

Nueva técnica de fijación invertida para el LCA: estudio biomecánico in vitro en modelo porcino

M. Prado Nóvoa¹, A. Pérez-Blanca Cobos², F. Ezquerro Juanco³, S. Postigo Pozo⁴, F. García Vacas⁵, A. Espejo Reina⁶, A. Espejo Baena⁷

¹Área de Ingeniería Mecánica. Universidad de Málaga. mpn@uma.es

²Área de Ingeniería Mecánica. Universidad de Málaga. anaperez@uma.es

³Área de Ingeniería Mecánica. Universidad de Málaga. fezquerro@uma.es

⁴Área de Ingeniería Mecánica. Universidad de Málaga. spostigo@uma.es

⁵Área de Ingeniería Mecánica. Universidad de Málaga. fgv@uma.es

⁶Complejo Hospitalario de Jaén. aspejo@hotmail.com

⁷Hospital Universitario Virgen de la Victoria, Málaga. aespejob@gmail.com

Este trabajo analiza las propiedades mecánicas iniciales de una nueva técnica de reconstrucción del ligamento cruzado anterior (LCA) que invierte los elementos de fijación de la técnica estándar entre los sitios anatómicos, propone utilizar cross pin externo en tibia y tornillo de interferencia en fémur. Se ha comprobado en un modelo porcino que la fijación tibial mediante un cross pin transversal anclado a la superficie cortical, ofrece una resistencia media muy superior al tornillo interferencial, mejorando la deformación a carga última y sin diferencias en el desplazamiento total con niveles de carga propios de actividades diarias. Este trabajo presenta los resultados de la evaluación de las propiedades mecánicas de la fijación femoral. Utilizando ambos resultados, cuando se compara el mismo método de fijación en diferentes sitios, no se encuentran diferencias entre tibia y fémur para el tornillo de interferencia, mientras que la utilización de cross pin muestra niveles de resistencia significativamente mayores en la tibia. Cuando se comparan los dos métodos de fijación en un mismo sitio, el cross pin arroja mejores resultados en tibia y fémur, aunque resulta especialmente ventajoso en la inserción tibial. Se establece, por tanto, que desde un punto de vista mecánico la fijación invertida no solo no tiene efectos negativos frente a la técnica de reconstrucción estándar del LCA sino que incluso mejora la resistencia en la inserción tibial.

1. Introducción

La técnica estándar para la reconstrucción del ligamento cruzado anterior (LCA) utiliza tornillo de interferencia en tibia y cross pin transversal en fémur. La fijación de la plastia a la tibia es el punto más débil de la intervención desde un punto de vista mecánico, las causas aducidas para ello son la menor densidad del hueso tibial respecto al fémur y una dirección de carga más directa sobre la fijación [1,2]. Por otra parte, se ha comprobado que el cross pin presenta mayor resistencia que los tornillos de interferencia [3], con lo que es en el elemento más débil donde se situaría la fijación más débil.

Un trabajo anterior comprobó en un modelo porcino que la fijación tibial mediante un cross pin transversal (Biosteon® cross pin, Biocomposites Ltd, Staffordshire, UK) anclado a la superficie cortical, ofrece una resistencia media muy superior al tornillo interferencial tanto a fluencia como en carga última, mejorando así mismo la deformación a carga última y sin presentar diferencias significativas en el desplazamiento total con niveles de carga típicos de actividades diarias [4]. Sin embargo, la utilización de cross pin en tibia obliga a la adopción de una fijación alternativa a la habitual en el fémur. Para evaluar el éxito de una técnica de reconstrucción que aproveche los resultados de ese trabajo, se hace necesario proponer una fijación alternativa de la plastia en el fémur que también consiga mejorar, o al menos no debilitar, la fijación femoral que proporciona la reconstrucción estándar.

