

## Simulación del comportamiento mecánico de la fijación del fascículo posterolateral con tornillo biocompatible en reparaciones de ligamento cruzado anterior

Mechanical behavior simulation of the posterolateral fascicle fixation by means of a biocompatible screw for anterior cruciate ligament repairs

Jorge Rellán J <sup>1</sup>, Guerrero Rosales MA <sup>1</sup>, Vigil Castiello FJ <sup>1</sup>, Álvarez Iglesias B <sup>1</sup>, Maestro Fernández A <sup>2</sup>, Fernández Lombardía J <sup>2</sup>, Paz Aparicio A <sup>3</sup>, Rodríguez López L <sup>4</sup>, García González P <sup>4</sup>, Fernández Lombardía MI

<sup>1</sup> Fundación ITMA, Avilés. <sup>2</sup> FREMAP. Delegación Cantábrica. <sup>3</sup> Hospital Universitario Central de Asturias, Oviedo. <sup>4</sup> Hospital de Cabueñes, Gijón. <sup>5</sup> Hospital San Agustín, Avilés.

Esta investigación ha sido financiada por FUNDACIÓN MAPFRE

---

### Resumen

**Objetivo:** Determinar, mediante simulación con elementos finitos (MEF), la adecuación de la fijación con tornillo biocompatible del fascículo posterolateral (PL) en las reparaciones de ligamento cruzado anterior (LCA) con técnica bifascicular y único túnel tibial.

**Material y método:** Se realizó un estudio mediante MEF de las tensiones sufridas del material de fijación (Endobutton® y Biosure HA®) y del componente óseo en reparaciones del LCA mediante la técnica bifascicular y único túnel tibial.

**Resultados:** Las fuerzas ejercidas sobre las fijaciones sobre el componente óseo están dentro de los límites admisibles por el hueso y por los materiales de fabricación de las fijaciones, tanto en la zona de anclaje como en fémur distal.

**Conclusión:** La fijación del fascículo PL con un tornillo biocompatible en la reconstrucción del LCA con técnica bifascicular y único túnel tibial asegura un comportamiento mecánico adecuado para cuando la rodilla del paciente va a ser intensivamente rehabilitada.

### Palabras clave:

Rodilla, ligamento cruzado anterior, tornillo interferencia, MEF.

### Abstract

**Objective:** To determine, through finite element simulation (FEM), the adaptation of the posterolateral (PL) fascicle fixation by means of a biocompatible screw for anterior cruciate ligament (ACL) repairs when using the bifascicular technique with a single tibial tunnel.

**Material and method:** It has been performed a finite element study in order to analyse the stress suffered by both material fixation (Endobutton® and Biosure HA®), and the bone component in ACL repairs using the bifascicular technique with a single tibial tunnel.

**Results:** The simulation carried out shows that the forces exerted over the fixations and the bone are within the allowable limits for the bone and the manufacture material of the fixing devices, both at the anchorage area and at distal femur.

**Conclusion:** The fixation of the PL fascicle by means of a biocompatible screw Biosure HA® in ACL repairs, when using the bifascicular technique with a single tibial tunnel, allows ensuring a proper mechanical behaviour when patient's knee is going to be intensively rehabilitated.

### Key words:

Knee, anterior cruciate ligament, interference screw, FEM.

---

### Correspondencia

M. A. Guerrero Rosales  
Fundación ITMA  
e-mail: armindo@itma.es

## Introducción

Las lesiones del ligamento cruzado anterior (LCA) son una de las cirugías más frecuentes en cirugía ortopédica, calculándose que en EE.UU. se realizan aproximadamente 100.000 reparaciones de LCA anuales. Cada vez es mayor el número de cirujanos que realizan técnicas bifasciculares, por sus aparentes ventajas en el control rotacional de la rodilla. Sin embargo, otros son reacios a utilizar estas técnicas por las complicaciones que pueden presentar debido a la presencia de más túneles óseos, con la consiguiente disminución de la reserva ósea. En 2009 se comercializó el tornillo Biosure HA®, biocompatible, con un diámetro adecuado a los requerimientos de la técnica, por lo que se decidió estudiar el comportamiento mecánico de su sistema de fijación con el fascículo lateral posterior (PL), en la técnica de reconstrucción bifascicular con un único túnel tibial, mediante el método de elementos finitos (MEF), tras la revisión de la documentación técnica consultada [1][2].

