



ORIGINAL

Simulación numérica del comportamiento mecánico de la reparación del ligamento cruzado anterior monofascicular y bifascicular con único túnel tibial

Mechanical behavior of single-bundle versus double-bundle anterior cruciate ligament repair with a single tibial tunnel

Maestro Fernández A ¹, Fernández Lombardía J ¹, Paz Aparicio A ², Rodríguez López L ³, García González P ³, Fernández Lombardía MI ⁴, Guerrero Rosales M A ⁵, Jorge Rellán J ⁵, Vigil Castiello F J ⁵

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

Esta investigación ha sido financiada por FUNDACIÓN MAPFRE

Resumen

Objetivo: determinar, mediante la simulación con elementos finitos, las diferencias mecánicas del túnel femoral en las reparaciones del ligamento cruzado anterior (LCA), con técnicas mono y bifasciculares con un único túnel tibial.

Material y Método: se realizó un estudio mediante elementos finitos de las tensiones sufridas en el material de fijación (Endobutton® y Endobutton direct®), como del componente óseo, en las reparaciones del LCA mediante la técnica monofascicular y bifascicular con un único túnel tibial. Se simuló la resistencia a la compresión del extremo distal del fémur tras la realización de los túneles.

Resultados: las fuerzas sufridas tanto por el material de fijación como por el componente óseo estaban dentro de los límites de tolerancia de ambos materiales en todos los supuestos estudiados, tanto en la zona de anclaje como en el fémur distal.

Conclusiones: la realización de mayor número de túneles en la reconstrucción del LCA no supone un riesgo de rotura del material ni de fractura ósea.

Palabras clave:

Rodilla, doble fascículo, LCA, elementos finitos.

Abstract

Objetivo: To use finite elements simulation to determine the mechanical differences of the femoral tunnel in monofascicular and bifascicular anterior cruciate ligament (ACL) repair with a single tibial tunnel.

Material and method: A finite elements study was made of the tension experienced in the fixation material (Endobutton® and Endobutton direct®) and bone component in monofascicular and bifascicular ACL repair with a single tibial tunnel. Resistance to compression of the distal extremity of the femur was simulated after creating the tunnels.

Results: The forces experienced by the fixation material and bone component were within the limits of tolerance of both materials in all the studied scenarios, in both the anchoring zone and in the distal femur.

Conclusions: The creation of an increased number of tunnels in ACL reconstruction does not imply a risk of material rupture or bone fracture.

Key words:

Knee, double fascicle, ACL, finite elements.

Correspondencia

A. Maestro Fernández
Avda Juan Carlos I, 1. 33212. Gijón.
amaestrof@meditex.es

Introducción

Las roturas del Ligamento Cruzado Anterior (LCA) es una de las patologías más frecuentes en Cirugía Ortopédica calculándose que, en EEUU, se realizan 100.000 reparaciones al año. Son muchos los cirujanos ortopédicos que realizan técnicas bifasciculares para mejorar el control rotacional. Sin embargo, también hay quien piensa que las técnicas bifasciculares presentan mayor número de complicaciones debido a la perforación de mayor número de túneles óseos con la consiguiente disminución de la resistencia ósea.

Se han efectuado simulaciones numéricas mediante el método de los elementos finitos, de diferentes tipos de reparación de roturas del LCA. Así, se han obtenido mediante dicha técnica las tensiones a las que se ve sometido el fémur debido al efecto de los diferentes sistemas de fijación en las técnicas uni y bifascicular con un único túnel tibial. Así mismo, se ha observado el efecto de las fuerzas de compresión sobre los túneles femorales que se pueden atribuir a actividades habituales.

El objetivo del presente estudio es determinar, mediante simulación numérica, con el método de los elementos finitos, las posibles diferencias mecánicas del hueso femoral en reparaciones del LCA con técnicas mono y bifasciculares con un único túnel tibial.