Este trabajo analiza las propiedades mecánicas iniciales de una nueva técnica de reconstrucción del LCA que invierte los elementos de fijación de la técnica estándar entre los sitios anatómicos, propone utilizar cross-pin en tibia y tornillo de interferencia en fémur. Para ello se utilizan los ya conocidos resultados en la fijación tibial con cross pin externo y se evalúa, en ensayos similares, el comportamiento del tornillo interferencial en fémur frente a la utilización cross pin, conociendo que los injertos de tejido blando fijados con tornillos de interferencia pueden presentar fracaso con niveles de carga bajos además de permitir un mayor desplazamiento del injerto. A continuación se realiza un estudio comparativo global del resultado de ambas técnicas de reconstrucción en ambos sitios anatómicos.

La técnica de fijación invertida propuesta presenta ventajas añadidas a la posible mejora de las propiedades mecánicas iniciales, puesto que permite realizar el túnel femoral con técnica fuera-dentro, lo que facilita una reconstrucción más anatómica de la articulación [5-7]. Adicionalmente, ofrece una solución en cirugías de revisión tras el fracaso de la reconstrucción convencional como consecuencia de la dilatación del túnel tibial, en las que la posición invertida del sistema de fijación puede asegurar una sujeción tibial adecuada mediante el sistema transfixiante alternativo.

2. Materiales y métodos

Los datos referidos al comportamiento de la fijación tibial mediante cross-pin fueron presentados con anterioridad en Pozo y col. [4] Este trabajo presenta los resultados de un modelo similar para evaluar la fijación femoral.

2.1. Grupos de ensayo

En el estudio se utilizaron 14 tendones del flexor digitorum profundus porcinos y 14 fémures también porcinos, procedentes de ejemplares de 6 meses de edad. El extremo proximal de los huesos se seccionó para dejar una longitud aproximada de 12cm en la dirección de su eje anatómico y se eliminó el tejido blando circundante, posteriormente cada espécimen femoral se envolvió para su conservación en gasa empapada en solución salina, se introdujo en bolsa plástica cerrada y se mantuvo congelado a -25° [8]. Los tendones se limpiaron igualmente de los tejidos adyacentes y fueron preservados en las mismas condiciones. Se midió el diámetro de los tendones con tubos de calibración de injerto seriados con incrementos de 0.5 mm, aceptándose solo aquellos tendones que atravesaban el calibre de 9 mm pero no el de 8.5 mm, para eliminar la variabilidad que el grosor del injerto pudiese introducir en el estudio. Finalmente los fémures y tendones se dividieron aleatoriamente en 2 grupos de 7 ejemplares cada uno.

2.2. Simulación de la reconstrucción femoral

Para la simulación de la fijación femoral se utilizó material quirúrgico especializado Biosteon (Stryker, Kalamazoo, MI). El día previo al ensayo los especímenes que iban a ser utilizados se descongelaron a temperatura ambiente.

Los cabos de las plastias se suturaron para formar un bucle cerrado, utilizando hilo de sutura bioabsorbible N°1 con la técnica estándar Krackow, comenzando a 30 mm de los extremos del tendón y con una longitud de 40 mm aproximadamente [9].

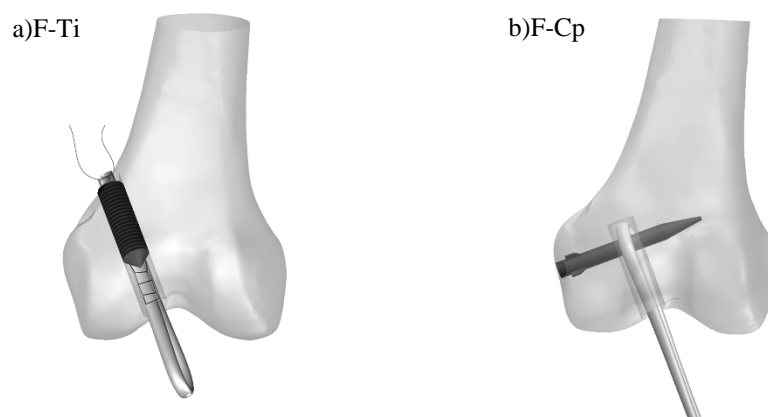


Figura 1: Esquema de la fijación femoral: a) Grupo F-Ti: tornillo de interferencia; b) Grupo F-Cp: cross-pin

