



Artigo Original

Análise biomecânica da dupla fixação de enxerto tendinoso em tíbia porcina – uso de parafuso de interferência e agrafe[☆]



Luis Antônio de Ridder Bauer^a, Hermes Augusto Agottani Alberti^a, Vitor Gustavo de Paiva Corotti^a, Ana Paula Gebert de Oliveira Franco^{b,*}, Edmar Stieven Filho^a e Luiz Antônio Munhoz da Cunha^a

^a Universidade Federal do Paraná (UFPR), Curitiba, PR, Brasil

^b Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), Curitiba, PR, Brasil

INFORMAÇÕES SOBRE O ARTIGO

Histórico do artigo:

Recebido em 21 de fevereiro de 2017

Aceito em 19 de maio de 2017

On-line em 25 de outubro de 2017

Palavras-chave:

Ligamento cruzado anterior

Tíbia

Dispositivos de fixação ortopédica

Fenômenos biomecânicos

Tendões

R E S U M O

Objetivo: Comparar o comportamento mecânico da fixação tibial com parafuso de interferência versus parafuso de interferência com agrafe, em modelo animal.

Métodos: Foram selecionadas 36 peças de joelho suíno e divididas em dois grupos: Grupo 1, fixação tibial com parafuso de interferência (n = 17) e Grupo 2, fixação com parafuso de interferência e agrafe (n = 19). Os modelos foram submetidos a teste de ciclo único de tração. Foram mensuradas as seguintes variáveis: medida da área de seção transversal do enxerto, ponto de falha nos 10 mm (F₁₀), yield load (F_y) e rigidez.

Resultados: Os valores médios de área de seção transversal do enxerto, F₁₀, F_y, e rigidez não apresentaram diferenças significativas entre os grupos.

Conclusão: A adição de um segundo dispositivo de fixação ligamentar tibial tipo agrafe, complementar ao parafuso de interferência, não aumentou a segurança mecânica do sistema.

© 2017 Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. Publicado por Elsevier Editora Ltda. Este é um artigo Open Access sob uma licença CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Biomechanical analysis of a double fixation method for tendon graft in porcine tibia – using an interference screw plus staple

A B S T R A C T

Objective: The aim of the study was to compare the mechanical behavior of interference screw tibial fixation vs. screw-plus-staple tibial fixation in an animal model.

Methods: Thirty-six pieces of swine knee specimens were selected and divided into two groups: Group 1, tibial fixation with interference screw (n = 17), and Group 2, fixation with interference screw and staple (n = 19). The models were submitted to a single cycle of tension testing. The following variables

Keywords:

Anterior cruciate ligament

Tibia

Orthopedic fixation devices

[☆] Trabalho desenvolvido na Universidade Federal do Paraná (UFPR), Curitiba, PR, Brasil.

* Autor para correspondência.

E-mail: anapaula.gebert@gmail.com (A.P. Franco).

<https://doi.org/10.1016/j.rbo.2017.05.014>

0102-3616/© 2017 Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. Publicado por Elsevier Editora Ltda. Este é um artigo Open Access sob uma licença CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Biomechanical phenomena
Tendons

were measured: graft cross-sectional area, failure point on 10 mm (F_{10}), yield load (F_y), and stiffness.

Results: The mean values of graft cross-sectional area, F_{10} , F_y , and stiffness did not present significant differences between the groups.

Conclusion: The addition of a second staple-type ligament fixation device, complementing the interference screw, did not increase the mechanical safety of the system.

