



## Análisis biomecánico de la fijación del ligamento cruzado anterior

### Biomechanical analysis of the anterior cruciate ligament fixation

Rodríguez C <sup>1</sup>, Maestro A <sup>2</sup>, García TE <sup>1</sup>, Lombardía J <sup>2</sup>

<sup>1</sup> Instituto Universitario de Tecnología Industrial de Asturias (IUTA), Universidad de Oviedo. <sup>2</sup> FREMAP Gijón.

#### Resumen

**Objetivo:** Desarrollar la metodología experimental para analizar la biomecánica de la fijación del ligamento cruzado anterior.

**Material y metodología:** Se realizó una plastia de LCA en 16 rodillas de cerdo, utilizando el tendón del músculo extensor lateral de los dedos del cerdo. Se ensayaron tres sistemas de fijación diferentes, clasificados como compresión, expansión y suspensión cortico-esponjosa. Todos los especímenes fueron ensayados a tracción hasta el fallo. Se calculó la carga de fallo, elongación y rigidez para cada fijación.

**Resultados:** Atendiendo a la carga de fallo y a la rigidez, los mayores valores medios se obtuvieron para los dispositivos de expansión y suspensión operados con la técnica de doble injerto. Los dispositivos de compresión y expansión implantados con la técnica de un sólo injerto mostraron peores resultados.

**Conclusiones:** El fallo siempre sobrevino en los injertos por lo que no se pudo evaluar ni comparar correctamente el comportamiento de los diferentes tipos de fijación utilizados.

**Palabras clave:**

Ligamento cruzado anterior; fijación; biomecánica; fémur.

#### Abstract

**Objective:** The aim of the present study was to develop the experimental methodology for the biomechanical analysis of the anterior cruciate ligament reconstruction.

**Material and method:** An ACL reconstruction was performed on 16 porcine knees. The graft used was the pig doubled lateral extensor of toes (DLET). Three different femoral fixation devices were tested and classified according to their fixation mechanism: compression, expansion and cortical-cancellous suspension. A fixation device was developed in order to analyze the unfavorable load case. All GFC were subjected to a load-to-failure test. Failure load, elongation and stiffness were calculated for each device.

**Results:** Regarding stiffness and failure load, cortical-cancellous suspension and expansion, both with the double graft technique, showed the highest mean values. Compression and expansion, both with the single graft technique, showed worse results.

**Conclusions:** Failure always took place in the graft, and thus was impossible to compare correctly the different fixation devices behavior.

**Key words:**

Anterior cruciate ligament, fixation, biomechanics, femur.

#### Correspondencia

C. Rodríguez

Instituto Universitario de Tecnología Industrial de Asturias (IUTA),  
Universidad de Oviedo. Edificio Departamental Oeste. 7.1.17. Campus  
universitario de Gijón. 33203 Gijón  
cristina@uniovi.es

## Introducción

La rotura de ligamento cruzado anterior (LCA) es una lesión muy habitual en los deportes de alta competición y en particular en la práctica del fútbol. Su reparación requiere la sustitución del LCA roto o dañado por un injerto (plastia) construido a base de tendones que generalmente proceden del propio paciente. Este injerto se fija al fémur y a la tibia mediante distintos tipos de dispositivos de tal manera que, tras la reconstrucción, el comportamiento del conjunto hueso-fijación-plastia reproduzca el del LCA original y devuelva la estabilidad a la rodilla. Durante los primeros meses tras la reconstrucción, mientras la fijación orgánica de la plastia al hueso no es total, será precisamente el mecanismo de fijación el encargado de que el funcionamiento del conjunto sea el adecuado [1][2], por lo que su correcta elección determina la calidad de la reparación, así como la posibilidad de realizar una rehabilitación más intensiva reduciendo el periodo de baja.