- Grupo F-Ti, fijación femoral con tornillo de interferencia (figura 1.a): con ayuda de una guía tibial situada a 80° y con técnica fuera-dentro, se abre en el fémur un túnel de 9 mm. Se introduce la plastia en el túnel femoral en dirección caudo-craneal con ayuda de los hilos de tracción, y se fijan sus extremos libres mediante tornillo de interferencia biodegradable de 10 mm de diámetro, superando en 1 mm el diámetro del túnel, y 35 mm de longitud (Biosteon® Wedge Interference Screw, Biocomposites Ltd,

Staffordshire, Reino Unido). El bucle del injerto se sitúa sobresaliendo distalmente 30mm desde la superficie del fémur, para simular la longitud intraarticular en el ensayo biomecánico.

- Grupo F-Cp, fijación femoral con Cross Pin (figura 1.b): se abre en el fémur un túnel de 9 mm de diámetro con la misma orientación que en el grupo anterior, alcanzando 30 mm de profundidad. El bucle del tendón se inserta en el túnel femoral y se fija con cross pin de PPLA de 6mm de diámetro y 40mm de longitud (Biosteon® cross pin, Biocomposites Ltd, Staffordshire, UK) introducido en dirección perpendicular al túnel.

2.3. Ensayo biomecánico

Se reproduce el ensayo planteado en el trabajo en el que se evaluó la fijación tibial [4], a fin de poder interpretar los resultados del conjunto de la reconstrucción del LCA: situando el túnel óseo en la dirección de tracción, las reconstrucciones se someten a precarga de 50N durante 45s, y posteriormente a 5000 ciclos de tracción a 1Hz entre 50N y 200N, donde los primeros 10 ciclos se consideran de precondicionamiento. Los especímenes que superan el ensayo cíclico, son cargados con una fuerza de tracción de 50N durante 45s y posteriormente sometidos a tracción hasta rotura controlada en desplazamiento a 1 mm/s.

Como resultado del ensayo se calcula para el sistema injerto-hueso-fijación:

- Desplazamiento residual: como la diferencia entre la longitud intraarticular al inicio de los ciclos de carga, tras el precondicionamiento, y la registrada finalizado el ensayo cíclico, en ambos casos con la fijación sometida a la mínima carga de tracción (50 N).
- Carga última en el ensayo de rotura.
- Carga de fluencia en el ensayo de rotura, considerada como la fuerza en el primer punto de la curva carga-desplazamiento en el que la pendiente claramente disminuye.
- Rigidez de la región lineal de la curva carga-desplazamiento.
- Desplazamiento intraarticular entre 50N y 200N, 450N y en la carga de rotura.
- Desplazamiento total a 200N y 450N, resultantes de la suma del desplazamiento residual tras el ensayo cíclico y el desplazamiento en el ensayo de tracción a esos niveles de carga. Se han seleccionado 450N, como el límite superior que es esperable soporte el LCA durante la actividad diaria [10] y 200N, como un valor intermedio asociado al nivel de carga máximo que el injerto soportará en un postoperatorio con protocolos para rehabilitación acelerada [11-12].
- Se registra el modo de fallo de cada espécimen.

El análisis estadístico de los resultados se realizó con el software comercial IBM SPSS® Statistics versión 19(IBM, Chicago, IL, EEUU). Para cada grupo se calcularon los valores medios y desviaciones estándar de las variables. Las diferencias entre los dos grupos se evaluaron con test U de Mann-Whitney, considerándose que existen diferencias significativas cuando el valor de p fue inferior a 0.05.

3. Resultados

Los resultados del comportamiento de la fijación tibial fueron detallados en Postigo y col. [4]. Los resultados encontrados en ambos sitios anatómicos, aunando los mencionados y los obtenidos en ese trabajo, se muestran en la Tabla 1, siendo T-Ti y T-Cp los grupos correspondientes a la fijación tibial con tornillo de interferencia y cross pin externo respectivamente.