Material y método

Se realizaron los análisis en 2 modelos diferentes. En el primero se efectuó el estudio de la técnica de reconstrucción habitual del LCA, técnica monofascicular; es decir, con la realización de un único túnel tanto en el fémur como en la tibia. En el segundo se analizó el supuesto de reconstrucción bifascicular con dos túneles femorales, fijando los diferentes fascículos, anteromedial (AM) y posterolateral (PL), mediante sistemas de suspensión (Endobutton®, Smith&Nephew, y

Endobutton direct® Smith&Nephew, Memphis, TN, Estados Unidos) respectivamente, y un único túnel tibial.

Estos dos modelos fueron analizados obteniendo la resistencia de la fijación y la repercusión de la realización de la diferente cantidad de túneles óseos sobre la resistencia del fémur a la compresión, en los casos habituales de carga. Se tomaron como propiedades mecánicas del material óseo, de los huesos cortical y esponjoso, y las fijaciones, una aleación Ti-6Al-4V (Tabla 1). Consideramos una ley de comportamiento lineal para todos los materiales, por lo que analizamos las tensiones alcanzadas para conocer la carga de cada zona de cada material respecto a su límite elástico.

Los modelos geométricos y de elementos finitos se construyeron empleando el programa ANSYS Workbench, a partir de la tercera generación del modelo de fémur estandarizado (Pacific Research Laboratories, Inc, EEUU), mediante escáner de Tomografía Computerizada de un fémur izquierdo.

Sobre dicho modelo se realizó una simulación quirúrgica mediante técnicas uni y bifascicular con un único túnel tibial, colocando los portales en dicho modelo en sus lugares habituales. Las fijaciones en el fémur se simularon mediante sistemas de suspensión Endobutton® como única fijación en técnicas monofasciculares (Figura 1), así como para el fascículo AM en los casos de sustitución bifascicular, y Endobutton direct® para la fijación del fascículo PL (Figura 2).

En el caso de la técnica monofascicular se realizó un único 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 de la suspensión (Figura 3).

En la técnica bifascicular se realizó un primer túnel como el descrito previamente, y un segundo túnel de 6 mm de diámetro en todo su trayecto. En este caso resultó necesario conocer el porcentaje de carga de cada uno de los dispositivos de fijación colocados (AM y PL). Para ello, se desarrolló un

Tabla 1. Propiedades de los materiales

	Hueso cortical (ortótropo)		Hueso esponjoso (isótropo)	Ti-6Al-4V (isótropo)
Módulo de Elasticidad (E) [GPa]	E _a	21.9	0.9	115
	E _b	14.6		
	E _c	11.6		
Módulo de Cortadura (G) [GPa]	G _{ab}	6.99	$E = \frac{G}{2(1+\nu)}$	$E = \frac{G}{2(1+\nu)}$
	G _{ac}	6.29		
	G _{bc}	5.29		
Coeficiente de Poisson (ν)	ν _{ab}	0.205	0.33	0.325
	ν _{ac}	0.109		
	ν _{bc}	0.302		
Límite Elástico (σ _{ys}) [MPa]	120 - 160			790

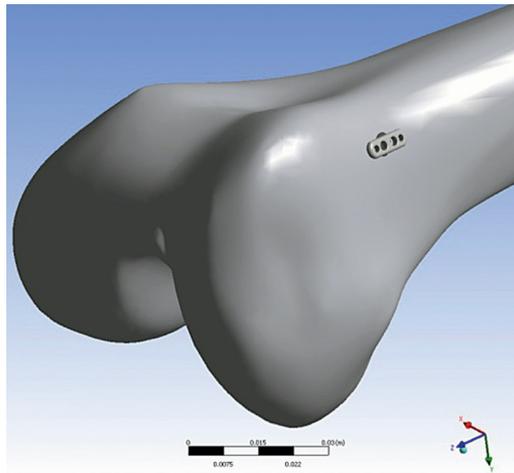


Fig. 1. Ubicación del Endobutton® en la técnica monofascicular.