## Material y método

Se efectuó una simulación numérica, mediante MEF, de la reparación de roturas del LCA con la técnica de reconstrucción bifascicular en combinación con un único túnel tibial. La técnica reconstruía el LCA con un sistema de suspensión tipo Endobutton® (Smith&Nephew) para el fascículo anteromedial (AM) y un tornillo biocompatible Biosure HA® (Smith&Nephew) para el fascículo lateral posterior (PL). Mediante dicha técnica se obtuvieron las tensiones a las que se ve sometido el fémur y los diferentes sistemas de fijación empleados en dicha técnica quirúrgica.

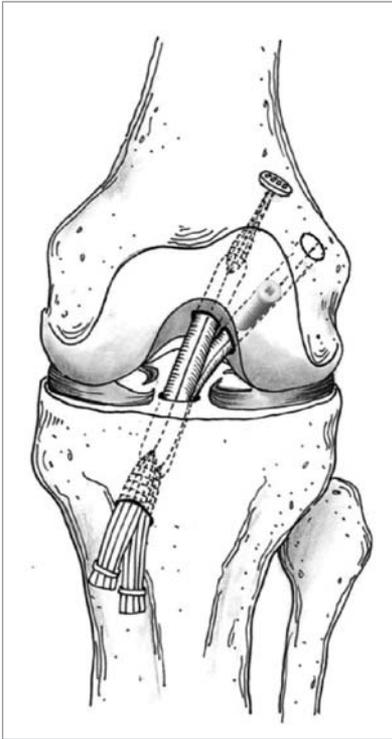
Los ensayos fueron efectuados sobre un tornillo de fijación y se tomaron las propiedades mecánicas óseas (huesos cortical y esponjoso), fijación tipo Endobutton®, tornillo de fijación Biosure HA® y fascículo semitendinoso reflejadas en la Tabla 1. Se consideró una ley de comportamiento lineal para todos los materiales, por lo que se analizaron las tensiones alcanzadas con objeto de ver la carga de cada zona de cada material respecto a su límite elástico. Los modelos geométricos y de MEF del material de fijación se construyeron empleando los programas Autodesk Inventor y ANSYS Workbench (ANSYS Engineering Analysis System, Rev. 12.0, ANSYS, Inc., Canonsburg, PA, EEUU), generándolos directamente, tras la toma de las medidas, el sistema de fijación tipo Endobutton®, o a partir de una digitalización 3D, caso del tornillo Biosure HA® (Figura 2). Este sistema de medición y digitalización 3D mediante escaneo sin contacto por luz blanca estructurada permitió, mediante una serie de patrones de franjas, captar la información necesaria para obtener los datos con los que realizar el mallaado en 3D de la pieza. Una vez realizado el escaneo, se generó el modelo 3D a partir del perfil del tornillo obtenido en Autodesk Inventor, donde fue refinado para suprimir posibles inexactitudes en el proceso de medida y conseguir así unas dimensiones similares a la geometría del tornillo comercial (Figura 3).

Se utilizó la tercera generación del modelo de fémur estandarizado, obtenido por Pacific Research Lab Inc, mediante escáner de Tomografía Computerizada (CT-scanner) de un fémur izquierdo. Sobre dicho modelo se realizó una simulación quirúrgica de la técnica bifascicular con un único túnel tibial, colocando los portales en dicho modelo en