© 2017 Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. Published by Elsevier Editora Ltda. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Introdução

O ligamento cruzado anterior (LCA) é um dos quatro grandes ligamentos do joelho. Em conjunto com o ligamento cruzado posterior, colateral tibial e os ligamentos do canto posterolateral, ajuda a manter o joelho estável, não permite movimentos anormais entre o fêmur e a tibia. A lesão do LCA é de tratamento cirúrgico em muitas ocasiões. Na ausência do LCA, alguns esportes se tornam desaconselháveis, pois podem ocorrer entorses frequentes pela instabilidade e suas complicações.¹ A indicação de reconstrução cirúrgica do LCA vem pela presença dos sintomas, sobretudo falseamentos. Essa modalidade de tratamento traz melhores resultados para a prática esportiva.²

O enxerto mais usado nos Estados Unidos para reconstrução do LCA é o de tendões flexores de joelho, mais especificamente os tendões dos músculos grácil e semitendíneo. Esse enxerto também é chamado de quádruplo, pelo fato de ter quatro bandas, duas do grácil e duas do semitendíneo.³ Suas principais vantagens são a baixa morbidade no sítio doador, menor atrofia do músculo quadríceps e uma reabilitação menos dolorosa. Como desvantagem, alguns autores questionam a rigidez da fixação do tendão contra o osso.⁴

Na maioria dos casos da reconstrução do LCA, a fixação tibial é feita com parafuso de interferência. Esse foi o primeiro dispositivo especialmente desenhado para esse tipo de cirurgia.⁵ Um problema é que esse método isolado pode não ser suficiente para a fixação tibial, uma vez que o osso esponjoso da tibia tem densidade menor do que o femoral.⁶ Isso é mais frequente em pacientes idosos ou com doenças que afetam a densidade óssea. Nesses casos, uma fixação suplementar pode ter valor.⁷ Outra possível vantagem da segunda fixação é a liberação do paciente para uma reabilitação inicial mais agressiva, com menor perda de massa muscular e propriocepção, isso proporcionado pelo aumento da resistência da fixação.

Três opções frequentes de fixação tibial suplementar ao parafuso são: agrafe, parafuso tipo poste e parafuso com arruela. Parafuso em poste e o parafuso com arruela são métodos acessíveis e têm bons resultados.⁸ A desvantagem é que alguns casos podem gerar queixas dolorosas do paciente na região sob a cabeça do parafuso. Essa incidência de dor pode chegar a 48%.⁸

O agrafe é uma forma de fixação que apresenta a vantagem ser posicionado no mesmo nível das estruturas ósseas, diminui a chance de provocar desconforto ao paciente. O agrafe

pode ser usado como suplemento do parafuso de interferência, porém não há na literatura muitos trabalhos que avaliam o comportamento mecânico da fixação suplementar do agrafe na tibia.^{7,9,10}

O objetivo deste trabalho foi comparar o comportamento mecânico da fixação tibial de enxerto de tendões flexores com parafuso de interferência versus parafuso de interferência associado ao agrafe, em modelo animal.

Material e métodos

Os corpos de prova foram montados com tíbias suínas e tendões bovinos.^{11,12} Eles foram divididos em dois grupos: Grupo 1) grupo controle, com fixação do enxerto apenas com parafuso de interferência e Grupo 2) grupo da dupla fixação, com parafuso de interferência associado ao agrafe.

Os tendões foram coletados em um frigorífico, no qual já era feita a limpeza de tecidos peritendíneos. Como a anatomia dos tendões é bifurcada em Y, foram dissecados para formar dois segmentos tendinosos. As duas extremidades dos tendões já separados foram suturadas com fio de poliéster número cinco.

Obtiveram-se tendões aos pares, para medição em régua perfurada, com orifícios milimetrados, de maneira a formar enxertos quádruplos. Só foram incluídos no estudo enxertos com máximo de 9 mm de diâmetro.

Para aferição precisa da área, os enxertos foram imersos no alginato Jeltrate tipo II (Dentsply, York, PA, EUA), em uma caixa de 20 cm de comprimento e cinco de largura. Após alguns segundos, a pasta de alginato se torna gelatinosa e cria um molde. Esse molde foi seccionado transversalmente em blocos com 10 mm de espessura.¹³

As seções geradas pelo molde resultante foram digitalizadas com resolução de 600 dpi por digitalizador HP J5780® e o software Image-Pro Plus® gerou medidas de área de seção transversal dos moldes a partir das imagens digitalizadas (fig. 1).