Existen diversos dispositivos comerciales que compiten en la fijación del LCA cuyo comportamiento mecánico ha sido objeto de diversos estudios biomecánicos [1-12]. No obstante, los resultados de dichos análisis son muy diversos y están sujetos a una elevadísima dispersión debido a la gran cantidad de dispositivos distintos analizados, y a la multitud de variables que pueden influir en la respuesta mecánica de los mismos (metodología de ensayo, velocidad de carga, tipo de materiales utilizados, etc.) [7, 8]. En un intento de poner a punto una metodología adecuada, en la que las variables implicadas fuesen las menos posibles, en este trabajo se ha analizado la respuesta mecánica de tres tipos distintos de fijación del LCA. Una vez realizadas las reconstrucciones, los especímenes fueron sometidos a ensayos de tracción hasta el fallo, de modo que las condiciones de carga fuesen las más críticas, es decir, asegurando que la dirección de aplicación de la carga coincidiese con la dirección longitudinal del túnel tibial.

## Materiales y métodos

Para el presente estudio se utilizaron un total de 16 fémures frescos de cerdos adultos. Como injerto de ligamento se utilizaron tendones del músculo extensor lateral de los dedos (*flexor digitorum*), también de origen porcino. Aunque se realizó una selección de tendones de modo que el diámetro de todos ellos fuese lo más semejante y homogéneo posible y de aproximadamente 4 mm de diámetro, se encontraron pequeñas diferencias entre ellos. Los tendones fueron doblados sobre sí mismos, para obtener una plastia de unos 8 mm (Figura 1). Los dispositivos analizados fueron: fijación mediante tornillo interferencial de 8x24 mm,

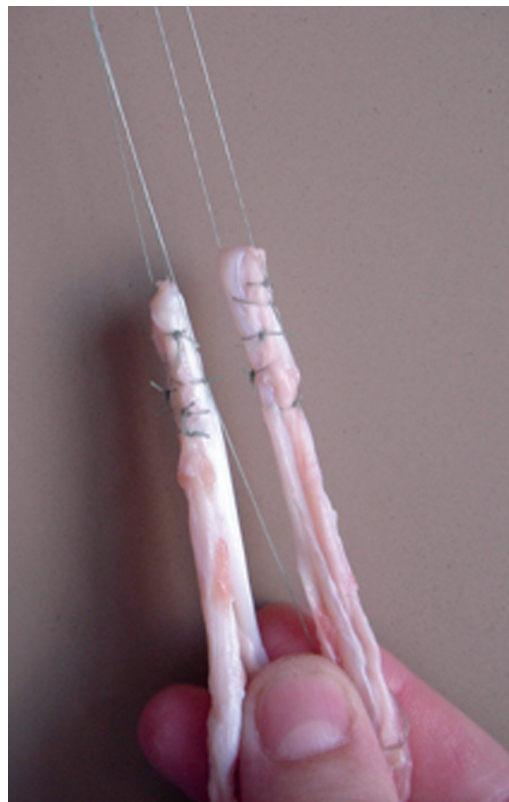


Fig. 1. Material biológico utilizado en las reconstrucciones LCA.

fijación mediante transfixión doble utilizando dos clavos de 3,3 mm de diámetro y 34 mm de longitud, y fijación de suspensión cortical-esponjosa de 6x40 mm.

La fijación interferencial fue utilizada en las primeras reconstrucciones que sirvieron para poner a punto la metodología de ensayo. En este caso se utilizó un único túnel con una única plastia. También se ensayó con plastia única y un solo túnel femoral la fijación por transfixión doble, que asimismo se evaluó utilizando doble túnel y doble plastia (Transfixión DT). Por último, para la fijación por suspensión cortical-esponjosa que se utilizó un único túnel pero con doble plastia (Suspensión DP) (Figura 2).

La sistemática de implantación de los diferentes sistemas de fijación fue en todos los casos idéntica. Tras la colocación del fémur en el aparato de sujeción, con una angulación de 30° para así obtener la situación de carga más desfavorable paralela a la dirección del túnel [1-12], se procedió a la perforación femoral y a la colocación del implante de fijación según técnica estándar para cada uno de ellos, utilizando los instrumentales específicos y siguiendo estrictamente las recomendaciones de cada compañía.

