como era de esperar, inmediatamente craneal a los tornillos llegando a los 100 MPa a compresión con una carga del paciente del 20%.

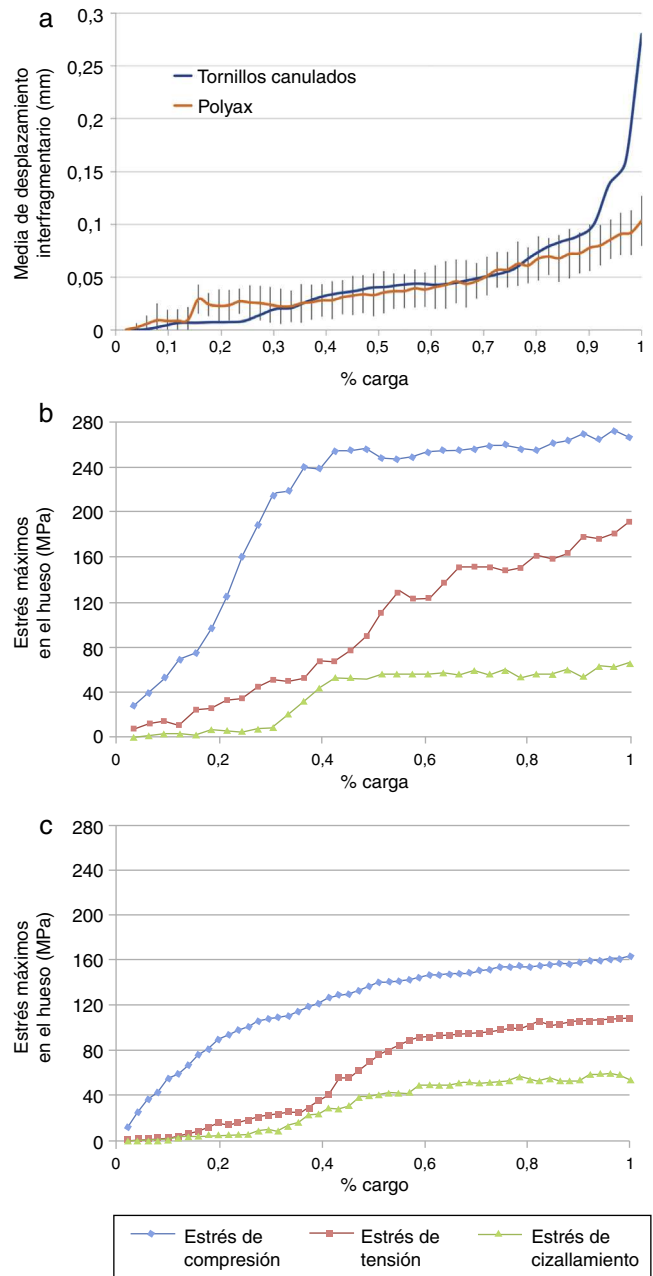


**Figura 3 – a) Aplicación del vector de carga de 400 N. b) Nodos para la cuantificación del desplazamiento interfragmentario.**

Por el contrario, en la simulación con la placa Polyax los valores de tensión a compresión se mantenían más bajos, permitiendo un 50% de carga del paciente aproximadamente, antes de superar los 100 MPa (fig. 4b,c). Las tensiones máximas obtenidas para los implantes no superaron los 300 MPa.

**Discusión**

Los valores de DI de decenas de fracciones de milímetros obtenidos concuerdan con los desplazamientos experimentales medidos por Gösling et al.<sup>10</sup>, a nivel de cabezal de carga bajo el efecto de una fuerza axial de 400 N, después de la estabilización de fracturas de meseta tibial con diferentes sistemas de placas. A pesar de que el DI obtenido con los tornillos canulados es aproximadamente el doble que el obtenido con la