A área de cada enxerto quádruplo foi obtida pela soma da média da área de suas quatro extremidades.

As tíbias suínas foram obtidas de animais da raça *Large White* de peso entre 100 e 120 kg. Foram selecionadas 40 peças, também adquiridas em frigorífico de abate para consumo humano.

O procedimento cirúrgico começou com guia tibial convencional para posicionar um fio de Kirschner, que serviu de guia para a perfuração do túnel de 9 mm com broca canulada. O túnel foi confeccionado na sua inserção original, sua saída

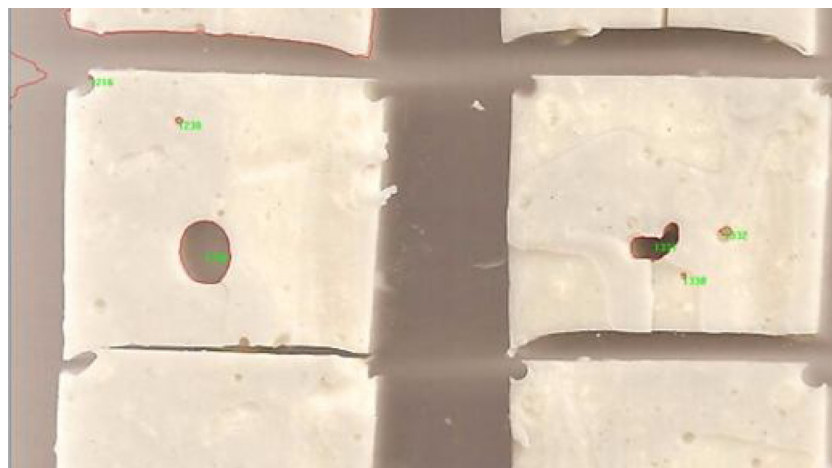


Figura 1 – Imagem adquirida pelo digitalizador no software Image-Pro Plus.



Figura 2 – Grampo de cinco pontas.

ficava entre as eminências intercondilares, na face articular superior. A broca entrava, seguia o fio guia, na face medial da tibia, aproximadamente 2 cm mediais à tuberosidade anterior da tibia.

Em 17 peças a fixação do enxerto foi feita apenas com parafuso de interferência de titânio de nove milímetros de diâmetro (Grupo 1). No Grupo 2 foi usado o agrafe de cinco pontas (fig. 2) associado ao parafuso de interferência para fixação do enxerto (fig. 3).

Após o procedimento cirúrgico, os corpos de prova foram embutidos em resina epóxi 134 em moldes de PVC rígido com dimensões de 60 mm de diâmetro, 75 mm de comprimento e 3,3 mm de espessura. A resina epóxi foi manipulada a uma proporção de 1:4, ou seja, 25% de catalisador e 75% de resina. Aguardou-se a cura total de 60 minutos.

Para manter os corpos de prova na posição vertical durante o envase da resina simultaneamente em seis moldes, foi construído um dispositivo de sustentação com chapas de MDF (15 mm espessura), uma barra de aço escovado (12,7 x 500 mm) e parafusos de madeira (5 x 30 mm). A altura entre a base e a barra de sustentação foi de 230 mm, o comprimento externo do enxerto de 500 mm e a largura externa de 180 mm.