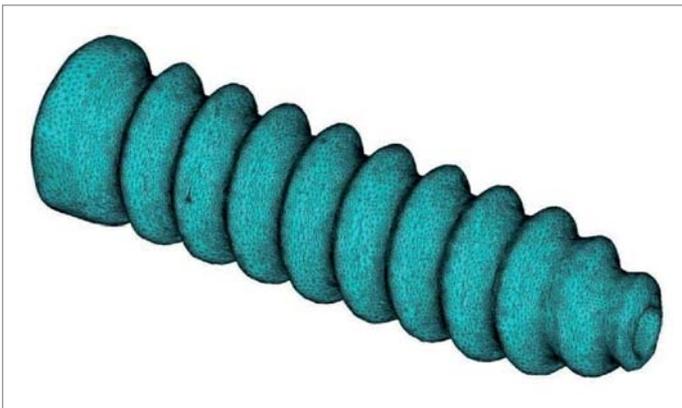
Tabla 1. Propiedades de los materiales

	Hueso cortical (ortótropo)	Hueso esponjoso	Fijación Endobutton® Ti-6Al-4V	Tornillo 75 % PLLA + 25 % HA	Tendón	
Módulo de elasticidad, E [GPa]	E <sub>a</sub>	21.9	0.309	115	7.132	1.604
	E <sub>b</sub>	14.6				
	E <sub>c</sub>	11.6				
Módulo de cortadura, G [GPa]	G <sub>ab</sub>	6.99				
	G <sub>ac</sub>	6.29				
	G <sub>bc</sub>	5.29				
Coeficiente de Poisson, ν	ν <sub>ab</sub>	0.205	0.29	0.27	0.325	0.27
	ν <sub>ac</sub>	0.109				
	ν <sub>bc</sub>	0.302				
Límite elástico, σ <sub>ys</sub> [MPa]	120 - 160	9	790	120	–	

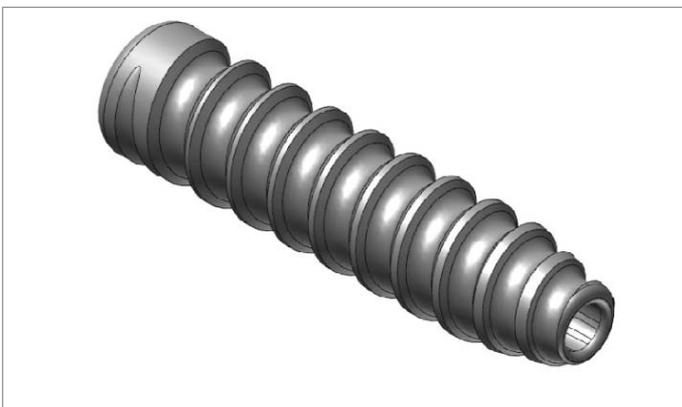
(a: eje longitudinal del hueso, b: dirección circunferencial, c: dirección radial).



**Fig. 1.** Técnica de reconstrucción analizada.



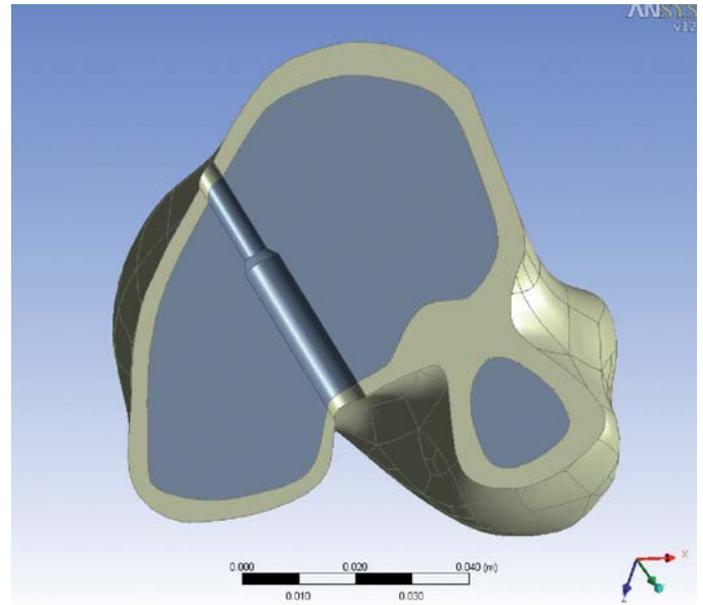
**Fig. 2.** Fijación Biosure HA® para el fascículo PL. Digitalización 3D.