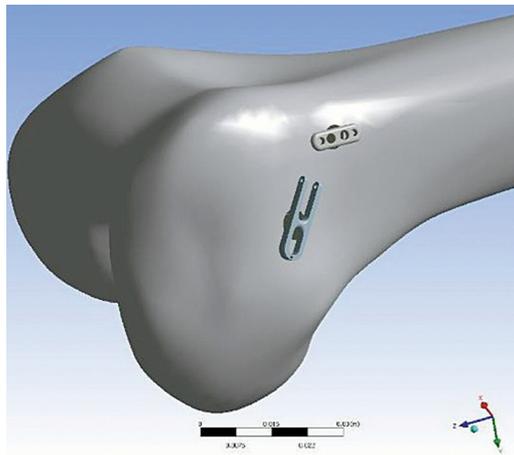


Fig. 2. Colocación de ambos sistemas de suspensión en la técnica bifascicular.

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, concluyendo que el 60,4 % de la fuerza total aplicada la soportará la fijación (Endobutton®) para el fascículo AM, mientras que el 39,6 % restante le corresponderá a la fijación Endobutton direct® para el fascículo PL.

Para el análisis de la resistencia de la fijación las cargas empleadas en los casos de carga analizados fueron obtenidas de la bibliografía. Dado que las fuerzas ejercidas en el sitio de fijación del injerto durante las actividades del postoperatorio están comprendidas entre 152 N y 450 N [1-3] y que la carga máxima sobre el LCA en actividades diarias es del orden del 20% de su resistencia [4][5], 2500 N [5], 2195 ± 427 N [6], ó 1994 ± 206 N [7], propusimos una carga de 500 N como la

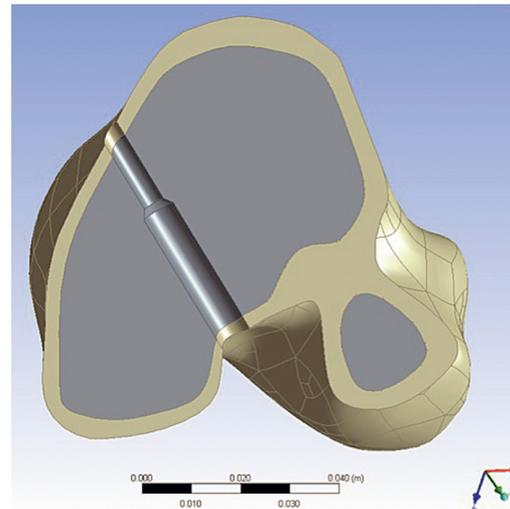


Fig. 3. Corte transversal del túnel para el Endobutton®, con una sección de 7 mm en la zona inicial y de 4,5 mm en la zona final del mismo.

carga máxima diaria. Por lo tanto, un método de fijación debía alcanzar al menos 500 N si la rodilla era rehabilitada con intensidad, ya que hasta que se produzca la osteointegración, toda la resistencia de la reconstrucción depende de la fijación.

En el caso de reconstrucción unifascicular, el túnel femoral estaba alineado con el túnel tibial y el 100% de la carga, 500 N, recaía sobre el sistema de fijación. En la técnica bifascicular resultó necesario conocer el porcentaje de carga de cada uno de los dispositivos de fijación.

Por otro lado, en el análisis de la resistencia del fémur, para verificar que no existía riesgo de fractura, por la presencia de uno o dos túneles femorales, se analizó un tramo de fémur representativo, fijando su extremo superior y cargando con una fuerza total de compresión de 2.000 N, 1.000 N aplicados en cada uno de los cóndilos femorales, para simular la carga que sufre el fémur al andar [8].

Resultados

En el análisis de la resistencia de la fijación, cuando se observaron las tensiones sufridas por la fijación en la reconstrucción unifascicular, se detectaron dos zonas en la superficie del fémur, coincidentes con los extremos de la fijación que mostraron un valor de tensión máximo de 158 MPa, dentro del rango de variación del límite elástico del hueso cortical (120 a 160 MPa), (Figura 4). La distribución de las tensiones de von Mises sobre el sistema de fijación, utilizando como tensión de comparación el valor del límite elástico de la aleación Ti-6Al-4V (790 MPa), se observó que en la parte central de la misma se superó la tensión de compara-