Cuando se comparan las dos fijaciones en tibia (tabla 2, comparativa I) se observa que la utilización de cross pin supone, frente a la utilización de tornillo de interferencia, una significativamente mayor carga última ($p=0.018$) y carga de fluencia ($p=0.018$) con desplazamiento en carga última significativamente menor ($p=0.025$), sin embargo la rigidez del conjunto también es significativamente más reducida ($p=0.018$). En cuanto, al estudio comparativo de la inserción femoral (tabla 2, comparativa II) no encuentra diferencias significativas en la utilización de ambos métodos de fijación excepto en relación al desplazamiento a carga última ($p=0.002$) con valores mayores para el tornillo de interferencia.

Por otra parte, cuando se analiza comparativamente el comportamiento de la misma fijación en los dos sitios anatómicos (tabla 2, comparativas III y IV), se observa que el cross pin proporciona una mayor carga última ($p=0.009$) y carga de fluencia ($p=0.006$) en la fijación tibial de la que ofrece en el fémur. Sin embargo, no se

encuentran diferencias significativas para ninguno de los parámetros estudiados cuando se compara el comportamiento del tornillo de interferencia en tibia y fémur ($p > 0.142$ en todas las comparaciones).

Tabla 1: Valores medios y desviación típica de los resultados del ensayo cíclico y de rotura

	T-Ti	T-Cp	F-Ti	F-Cp
Carga última (N)	873.63 (103.93)	1047.75 (112.94) ^{a, c}	955.87 (135.71)	836.57 (136.24)
Carga de fluencia (N)	570.92 (174.12)	966.52 (141.50) ^{a, c}	563.83 (140.38)	704.55 (108.05)
Rigidez (N/mm)	309.97 (107.30)	201.52 (38.53) ^a	319.28 (118.99)	241.93 (111.51)
Desplazamiento carga última (mm)	14.01 (6.23)	5.74 (1.07) ^a	15.78 (6.11)	4.86 (1.15) ^b
Desplazamiento residual (mm)	3.74 (2.70)	2.35 (0.54)	2.16 (1.53)	2.53 (1.46)

^a Diferencias significativas con T-Ti; ^b Diferencias significativas con F-Ti; ^c Diferencias significativas con F-Cp

Tabla 2: Diferencias significativas en las propiedades mecánicas de los grupos ensayados

	Diferente fijación, misma ubicación				Misma fijación, diferente ubicación			
	Tibia (comparativa I)		Fémur (comparativa II)		Cross pin (comparativa III)		Tornillo interf. (comparativa IV)	
	T-Ti	T-Cp	F-Ti	F-Cp	F-Cp	T-Cp	T-Ti	F-Ti
Carga última	-	+		=	-	+		=
Carga de fluencia	-	+		=	-	+		=
Rigidez	+	-		=				=
Desplaz. a carga última	-	+	-	+				
Desplazamiento residual.		=						=
Desplaz. Total a 200N		=						=
Desplaz. Total a 450N		=						=

La Figura 2 muestra el desplazamiento total encontrado en cada uno de los grupos ensayados a los dos niveles de carga representativos, 200N y 450N. No se han encontrado diferencias significativas para ningún nivel de carga estudiado, ni cuando se estudia el comportamiento de cada sistema de fijación en ambas posiciones ($p > 0.482$) ni cuando se estudian las diferentes técnicas de fijación en un mismo sitio anatómico ($p > 0.338$).

El modo de fallo cuando se utiliza tornillo de interferencia es fundamentalmente por desprendimiento del tendón al deslizar entre el tornillo y el hueso, sin desplazamiento observable del tornillo dentro del túnel (en 2 casos se rompió el injerto en las proximidades del tornillo, pero esto ocurrió con los niveles de carga última más altos del grupo T-Ti). El modo de fallo cuando se utiliza cross pin se debió en todos los casos a la rotura del vástago.