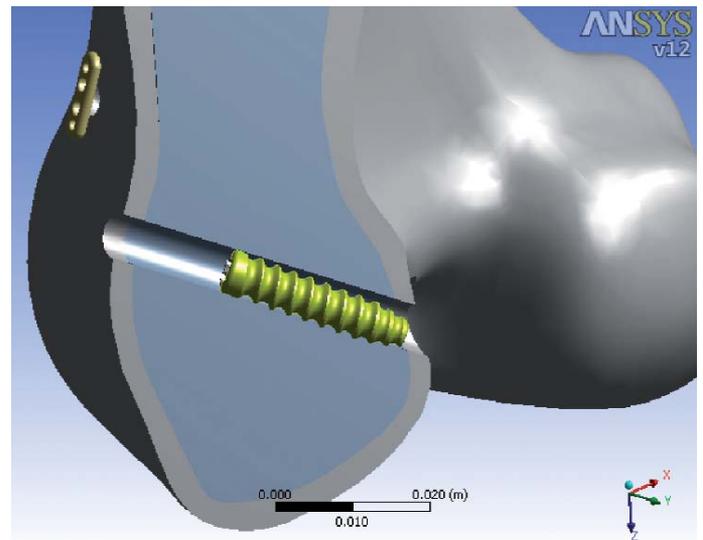
**Fig. 3.** Fijación Biosure HA® para el fascículo PL. Modelo final. Vista 1.

sus lugares habituales, realizando un primer túnel con un diámetro de 7 mm, para la ubicación de la plastia en su parte más intraarticular, y de 4.5 mm en la parte más cortical para la colocación del Endobutton® (Figura 4); y un segundo túnel de 6 mm de diámetro en todo su trayecto, y colocando los sistemas de suspensión Endobutton® y Biosure HA® en los fascículos correspondientes, AM y PL respectivamente (Figura 5).

En la técnica de reconstrucción bifascicular con un único túnel tibial fue necesario determinar el porcentaje de carga



**Fig. 4.** Corte transversal del túnel para Endobutton®, con una sección de 7 mm en zona inicial y de 4.5 en la zona final del mismo.



**Fig. 5.** Posición de los sistemas de suspensión.

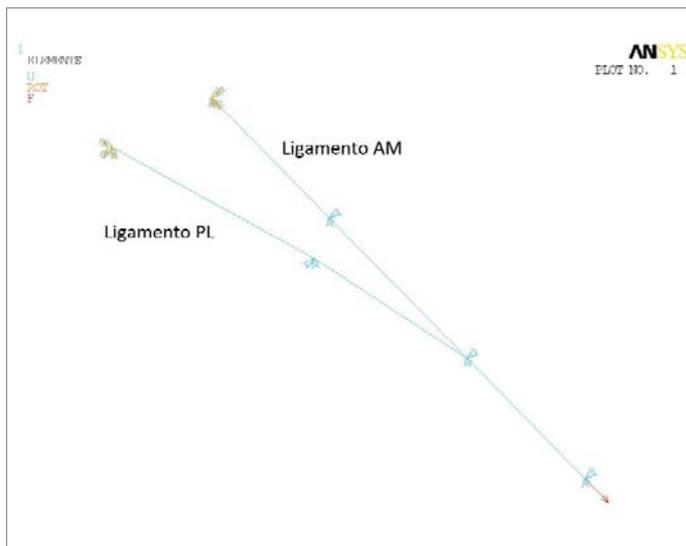


Fig. 6. Modelo unifilar para la determinación de esfuerzos.