**Figura 4 – a) Desplazamiento interfragmentario en función de la carga y del tratamiento elegido. b) Estrés óseo en función de la carga aplicada con tornillos canulados. c) Estrés óseo en función de la carga aplicada con placa.**

placa, ambos sistemas permiten una fijación estable y DI aceptable sin que esto afecte a la osificación intramembranosa<sup>11</sup>. Nuestros valores calculados son también muy por debajo de los 2 mm de desplazamiento de cabezal aceptables propuestos por Boisrenoult et al.<sup>8</sup> durante la investigación *in vitro* de estabilización de fracturas de tipo Schatzker II. Sin embargo, al haberse considerado propiedades de materia ósea en lugar de estructura ósea, las máximas tensiones de compresión aceptables para asegurar que el hueso no se fracture serían de unos 170 MPa<sup>12</sup>. Considerando las aproximaciones determinísticas de modelización, y según los márgenes de seguridad

que se suelen considerar en ingeniería, sería razonable tomar 100 MPa como máximo admisible para la interpretación de los resultados (coeficiente de seguridad de 1,7, Eurocódigos). Claramente, las tensiones a compresión calculadas en el hueso en torno a los tornillos canulados fueron mucho mayores que en la simulación con la placa y superaron con creces los 100 MPa.

Este resultado es atribuible al efecto de brazo de palanca generado por los tornillos simulados. Con el sistema canulado, el número reducido de tornillos resultó en una pobre distribución de carga, y según nuestras simulaciones, los esfuerzos de compresión podrían conducir a un hundimiento local del hueso y un aflojamiento del tornillo al aplicar una carga del 20% del peso del paciente. Este resultado puede ser relacionado con el mayor grado de pérdida de fuerza de reacción medido por Cift et al.<sup>6</sup> para una estabilización de una fractura de meseta tibial con tornillos canulados de 6,5 mm, comparado con una estabilización realizada con una placa bloqueada. También en línea con estas mediciones, nuestros cálculos indican que, con la placa, el número mayor de tornillos y el apoyo latero-axial proporcionado al fragmento por la forma craneal del implante condujeron a tensiones máximas a compresión que no superaron los 170 MPa mencionados, y fueron aproximadamente la mitad de las tensiones máximas predichas con los tornillos canulados. No obstante, si se considera el límite seguro de 100 MPa mencionado, concluimos que la carga externa máxima admisible sería alrededor de 30% del peso corporal, lo cual no representaría una mejora considerable en comparación con los tornillos canulados.

Teniendo en cuenta que la zona interfragmentaria simulada se consideraba sin fricción, algunos de los resultados obtenidos son más pesimistas que lo que probablemente encontraríamos en el paciente real. No obstante, si la aproximación de material macizo de hueso lamelar para el hueso trabecular nos permite un cálculo más seguro de tensiones, es posible que haya contribuido a dar resultados más optimistas en términos de DI. La selección de propiedades homogeneizadas de hueso a escala del milímetro sigue siendo un campo muy activo de investigación. En particular, la justificación del uso de unas propiedades concretas para la interpretación de resultados cuyos orígenes físicos se extienden sobre varias escalas no es directa, y debería motivar un amplio estudio de sensibilidad de los resultados presentados con respecto a variaciones de hueso trabecular sobre tres órdenes de magnitud<sup>9,13</sup>. Finalmente, este estudio solo consideró la tibia y el fémur como elementos de carga. Asimismo, la integridad de estructuras no incluidas en la simulación, como el peroné y las estructuras musculoligamentosas, podría dar una estabilidad adicional al constructo, permitiendo una carga mayor del paciente en el postoperatorio inmediato.

## Conclusión

Este estudio sugiere que si el hueso fuese infinitamente resistente, el desplazamiento interfragmentario por la carga del paciente en bipedestación no dificultaría la consolidación de las fracturas Schatzker I tratadas con tornillos canulados de 6,5 mm o con placa bloqueada Polyax. No obstante, debido a una pobre distribución mecánica de las fuerzas en el hueso,

la síntesis con tornillos canulados no permite la carga del paciente por el alto riesgo de fractura-hundimiento alrededor de los propios tornillos. Aunque la placa Polyax proporciona una mejor redistribución de fuerzas internas, reduciendo a la mitad los esfuerzos máximos calculados con los tornillos canulados, es necesaria la aplicación de un amplio coeficiente de seguridad. En tales condiciones, solo una carga parcial del paciente, de alrededor del 30%, permitiría mantener los estreses de compresión óseos en límites seguros.