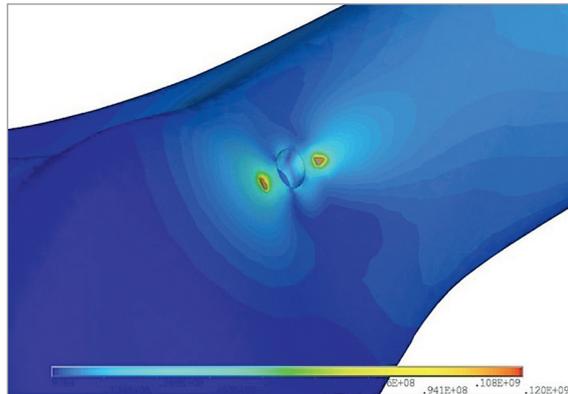


Fig. 4. Tensiones de von Mises (Pa). Monofascicular. 1 túnel tibial. sco = sys Cortical.

ción (Figura 5); debido a que, idealmente, el contacto entre la fijación y el hueso cortical se establece en dos puntos extremos por lo que la fijación trabaja a flexión sometiendo a grandes esfuerzos las fibras superiores e inferiores de la misma. Sin embargo, la realidad no será ésa ya que tendrá lugar el «asiento» de dicha fijación, con lo que las zonas de contacto entre la fijación y el hueso cortical serán mayores, lo que reducirá el vano de la fijación y, por lo tanto, los esfuerzos que ésta sufre disminuirán. Así, cualquier pequeña modificación en la posición de la fijación o en la geometría del hueso implicaría una mayor zona de apoyo fijación-hueso y, por tanto, un reparto de esfuerzos más favorable para la fijación.

En el caso de la reconstrucción bifascicular, tomando como tensión de comparación el valor mínimo del límite elástico del hueso cortical (120 MPa) ninguna zona alcanzó dicho valor, siendo la tensión máxima 107 MPa (Figura 6). Nuevamente se observó un aumento en la tensión en la parte central de la fijación del fascículo AM respecto a las tensiones de comparación, si bien al igual que en el caso monofascicular el asiento de la placa conllevó una reducción del vano de la fijación y, por lo tanto, de los esfuerzos. Algo similar ocurrió con el fascículo PL, que si bien mostró una distribución de tensiones con valores menores, presentó una pequeña zona que superaba el valor del límite elástico del material. Al igual que ocurría con la fijación AM, el contacto establecido entre esta fijación y el hueso es ideal con lo que cualquier pequeña variación en la posición o en la geometría del hueso que pueda tener lugar durante la operación implicaría una mayor zona de apoyo, por lo que el reparto de esfuerzos sería más favorable.

En el análisis de la resistencia del fémur, cuando se aplicó la carga sobre el fémur distal, tanto en la reconstrucción monofascicular como en la bifascicular, las tensiones máximas alcanzadas, fueron 20 y 31 MPa respectivamente, valores

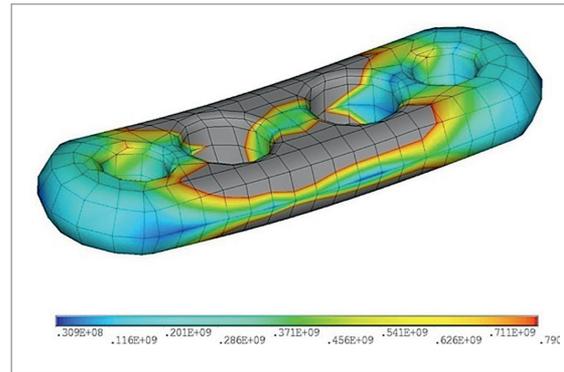


Fig. 5. Tensiones de von Mises en Endobutton® en técnica monofascicular.