que correspondía a cada uno de los dispositivos de fijación colocados (AM y PL). Para ello, se desarrolló un modelo unifilar que representaba la técnica bifascicular con un único túnel tibial, con las longitudes y ángulos habituales, considerando los ligamentos en la posición de carga más desfavorable (Figura 6). Del estudio de este modelo se obtuvo que el 60,4% de la fuerza total aplicada la soportaba la fijación tipo Endobutton® para el fascículo AM, mientras que el 39,6% restante le correspondió a la fijación Biosure HA® para el fascículo PL. Los esfuerzos que soportaron tanto los sistemas de suspensión como el propio hueso fueron obtenidos de la bibliografía. Dado que las fuerzas ejercidas en el sitio de fijación del injerto durante las actividades típicas del postoperatorio se han establecido entre 152 y 450 N [3-6] y que la carga máxima sobre el LCA, en actividades diarias, se considera del 20% de su resistencia [3][4], 2500 N [7],  $2195 \pm 427$  N [8] o  $1994 \pm 206$  N [9], fue razonable aplicar 500 N como la carga máxima diaria. Por tanto, admitimos que un método de fijación debería alcanzar, al menos, 500 N cuando la rodilla es rehabilitada, pues hasta que se produzca la osteointegración toda la resistencia de la reconstrucción depende de la fijación.

Se reprodujo de la manera más fidedigna posible la técnica quirúrgica estudiada para simular con precisión el comportamiento mecánico de la reconstrucción del LCA. Para ello, se consideraron todas las peculiaridades de la técnica, como el apriete que se ejercía al fascículo semitendinoso como consecuencia de la reducción de volumen a la que se ve sometido al introducir el tornillo de fijación Biosure HA®, que se supuso del 2,5 %, ya que éste es el valor para el cual

los esfuerzos de compresión que se transmitían al hueso esponjoso se aproximaban al valor del límite elástico de dicho material (Figura 7). Una vez conseguido el apriete del fascículo semitendinoso contra el tornillo Biosure HA® y el hueso esponjoso, se solicitaron los fascículos AM y PL, según el reparto calculado mediante el modelo unifilar comentado anteriormente.

## Resultados

Las tensiones máximas en el hueso cortical se obtuvieron en la zona de contacto de la fijación del fascículo AM (Figura 8), las cuales, en realidad, eran menores ya que tenían

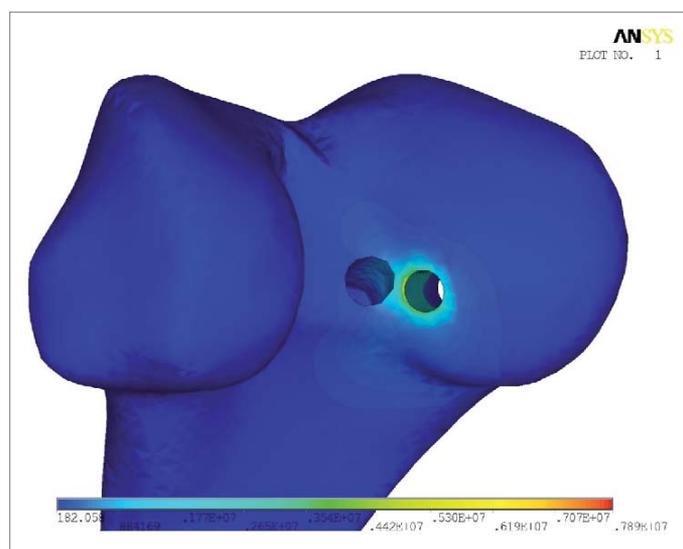


Fig. 7. Tensiones de von Mises en el hueso esponjoso tras el apriete del fascículo semitendinoso (Pa).

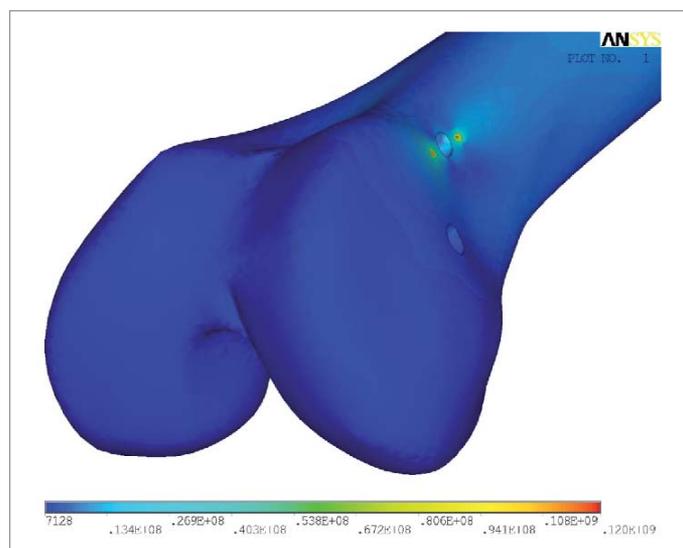


Fig. 8. Tensiones de von Mises en el hueso cortical (Pa).