La realización del túnel se llevó a cabo tras la comprobación de la simulación horaria de las agujas del reloj en la

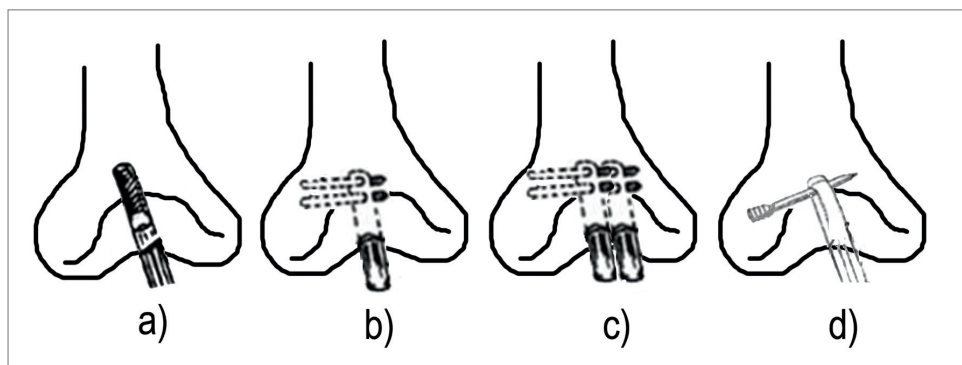


Fig. 2. Sistemas de fijación analizados: a) tornillo interferencial, b) transfixión doble con túnel único, c) transfixión doble con doble túnel, d) suspensión cortico-esponjosa

zona intercondilea, tomando las 11 horas para el fémur derecho y las 13 horas para el izquierdo.

Se emplearon una aguja-guía de 2,4 mm de diámetro y una guía específica para la introducción de dicha aguja, con un patrón que permitió una distancia constante de 6 mm desde la cortical posterior (*over the top*). El túnel fue perforado siempre dentro-fuera (*in-out*) para todos los dispositivos de fijación, siendo su diámetro constante de 8 mm. La profundidad de dicho túnel dependió del tipo de fijación, siguiendo las recomendaciones de cada fabricante. Realizado el túnel, y siempre de dentro hacia afuera, se introdujo la plastia según técnica idéntica a la utilizada en clínica.

#### Ensayos biomecánicos

De cada uno de los diferentes tipos de reconstrucción descritos anteriormente se realizaron cuatro ensayos de tracción hasta el fallo. Los ensayos fueron realizados en una máquina universal de ensayos mecánicos (Instron®, Canton, MA, EEUU), de 5 kN de capacidad de carga. Se diseñó un sistema de fijación para el fémur que garantizaba tanto su anclaje a la máquina de ensayos, como su correcta inclinación cuando era sometido a carga. En este tipo de ensayos la dirección de aplicación de la carga debe coincidir con la dirección del túnel, dado que ésta sería la situación de carga más desfavorable para la fijación [1-7] (Figura 3).

Para evitar deslizamientos se introdujo en la intercara entre las mandíbulas y el tendón un material inorgánico de alta rugosidad. Para reproducir la longitud real en servicio del injerto de LCA la distancia entre la salida del túnel intra-articular y el punto de agarre de las mandíbulas fue en todos los casos de 25 mm. Tras el correcto posicionado, y antes de proceder al ensayo estático de tracción, se sometió el conjunto a una precarga de unos 10 N durante 5 minutos.