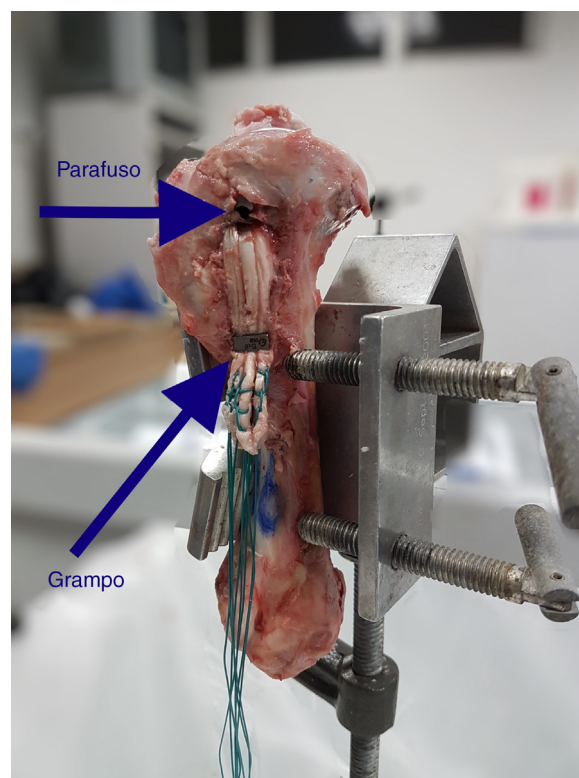


Figura 3 – Fixação com parafuso de interferência e grampo.

Após embutidas, as amostras foram montadas em um dispositivo de fixação e alinhamento para o ensaio. Esse dispositivo é composto por uma morsa de precisão angular com mordentes projetados para possibilitar a fixação de corpos cilíndricos. A configuração da morsa permitiu um ótimo alinhamento visual entre o eixo de tração e o túnel do enxerto.

Os mordentes da morsa foram fabricados em aço AISI 1045 com vincos das cunhas inclinados em 20°, o que possibilita a inclinação a partir do eixo x de 20° a 65°.

O munhão para tracionamento do tendão foi fabricado do mesmo material que a morsa e é composto de três componentes: um parafuso de fixação na célula de carga, o corpo em

forma de U e um pino de 8 mm de diâmetro sobre o qual são laçadas as alças do tendão.

Durante toda a manipulação, armazenagem, procedimentos de fixação e teste mecânico, as tíbias e os tendões foram umedecidos com solução salina isotônica para evitar desidratação e mudança das características mecânicas.

Os tendões foram posicionados em uma máquina de tração EMIC DL 10000 equipada com transdutores de deslocamento e célula de carga tipo s (EMIC- CCE5KN) com carga nominal máxima de 500 Kgf e resolução de 0,1 Kgf. O enxerto foi mantido a 50 mm da tibia, simulou a condição cirúrgica. A fixação das alças do tendão no munhão e do corpo de prova nos mordentes foi feita por meio do alinhamento visual entre o eixo de rotação da máquina e o eixo que passa pelo túnel do enxerto através do dispositivo de fixação.

Após fixação do joelho porcino à máquina, aplicou-se tração de força constante de 80N por dois minutos como pré-tensionamento e acomodação do sistema.¹⁴ Em seguida, retornou-se para força de tração de 10N. A partir desse ponto iniciou-se o teste de tração única com velocidade de 30 mm/min. Após 10 mm de escorregamento o teste foi interrompido. Definiu-se F_{10} como a medida de força no ponto de 10 mm de deslocamento do atuador.¹⁵

Os dados de força e deslocamento do atuador foram fornecidos pelo software da máquina EMIC (TESC) e exportados para o software Microsoft Excel®.

Também foi coletado o primeiro ponto no qual a linha do gráfico perdeu sua retitude. Ou seja, o ponto cuja deformidade do tendão deixou de ser elástica (com capacidade de retorno ao estado original) e se tornou plástica.¹⁶ Esse parâmetro é chamado de *yield load* e é representado neste trabalho por F_y .⁷

Determinados F_{10} e F_y usou-se o modo secante para obtenção da inclinação da reta que traduz as medidas de rigidez (R_{10} e R_y).

Os valores F_{10} e F_y de cada grupo foram divididos pela área do enxerto testado para obtenção da tensão, são representados por σ_{10} e σ_y .

O teste t de Student foi usado com finalidade de obtenção do valor-p para identificar a significância estatística da diferença entre os grupos. Determinou-se significância estatística para valores de p menores do que 0,05.