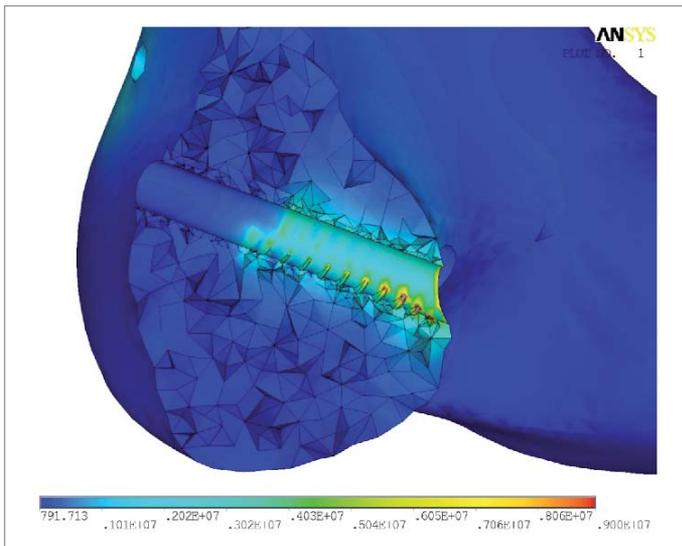


Fig. 9. Tensiones de von Mises en el hueso esponjoso (Pa).

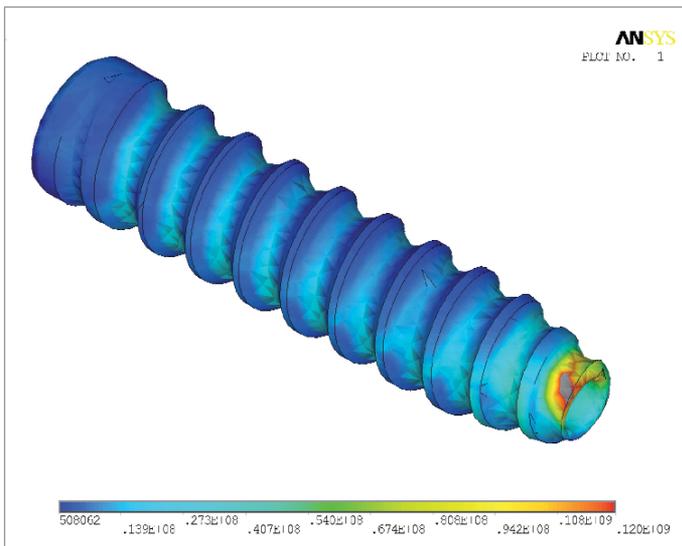


Fig. 10. Tensiones de von Mises en Biosure HA® (Pa).

que asentarse con un aumento de la zona de reparto de los esfuerzos que le transmitía la fijación al hueso. Dado que en esta técnica los esfuerzos del fascículo PL eran transmitidos al fémur a través del tornillo Biosure HA® emplazado en el hueso esponjoso, se verificó que las tensiones alcanzadas en el hueso esponjoso no superaran efectivamente su límite elástico (Figura 9). No obstante, a pesar de que se superaba dicho valor, las zonas en las que ocurrió correspondían con el final del contacto de los filetes del tornillo con el hueso y que, debido a que el modelo geométrico era perfecto, el final de dicho contacto tenía lugar en un vértice, que actuaba como concentrador de tensiones. Al igual que con la fijación Endobutton®, en la realidad dicho

contacto no tiene lugar, por lo que no se producirá una concentración de tensiones y éstas serán inferiores al límite elástico.