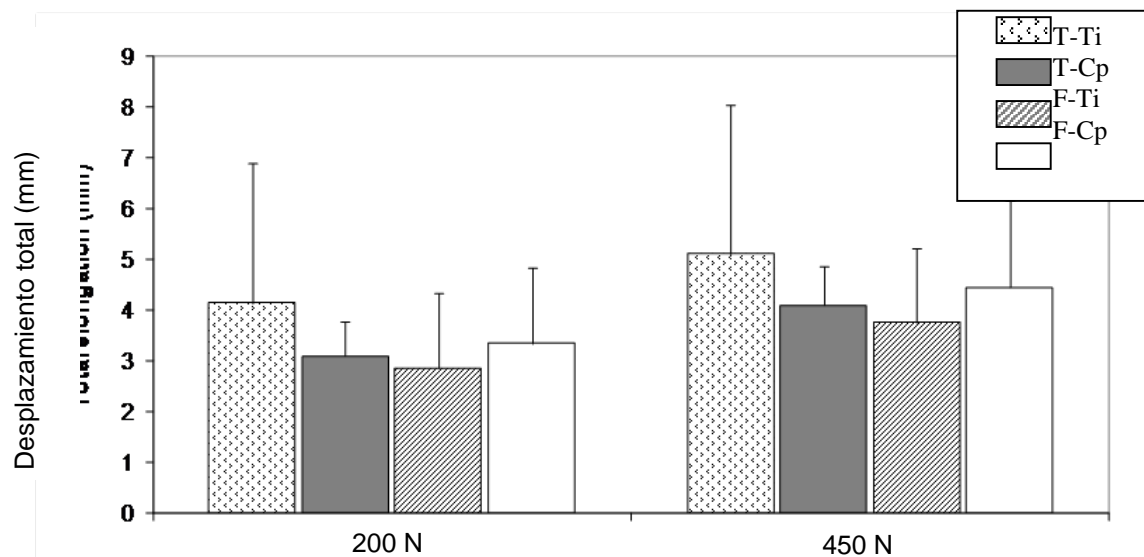


Figura 2: Desplazamiento total a 200N y 450N para cada grupo

4. Discusión

Para evaluar las propiedades iniciales de la técnica propuesta frente a la convencional, se utilizaron dos criterios comparativos: diferencias observables en las propiedades mecánicas de un sitio anatómico cuando se utiliza cross pin o cuando se utiliza tornillo de interferencia; diferencias observables en las propiedades mecánicas entre los dos sitios anatómicos cuando se utiliza un método de fijación, evaluadas para la utilización de cross pin y para la utilización de tornillo de interferencia.

Aunque no se han encontrado diferencias significativas en términos de sus propiedades mecánicas, cuando se compara la utilización de tornillo de interferencia en tibia o fémur (tabla 2 comparativa IV), sí se observa que la utilización de cross pin alcanza niveles de resistencia significativamente mayores en tibia (tabla 2 comparativa III), específicamente en cuanto al nivel de carga de fluencia y carga última. Este incremento probablemente sea atribuible a la mayor densidad del tejido óseo en el que se asienta el cross pin en el grupo T-Cp, puesto que la técnica propuesta inserta el vástago en un canal labrado sobre la superficie cortical de la tibial, frente a la técnica estándar que apoya el vástago en hueso esponjoso. La mayor rigidez del soporte reduciría la tensión en la zona central del cross pin, incrementando su resistencia al fallo por rotura.

En cuanto a los análisis comparativos en tibia y fémur enfrentando en cada sitio anatómico las propiedades mecánicas de la utilización de cross pin frente a tornillo de interferencia (tabla 2 comparativas I y II), se observa que el cross pin ofrece mejores resultados en ambos sitios anatómicos, pero la ventaja es especialmente destacable en la inserción tibial. La utilización de cross pin en tibia reduce el desplazamiento en carga última al mismo tiempo que aumenta la resistencia de rotura y fatiga de la fijación sin variaciones en el desplazamiento total resultante, valor este último relacionado con la caracterización de la laxitud de la reconstrucción de LCA [4]. El desplazamiento total de la reconstrucción, calculado como la suma del residual cíclico y el producido por la carga en el ensayo de rotura, es un parámetro que guardará una mayor relación con la laxitud total de la articulación al avanzar el postoperatorio. La menor rigidez del tornillo de interferencia en tibia supone una mayor deformación elástica, pero el efecto parece verse anulado por la deformación residual y no se observan diferencias en el desplazamiento total bajo carga después de 5000 ciclos para ninguno de los dos niveles de carga analizados (figura 2). Por lo que no se considera una desventaja a considerar a la hora de situar el cross pin tibial.