Transcurridos 5 minutos de asentamiento del conjunto, se realizó el ensayo de tracción hasta el fallo a una veloci-

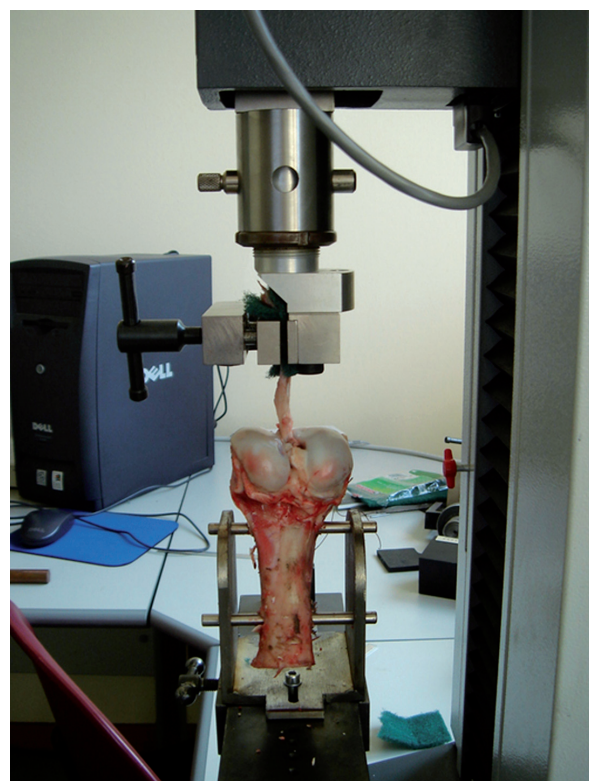


Fig. 3. Imagen del dispositivo de ensayo utilizado.

dad de 5 mm/min. Durante el transcurso de cada uno de los ensayos el injerto fue hidratado manualmente, cada minuto, con una jeringa con solución salina. Los datos de carga  $P$  (N) y de desplazamiento del punto de carga  $d$  (mm) fueron registrados cada 10 milisegundos a través del *software* específico. Concluido el ensayo se registró el modo en el que se produjo el fallo en cada caso.

#### Análisis de los datos

Realizados los ensayos, se calcularon los valores medios y la desviación estándar de la carga de fallo  $P_u$  (N), la rigidez

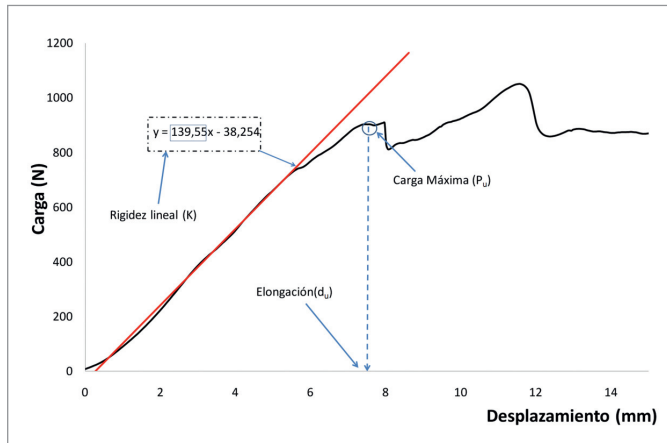


Fig. 4. Cálculos realizados sobre el registro carga-desplazamiento obtenido en un ensayo de la reconstrucción LCA.

lineal  $K$  (N/mm) y el desplazamiento o elongación para la carga de fallo  $d_u$  (mm) (Figura 4). La rigidez lineal,  $K$  (N/mm), se calculó como la pendiente de la recta de regresión que ajusta los datos de la zona lineal de la curva. La rigidez nos informó sobre la cantidad de elongación del conjunto para una carga determinada. Así, cuanto mayor sea la rigidez menor será el desplazamiento del conjunto, y por consiguiente, mayor será la estabilidad de la rodilla. Como carga máxima  $P_u$  (N) se tomó el primer máximo de la curva, ya que es en ese punto donde comienza el fallo del conjunto, al disminuir repentinamente la carga soportada. Este punto indica el comienzo de un comportamiento anómalo, como puede ser una rotura (total o parcial) de hueso, fijación o injerto, un desplazamiento de la fijación a través del túnel, etc. Finalmente, como elongación,  $d_u$  (mm), se tomó el desplazamiento en el que se alcanza esta carga máxima.