La distribución de tensiones obtenidas en el sistema de la fijación del fascículo PL, tornillo Biosure HA® (Figura 10) fue máxima en el extremo final del tornillo (136 MPa), superior al límite elástico publicado en la bibliografía para el ácido poli-L-láctido con un 25% de hidroxapatita (120 MPa); sin embargo, dado que el valor del límite elástico solo fue superado superficialmente, sin superar en una sección completa del tornillo, se aseguró un comportamiento mecánico óptimo de la fijación.

## I Discusión

Aunque cada vez es mayor el número de cirujanos convencidos de la existencia de dos fascículos en el LCA [7-15] descritos en el estudio clásico de Brantigan [16] hace más de sesenta años, sigue habiendo un importante número de escépticos que consideran el LCA como un único grupo fibrilar [17-19], existiendo incluso referencias bibliográficas que defienden la existencia de tres fascículos [20][21]. La denominación de los fascículos como ántero-medial (AM) y postero-lateral (PL) viene determinada por el punto de origen de los mismos en la cara medial del cóndilo femoral externo, donde se va a insertar en forma de abanico. El fascículo AM se denomina también vertical y el PL, oblicuo, por la disposición de sus fibras. La acción mecánica de ambos fascículos es diferente, si bien actúan de manera sinérgica, pasando a una mayor «verticalización» y «posteriorización» a medida que la rodilla se extiende. Ha sido la propia experiencia clínica la que ha demandado un adecuado control rotacional de la rodilla tras la reparación del LCA [22][23], motivo por el cual se comenzó a introducir un fascículo posterolateral a las reconstrucciones del LCA [24-26].

Si bien es cierto que no se ha podido demostrar la mejoría clínica con las técnicas bifasciculares respecto a las monofasciculares [27][28], no es menos cierto que la mayoría de los estudios se centran en el análisis de la estabilidad ántero-posterior, recuperación muscular y control propioceptivo, olvidando la realización de tests dinámicos orientados a un control multiplanar.

A la vista de los resultados obtenidos, la técnica de reconstrucción bifascicular del LCA con un único túnel tibial en la que se emplean los sistemas de suspensión Endobutton® y Biosure HA® asegura la resistencia necesaria cuando la rodilla va a ser intensivamente rehabilitada. El uso de un tornillo de fijación Biosure HA® para el fascículo PL no presenta ninguna contraprestación mecánica. Como es lógico

co, el reparto de esfuerzos en el túnel PL será distinto, ya que en caso de utilizar un sistema de suspensión similar al empleado en el fascículo AM, es el hueso cortical sobre el que recae la responsabilidad estructural, mientras que en este caso es el hueso esponjoso el responsable de garantizar una correcta fijación. Sin embargo, las tensiones en el hueso esponjoso y en el tornillo Biosure HA® están dentro de los límites admisibles, pues aunque el tornillo reparte los esfuerzos sobre un material menos resistente, el hueso esponjoso, lo hace en una zona lo suficientemente grande como para que el nivel tensional esté por debajo de la capacidad portante de este hueso. ■