Utilizar tornillo de interferencia en fémur como se propone, no muestra diferencias significativas frente al cross pin en cuanto a resistencia o rigidez aunque sí se encuentra un incremento significativo del desplazamiento en carga última pero no a niveles de carga representativos, con las mismas consideraciones que se comentaron en el párrafo anterior.

Se considera probado que insertar en el injerto en la reconstrucción del LCA en posición más próxima a la anatómica mejora la estabilidad rotacional de la articulación y replica mejor su comportamiento cinemático. Los autores de este trabajo consideran que la técnica de fijación invertida propuesta ofrece una solución simple para posicionar el injerto en el túnel femoral en una posición más posterior y distal (en el centro de la inserción del LCA original) a la que se venía realizando clásicamente, la cual reproducía únicamente el fascículo anteromedial del ligamento. Intentar esta ubicación anatómica del túnel femoral con la técnica convencional desde dentro de la articulación presenta graves dificultades. Es muy difícil la localización del punto anatómico desde un abordaje transtibial, lo que obliga a hacerlo a través del portal anteromedial con una posición de flexión forzada de la rodilla [13-14]. Con la técnica que proponemos, al hacer el túnel con técnica fuera-dentro, la aguja-guía puede ser ubicada con mucha facilidad en la posición deseada por el cirujano; para ello, sólo es necesaria una guía de LCA que permita un ángulo de apertura de 80-90°.

La técnica de fijación invertida propuesta es útil en cirugía de revisión de la reconstrucción del LCA cuando se observa pérdida ósea en el túnel tibial, evitando la necesidad de injertos óseos en la revisión.

Existen otros estudios en modelos porcinos que evalúan la eficacia del cross pin en la inserción femoral en ensayos similares al presentado en este trabajo. Los valores encontrados para carga última oscilan entre 746N y 1491N, el rango de rigideces se sitúa entre 112.6N/mm y 210.1 N/mm, y el desplazamiento residual consecuencia del ensayo cíclico entre 1.14mm y 3.4mm [3,10-11]. Los valores obtenidos por los autores de este trabajo se sitúan en los mismos entornos en cuanto a carga de rotura y desplazamiento, siendo mayores los valores de rigidez probablemente debido al mayor número de ciclos realizados en este trabajo antes del ensayo a rotura (5000 frente a 1500) y, fundamentalmente, a que el protocolo de ensayos seguido elimina la deformación ósea incluida en los análisis de los otros autores [4].

Una posible limitación de este estudio se debe al empleo de un modelo porcino, sin bien tanto los tendones flexores porcinos [8,12] como el tejido óseo de la rodilla [3, 13-14] se consideran sustitutos aceptables del tendón humano isquiotibial en estudios de evaluación de la fijación del LCA. La utilización del modelo animal presenta además la ventaja de utilizar tejidos con características uniformes al proceder de ejemplares de la misma raza, edad y

procedimiento de cría, algo extremadamente difícil de conseguir sino imposible con material de donante humano. Es más, al tratarse éste de un estudio comparativo, aunque los valores cuantitativos resultantes de los ensayos no pueden ser directamente extrapolables al comportamiento humano, si son adecuados a efectos de comparación cualitativa entre las distintas técnicas.

5. Conclusiones

Desde un punto de vista mecánico, la reconstrucción del LCA en modelo porcino con técnica de fijación invertida (cross-pin externo en tibia y tornillo de interferencia en fémur) iguala o mejora significativamente las propiedades mecánicas iniciales frente a la fijación convencional, especialmente en la inserción tibial, y permite de forma sencilla una ubicación más anatómica de la fijación femoral.