## Resultados

En las tablas 1 y 2 se muestran los valores medios obtenidos tras el análisis de los resultados correspondientes a los distintos tipos de reconstrucción LCA analizados. Las mejores propiedades mecánicas se obtuvieron para la fijación por suspensión con doble plastia (Tabla 2), con una carga máxima de 1051,03 (DE: 102,6) N y una rigidez de 139,5 (DE: 23,1) N/mm, seguido de cerca por la fijación por transfixión con la técnica doble túnel (DT) y doble tendón (DP), con un valor de carga máxima de 785,5 (DE: 77,2) N y una rigidez de 127,81 (DE: 13,8) N/mm. En ambas fijaciones el fallo sobrevino en los injertos, en unos casos por rotura sistemática de los diferentes tendones y en otros por deslizamiento de los injertos con respecto a las fijaciones.

Al emplear las técnicas de un solo injerto (Tabla 1) los valores, tanto de carga máxima como de rigidez, fueron significativamente menores. En el caso del dispositivo de transfixión la carga cayó hasta los 498,8 (DE: 59,8) N y la rigidez hasta los 45,80 (DE: 11,12) N/mm. En el caso de la fijación interferencial los valores fueron más bajos, 201,6 (DE: 10,6) N para carga máxima y 17,9 (DE: 1,8) N/mm para la rigidez (Figura 5), al estar influenciados por una incorrecta metodología experimental aún en fase de desarrollo. También en estos casos el fallo sobrevino por los tendones.

## Discusión

El uso de hueso porcino en sustitución al humano está ampliamente justificado [2-5][8-12] para la realización de este tipo de análisis biomecánico. Sin embargo, no está claro que la utilización de tendones también de procedencia porcina [2][3] sean los más adecuados, pudiendo ser ese

Tabla 1. Resumen de resultados en las reconstrucciones con tendón único

Tipo de fijación	Carga de Fallo $P_u$ [N]	Elongación $d_u$ [mm]	Rigidez $K$ [N/mm]	Modo de Fallo
Interferencial	201,6 ± 10,6	36,8 ± 15,7	17,9 ± 1,8	Rotura de injerto
Transfixión	498,8 ± 59,7	18,2 ± 6,1	45,8 ± 11,1	Rotura de injerto

Tabla 2. Resumen de resultados en las reconstrucciones con doble tendón

Tipo de fijación	Carga de Fallo $P_u$ [N]	Elongación $d_u$ [mm]	Rigidez $K$ [N/mm]	Modo de Fallo
Transfixión (DT-DP)	785,5 ± 77,2	16,9 ± 9,3	127,8 ± 13,8	Deslizamiento de uno de los injertos
Suspensión (DP)	1051 ± 102,6	11,6 ± 4,2	139,5 ± 23,1	Fallo sistemático de los injertos

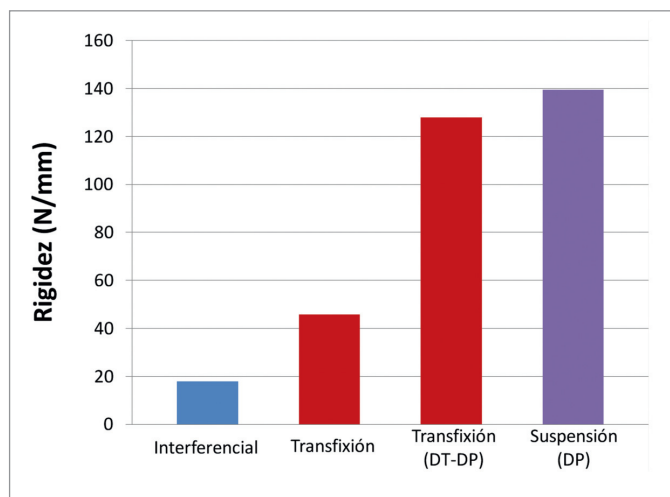
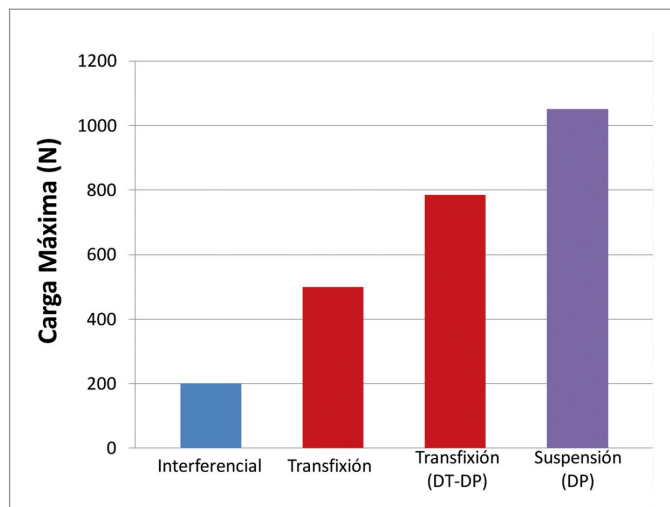