## Limitaciones

Nuestro estudio presenta ciertas limitaciones. El modelo obtenido es el de una paciente mujer de 1,5 m de altura y 55 kg de peso normoalineada a la que aplicábamos una fuerza estándar en bipedestación de 80 kg (400 N), por lo que los resultados obtenidos probablemente sean más pesimistas que en la realidad. No obstante, cabe destacar que la elección de una carga estática de 400 N no puede ser válida para la simulación de movimientos, para la cual los efectos de inercia inducirían cargas más altas, seguramente más cercanas a las estudiadas experimentalmente<sup>5-8</sup>. Esta limitación, así como la orientación de nuestra carga sobre el fémur, está relacionada con nuestro objetivo, el cual es estudiar si el paciente puede apoyar el pie. Otras variables, como la integridad del peroné o las estructuras musculoligamentosas circundantes, no fueron simuladas y serán futuras líneas de estudios ya en marcha.

## Financiación

Biomet Spain Orthopedics S.L.

La Asociación Española de Artroscopia ha participado en la financiación del estudio mediante la beca obtenida para investigación de este estudio en 2013.

## Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

## Agradecimientos

Asociación Española de Artroscopia.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Manidakis N, Dimitriou A, Stengel D, Matthews S, Giannoudis P. Tibial plateau fractures: Functional outcome and incidence of osteoarthritis in 125 cases. *Int Orthop*. 2010;34:565-70.
2. Tscherne H, Lobenhoffer P. Tibial plateau fractures. Management and expected results. *Clin Orthop Relat Res*. 1993;292:87-100.
3. Eckstein F, Hudelmaier M, Putz R. The effects of exercise on human articular cartilage. *J Anat*. 2006;208:491-512.
4. Honkonen SE. Degenerative arthritis after tibial plateau fractures. *J Orthop Trauma*. 1995;9:273-7.
5. Karunakar M, Egol K, Peindl R, Harrow M, Bosse M, Kellam J. Split depression tibial plateau fractures: A biomechanical study. *J Orthop Trauma*. 2002;16:172-7.

6. Cift H, Cetik O, Kalaycioglu B, Dirikoglu MH, Ozkan K, Eksioglu F. Biomechanical comparison of plate-screw and screw fixation in medial tibial plateau fractures (Schatzker 4). A model study. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2010;96:263-7.
7. Ratcliff JR, Werner FW, Green JK, Harley BJ. Medial buttress versus lateral locked plating in a cadaver medial tibial plateau fracture model. *J Orthop Trauma.* 2007;21:444-8.
8. Boisrenoult P, Bricteux S, Beaufils P, Hardy P. Screws versus screw-plate fixation of type 2 Schatzker fractures of the lateral tibial plateau. Cadaver biomechanical study. *Arthroscopy French Society. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2000;86:707-11.
9. Guo XE. Mechanical properties of cortical bone and cancellous bone tissue. En: Cowin SC, editor. *Bone Mechanics Handbook.* 2nd edition CRC Press; 2001.
10. Gössling T, Schandelmaier P, Marti A, Hufner T, Partenheimer A, Krettek C. Less invasive stabilization of complex tibial plateau fractures. A biomechanical evaluation of a unilateral locked screw plate and double plating. *J Orthop Trauma.* 2004;18:546-51.
11. Claes LE, Heigele CA, Neidlinger-Wilke C, Kaspar D, Seidl W, Margevicius KJ, et al. Effects of mechanical factors on the fracture healing process. *Clin Orthop Relat Res.* 1998;355 Suppl:S132-47.
12. Schmidt-Nielsen K. *Scaling: Why is animal size so important?* Cambridge: Cambridge University Press; 1984. p. 6.
13. Goldstein SA, Wilson DL, Sonstegard DA, Matthews LS. The mechanical properties of human tibial trabecular bone as a function of metaphyseal location. *J Biomech.* 1983;16: 965-9.