6. Referencias

- [1] J Jr Brand, D Hamilton, J Selby, D Pienkowski, DN Caborn, DL Johnson. Biomechanical comparison of quadriceps tendon fixation with patellar tendon bone plug interference fixation in cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*, 16, (2000), 805-12.
- [2] J Jr Brand, D Pienkowski, E Steenlage, D Hamilton, DL Johnson, DN Caborn. Interference screw fixation strength of a quadrupled hamstring tendon graft is directly related to bone mineral density and insertion torque. *Am J Sports Med*, 28, (2000), 705-10.
- [3] A. Espejo-Baena, F. Ezquerro, A. Pérez de la Blanca, J. Serrano-Fernandez, F. Nadal, E. Montáñez-Heredia. Comparison of initial mechanical properties of 4 hamstring graft femoral fixation systems using nonpermanent hardware for anterior cruciate ligament reconstruction: an in vitro animal study. *Arthroscopy*, 22, (2006), 433-40
- [4] S. Postigo, Pozo, M. Prado Nóvoa, A. Pérez-Blanca Cobos, F. Ezquerro Juanco, A. Espejo Reina, A. Espejo Baena, F García Vacas. Fijación tibial mediante cross pin en la reconstrucción del LCA: comparación con el tornillo interferencial. XX Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica, Málaga, España, (2014)
- [5] HR Gadikota, JA Sim, A Hosseini, TJ Gill, G Li. The relationship between femoral tunnels created by the transtibial, anteromedial portal, and outside-in techniques and the anterior cruciate ligament footprint. *Am J Sports Med*, 40, (2012), 882-8.
- [6] SS Seo, CW Kim, JG Kim, SY Jin. Clinical results comparing transtibial technique and outside in technique in single bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Relat Res*, 25, (2013), 133-40.
- [7] YS Shin, KH Ro, JH Lee, DH Lee. Location of the Femoral Tunnel Aperture in Single-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Comparison of the Transtibial, Anteromedial Portal, and Outside-In Techniques. *Am J Sports Med Aug*, 41, (2013), 2533-9.
- [8] P Kousa, TLN Jarvinen, M Vihavainen, P Kannus, M Jarvinen. The fixation strength of six hamstring tendon graft fixation devices in anterior cruciate ligament reconstruction: Part II: tibial site. *Am J Sports Med*, 31, (2003), 182-188
- [9] M Prado, B Martín-Castilla, A Espejo-Reina, JM Serrano-Fernández A, Pérez-Blanca, F Ezquerro. Close-looped graft suturing improves mechanical properties of interference screw fixation in ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 21, (2013), 476-84.
- [10] J Jr Brand, A Weiler, DN Caborn, CH Jr Brown, DL Johnson. Graft fixation in cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*, 28, (2000), 761-74.
- [11] DG Nagarkatti, BP McKeon, BS Donahue, JP Fulkerson. Mechanical evaluation of a soft tissue interference screw in free tendon anterior cruciate ligament graft fixation. *Am J Sports Med*, 29, (2001), 67-71.
- [12] S Rupp, T Hopf, T Hess, R Seil, DM Kohn Resulting tensile forces in the human bone-patellar tendon-bone graft: direct force measurement in vitro. *Arthroscopy*, 15, (1999), 179-84.
- [13] CS Ahmad, TR Gardner, M Groh, J Arnouk, WN Levine. Mechanical properties of soft tissue femoral fixation devices for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 32, (2004), 635-40.
- [14] G Milano, PD Mulas, F Zirano, S Piras, A Manunta, C Fabbriani. Comparison between different femoral fixation devices for ACL reconstruction with doubled hamstring tendon graft: a biomechanical analysis. *Arthroscopy*, 22, (2006), 660-8.

-
- [15] DL Hamner, CH Jr Brown, ME Steiner, AT Hecker, WC Hayes Hamstring tendon grafts for reconstruction of the anterior cruciate ligament: biomechanical evaluation of the use of multiple strands and tensioning techniques. *J Bone Joint Surg Am*, 81, (1999), 549-557.
- [16] HC Chang, J Nyland, A Nawab, R Burden, DN Caborn Biomechanical comparison of the bioabsorbable RetroScrew system, BioScrew XtraLok with stress equalization tensioner, and 35-mm Delta Screws for tibiales. *Am J Sports Med*, 33,(2005), 1057-64
- [17] MP Walsh, CA Wijdicks, BM Armitage, BD Westerhaus, JB Parker, RF Laprade 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*, 37,(2009), 1539-1547