Fig. 5. Comparativa entre las distintas fijaciones.

uno de los motivos por los que todos los fallos se hayan producido por rotura de los tendones.

Milano et al, [2] obtuvieron cargas máximas de 400 N cuando utilizaban fijaciones de tipo interferencial con plastias porcinas de un diámetro semejante al utilizado en este estudio, cargas que se elevan a 990 N cuando el dispositivo utilizado era de transfixión. En el caso de la fijación por suspensión cortico-esponjosa, obtuvieron una carga de fallo media de 1492 N [2], mientras Shen et al. [3] obtuvieron 777 N. La diferencia entre estos resultados y los obtenidos en nuestro análisis pudo ser debida a diferentes tipo de ensayo, la edad de los tejidos, la velocidad de ensayo, etcétera.

Así, el uso de una incorrecta metodología experimental podría explicar los bajos valores mostrados por la fija-

ción interferencial. En los ensayos previos los tendones fueron elegidos al azar, sin tener demasiado en cuenta que su diámetro fuese lo más parecido posible a 4 mm (8 mm una vez doblado) y más o menos proporcional en toda su longitud.

Las reconstrucciones realizadas con una plastia alcanzan menores valores de rigidez y de resistencia que las realizadas con doble plastia. En el caso de la resistencia se observa como las cargas máximas alcanzadas por el mismo dispositivo de transfixión, cuando se utiliza doble plastia, son aproximadamente el doble que cuando se utiliza una única plastia. Esto es fácil de explicar si se tiene en cuenta que en las reconstrucciones con doble plastia la sección que soporta la carga es el doble que cuando se utiliza una única plastia. En el caso de la rigidez los valores alcanzados con la doble plastia son tres veces mayores, lo que evidencia que el uso de la doble plastia proporciona, en los primeros momentos de la recuperación tras la intervención, una mayor estabilidad a la rodilla.

Por su parte, si se comparan los resultados obtenidos en los casos de las reconstrucciones realizadas con doble plastia, se observa que las realizadas con el dispositivo que trabaja a suspensión muestra unos valores más altos tanto de rigidez como de resistencia. Estas diferencias podrían estar basadas en el modo de trabajo de ambos tipos de fijación. En el caso de la fijación por suspensión, la plastia «cuelga» del pin que es el encargado de transmitir la fuerza al hueso. Sin embargo, en el caso de la transfixión una gran parte de la fuerza de fijación se debe a la presión de contacto que se establece entre las paredes del túnel y la superficie de la plastia que sufre un abultamiento al ser «atravesada» por los dos pines. Del modo en el que esos dos pines atraviesen la plastia va a depender mucho tanto la resistencia como la rigidez, siendo imprescindible, en cualquier caso, que la técnica quirúrgica de implante sea muy precisa.