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Rincón E, Ros A, Claramunt R, Arranz F. Caracterización mecánica del material óseo. Tecnología y desarrollo, vol II. Madrid: 2004. Universidad Alfonso X El Sabio.
- Gay S, Arostegui S, Lemaitre J. Preparation and characterization of dense nanohydroxyapatite/PLLA composites. *Mat Sci Eng C* 2009; 29:172-7.
- Markolf KL, Gorek JF, Kabo JM, Shapiro MS. Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. An in vitro study performed with a new experimental technique. *J Bone Joint Surg (Am)* 1990; 72-A:557-67.
- Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MS. Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg (Am)* 1984; 66-A:344-52.
- Henning CE, Lynch MA, Glick KR. An in vivo strain gage study of elongation of the ACL. *Am J Sports Med* 1985; 13:22-6.
- Beynon BD, Fleming BC, Johnson RJ, Nichols CE, Ranström PA, Pope MH. Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo. *Am J Sports Med* 1995; 23:24-34.
- Frank CB, Jackson DW. The science of reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg (Am)* 1997; 79-A:1556-76.
- Rowden NJ, Sher D, Rogers GJ, Shindheim K. Anterior cruciate ligament graft fixation: Initial comparison of patellar tendon and semitendinosus autografts in young fresh cadavers. *Am J Sports Med* 1997; 25:472-8.
- Scheffler SU, Südkamp NP, Göckenjan A, Hoffmann RF, Weiler A. Biomechanical comparison of hamstring and patellar tendon graft anterior cruciate ligament reconstruction techniques: the impact of fixation level and fixation method under cyclic loading. *Arthroscopy* 2002; 18:304-15.
- Girgis FG, Marshall JL, Monajem A. The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clin Orthop Relat Res* 1975; 106:216-31.
- Reiman PR, Jackson DW. Anatomy of the anterior cruciate ligament. En: Jackson DW, Drez D (eds.): *The anterior cruciate deficient knee*. St Louis: Mosby, MO, 1987; pp:17-26.
- Arnoczky SP, Warren RF. Anatomy of the cruciate ligaments. En: Feagin JA (eds.): *The crucial ligaments*. New York: Churchill Livingstone, 1988; pp:179-95.
- Franceschi JP, Sbihi A, Champsaur P. Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament using double anteromedial and posterolateral bundles. *Rev Chir Orthop* 2002; 88:691-7.
- Friedrich N. Anatomie fonctionnelle du pivot central du genou. En: Ph Landreau, P Christel, P Djian (eds.). *Pathologie ligamentaire du genou*, Paris: Springer, 2004 ; pp :1-44.
- Gabriel MT, Wong EK, Woo SL, Yagi M, Debski RE. Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads. *J Orthop Res* 2004; 22:85-9.
- Brantigan OC, Voshell AF. The mechanics of the ligaments and meniscus of the knee joint. *J Bone Joint Surg (Am)* 1941; 23-A:44-66.
- Odensten M, Gillquist J. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction. *J Bone Joint Surg (Am)* 1985; 67-A:257-62.
- Welsh RP. Knee joint structure and function. *Clin Orth Relat Res* 1980; 147:7-1.
- Arnoczky SP. Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop Relat Res* 1983; 172:19-25.
- Amis AA, Dawkins GP. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament: Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *J Bone Joint Surg (Br)* 1991; 73-B:260-7.
- Amis AA, Scammell BE. Biomechanics of intra-articular and extra-articular reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg (Br)*. 1993; 75-B:812-7.
- Norwood LA, Cross MJ. Anterior cruciate ligament: functional anatomy of its bundles in rotatory instabilities. *Am J Sports Med* 1979; 7:23-6.
- Kurz MJ, Stergiou N, Buzzi UH, Georgoulis AD. The effect of anterior cruciate ligament reconstruction on lower extremity relative phase dynamics during walking and running. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2005; 13:107-15.
- Tashman S, Collon D, Anderson K, Kolowich P, Anderst W. Abnormal rotational knee motion during running after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2004; 32:975-83.
- Zelle BA, Brucker PU, Feng MT, Fu FH. Anatomical dou-

- ble-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Sports Med* 2006; 36:99-108.
26. Yasuda K, Kondo E, Ichiyama H, Kitamura N, Tanabe Y, Tohyama H, Minami A. Anatomic reconstruction of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament using hamstring tendon grafts. *Arthroscopy* 2004; 20:1015-25.
27. Hamada M, Shino K, Horibe S, Mitsuoka T, Miyama T, Shiozaki Y, Mae T. Single- versus bi-socket anterior cruciate ligament reconstruction using autogenous multiplestranded hamstring tendons with endoButton femoral fixation: a prospective study. *Arthroscopy* 2001; 17:801-7.
28. Adachi N, Ochi M, Uchio Y, Iwasa J, Kuriwaka M, Ito Y. Reconstruction of the anterior cruciate ligament. Single-versus double-bundle multistranded hamstring tendons. *J Bone Joint Surg (Br)* 2004; 86-B:515-20.

---

#### Conflicto de intereses

Los autores hemos recibido ayuda económica de FUNDACIÓN MAPFRE para la realización de este trabajo. No hemos firmado ningún acuerdo por el que vayamos a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial o de FUNDACIÓN MAPFRE.