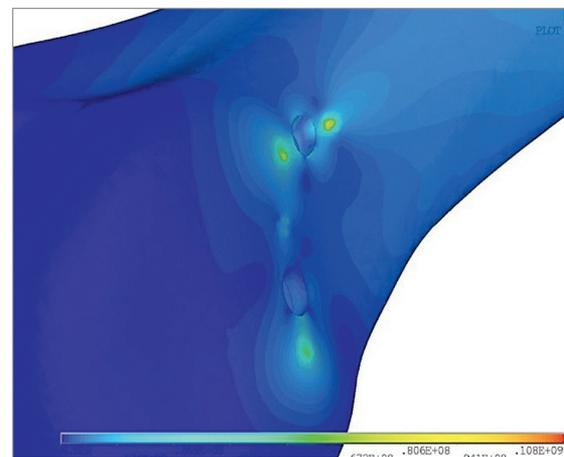


Fig. 6. Distribución de las tensiones en hueso cortical en técnica bifascicular.

muy inferiores al valor mínimo del límite elástico del hueso cortical (120 MPa), por lo que se consideró que no existe riesgo de fractura del fémur. Las tensiones obtenidas con la técnica bifascicular, a dicho nivel, fueron superiores pero, en cualquier caso, por debajo del límite elástico del hueso cortical (31 MPa y 120 MPa).

Discusión

La denominación de los fascículos del LCA como antero-medial (AM) y posterolateral (PL) está determinada por el punto de origen de los mismos en la cara medial del cóndilo femoral externo, donde se insertan 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 [9].



Ha sido la propia experiencia clínica la que ha demandado un adecuado control rotacional de la rodilla cuyo LCA ha sido reparado [10][11] y por lo que se comenzó a introducir un fascículo posterolateral a las reconstrucciones del LCA [12-14]. Si bien es cierto que la bibliografía no ha sido capaz de demostrar estadísticamente la mejoría de las técnicas bifasciculares respecto las unifasciculares [14][15], no es menos cierto que se centra en el control de la estabilidad antero-posterior, recuperación muscular y control propioceptivo, olvidando la realización de test dinámicos orientados a un control multiplanar.

Conceptualmente parece un claro beneficio la reproducción anatómica del LCA mediante la reconstrucción bifascicular, por la mejoría clínica objetiva del control rotacional que proporciona. Sin embargo, dadas las potenciales complicaciones que se achacan a este tipo de técnicas, fundamentalmente la pérdida de reserva ósea, se hacen necesarios estudios más precisos de la estabilidad rotacional y de seguimiento a largo plazo para observar posibles alteraciones de la anatomía articular.

A la vista de los resultados obtenidos, la técnica de reconstrucción bifascicular del LCA con un único túnel tibial, además de las claras ventajas que presenta sobre el control rotacional, implica un mejor reparto de los esfuerzos tanto en el hueso como en las fijaciones que la técnica monofascicular, asegurando la resistencia necesaria cuando la rodilla va a ser rehabilitada. Además, cuando aplicamos la carga sobre el fémur distal, tanto en la reconstrucción monofascicular como la bifascicular, las tensiones máximas alcanzadas, son muy inferiores al valor mínimo del límite elástico del hueso cortical, por lo que se considera que no existe riesgo de fractura del fémur. ■

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. KL Markolf, JF Gorek, JM Kabo, 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.
2. 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.
3. 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.
4. Beynnon 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.
5. Frank CB, Jackson DW. The science of reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg (Am)* 1997; 79-A:1556-76.
6. Rowden NJ, Sher D, Roger4s GJ, Schindheim K. Anterior cruciate ligament graft fixation: Initial comparison of patellar tendon and semitendinosus autografts in young fresh cadavers. *J Bone Joint Surg (Am)* 1997; 79-A: 1556-76.
7. 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.
8. Morrison J. The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J Biomech* 1970; 3:51-61.
9. 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.
10. 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.
11. 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.
12. Zelle BA, Brucker PU, Feng MT, Fu FH. Anatomical double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Sports Med* 2006; 36:99-108.
13. Yasuda K, Kondo E, Ichiyama H, Kitamura N, Tanabe Y, Tohyama H, et al. Anatomic reconstruction of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament using hamstring tendon grafts. *Arthroscopy* 2004; 20:1015-25.
14. Hamada M, Shino K, Horibe S, Mitsuoka T, Miyama T, Shiozaki Y, et al. 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.
15. 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 honorarios por parte de alguna entidad comercial o de FUNDACIÓN MAPFRE.