Tras la realización de este estudio queremos destacar la influencia de la metodología de ensayo utilizada sobre los resultados obtenidos. Por su parte, el hecho de que el fallo se produzca mayoritariamente en los injertos pone de manifiesto que realmente no se está analizando el comportamiento mecánico de las fijaciones, puesto que es el número de tendones empleados es el que determina las cargas máximas obtenidas, al haberse comportado como el eslabón más débil. Además, y al igual que en otros estudios del mismo tipo [2-5][8-10], el uso de injertos de origen orgánico induce una variabilidad de resultados muy grande, dada la complejidad de obtenerlos de tamaños y diámetros idénticos para cada ensayo. ■



## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Brown CH , Wilson DR , Hecker AT , Ferragamo M . Graft-bone motion and tensile properties of hamstring and patellar tendon anterior cruciate ligament femoral graft fixation under cyclic loading. *Arthroscopy* 2004; 20:922-35.
2. Milano G, Damiano P, Ziranu F, Piras S, Manunta A, Fabbri-ciani C. Comparison between different femoral fixation devices for ACL reconstruction with doubled hamstring tendon graft: A biomechanical analysis. *Arthroscopy* 2006; 22:660-8.
3. Shen HC, Chang JH, Lee CH, Shen PH, Yeh TT, Wu CC, et al. Biomechanical comparison of Cross-Pin and Endobutton-CL femoral fixation of a flexor tendon graft for anterior cruciate ligament reconstruction. A porcine femur – graft - tibia complex study. *J Surg Res* 2010; 15:282-7.
4. Conor PK, Jacir AM, Gardner TR, Ahmad CS, Levine WN. Biomechanical evaluation of Anterior Cruciate Ligament femoral fixation techniques. *Am J Sports Med* 2009; 37:339-45.
5. Ahmad CS, Gardner TR, Groh M, Arnouk J, Levine WN. Mechanical properties of soft tissue femoral fixation devices for Anterior Cruciate Ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2004; 32:635-40.
6. Zantop T, Weimann A, Rümmler M, Hassenpflug J, Petersen W. Initial fixation strength of two bioabsorbable pins for the fixation of hamstring grafts compared to interference screw fixation. Single cycle and cyclic loading. *Am J Sports Med* 2004; 32:641-49.
7. Selby JB, Johnson DL, Hester P, Caborn DNM. Effect of screw length on bioabsorbable interference screw fixation in a tibial bone tunnel. *Am J Sports Med* 2001; 29:614-9.
8. Walsh MP, Widjicks CA, Armitage BM, Westerhaus BD, Parker JB, LaPrade RF. The 1:1 versus the 2:2 tunnel - drilling technique. Optimization of fixation strength and stiffness in an all-inside double - bundle Anterior Cruciate Ligament reconstruction. A biomechanical study. *Am J Sports Med* 2009; 37:1539-47.
9. Kamelger FS, Onder U, Schmoelz W, Tecklenburg K, Arora R, Fink C. Suspensory fixation of grafts in Anterior Cruciate Ligament reconstruction: A biomechanical comparison of 3 implants. *Arthroscopy* 2009; 25:767-76.
10. Fuentes OM, González JAC, Martín GG, Santana JMQ, Santana AY, Martín JFC . Fijación de injertos de ligamento cruzado anterior de la rodilla mediante un nuevo mecanismo. Diseño y análisis experimental. *Rev Iberoamericana Ing Mec* 2004; 9:3-11.
11. Kousa P, Järvinen TLN, Vihavainen M, Kannus P, Järvinen M. The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in Anterior Cruciate Ligament reconstruction. Part I: Femoral site. *Am J Sports Med* 2003; 31:174-81.
12. Kousa P, Järvinen TLN, Vihavainen M, Kannus P, Järvinen M. The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in Anterior Cruciate Ligament reconstruction. Part II: Tibial site. *Am J Sports Med* 2003; 31:182-8.

**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. Ninguna entidad comercial ha pagado, ni pagará, a fundaciones, instituciones educativas u otras organizaciones sin ánimo de lucro a las que estamos afiliados.