Resultados

Os valores de média de área para o Grupo 1 foram em concordância com os valores de $37 \pm 10 \text{ mm}^2$, e para o Grupo 2 de $32 \pm 4 \text{ mm}^2$, não houve diferença significativa entre os grupos ($p > 0,05$).

Os resultados de ponto de falha de dez milímetros de deslocamento (F_{10}) e de Yield Load (F_y), as medidas de rigidez (R_{10} e R_y), assim como a resistência e a tensão, não apresentaram diferenças significativas na comparação entre os dois grupos. Os dados são apresentados na [tabela 1](#).

Discussão

Os métodos de dupla fixação mais estudados usam poste, âncora e agrafe. Uma vantagem teórica do agrafe, sobre os demais, é que ele age diretamente sobre o tendão. Isso pode

Tabela 1 – Resultados dos valores médios da força no ponto de 10 mm de deslocamento (F_{10}) yield load (F_y), rigidez (R_{10} e R_y) e tensão (σ_{10} e σ_y) para os Grupos 1 e 2 e valor da significância estatística (p)

	Grupo 1	Grupo 2	(p)
F_{10} (N)	324,7 ± 12 A	333,1 ± 78 A	0,4
F_y (N)	304,6 ± 13 B	251 ± 144 B	0,12
R_{10} (N/mm)	31,5 ± 12 C	32,4 ± 8 C	0,39
R_y (N/mm)	38,4 ± 14 D	40,3 ± 12 D	0,33
σ_{10} (MPa)	9,3 ± 4 E	10,2 ± 2 E	0,19
σ_y (Mpa)	8,9 ± 5 F	7,7 ± 4 F	0,21

Nota: Letras maiúsculas diferentes representam diferenças estatísticas significativas na linha.

levar a uma ação mecânica mais eficiente, em relação à âncora e ao poste, que fixam por intermédio de fios. Apesar desse tipo de ação mecânica do agrafe, no presente estudo não foram encontradas diferenças significativas entre o grupo no qual foi feita a fixação tibial apenas com parafuso de interferência e o grupo com parafuso de interferência associado ao agrafe. No estudo clássico de Kurosaka et al.⁵ foram encontrados melhores resultados de resistência à tração dos enxertos de cadáveres fixados com parafusos de interferência quando comparados com agrafes, uma hipótese é que o parafuso de interferência já atinja o limite mecânico do tendão, a fixação complementar não é mais capaz de aumentar a resistência. Já no estudo de Gerich et al.¹⁷ obtiveram-se valores de força máxima que variaram de 506 a 758N para o grupo de fixação com parafuso de interferência e de 558N para o grupo com agrafe. A rigidez calculada para 175 N de carga apresentou-se significativamente maior para o grupo de fixação com agrafe. Uma importante limitação quanto comparamos os estudos de Kurosaka et al.⁵ e Gerich et al.¹⁷ é que eles analisaram fixações únicas em tendão patelar e nosso estudo tem em um dos grupos uma fixação combinada e nos dois grupos a fixação é feita em enxerto do tipo tendinoso.

Para os testes com dispositivos de fixação da reconstrução de LCA, o tecido ideal seria o musculoesquelético de doadores humanos jovens, uma vez que o procedimento de reconstrução do ligamento cruzado anterior tem indicação em pacientes fisicamente ativos.² A escassez de tecido de cadáver jovem leva à procura a substitutos semelhantes, devido ao principal fator da resistência da fixação ser a qualidade óssea. Uma das opções mais usadas é o joelho suíno, por ter uma anatomia semelhante, apesar de o osso esponjoso ser mais resistente.¹² Já o modelo animal ideal para simulação de enxerto de flexores do joelho humano é o tendão digital bovino, que tem um comportamento mecânico muito similar ao tendão flexor de joelho humano.¹¹ O objetivo do presente estudo foi comparar a eficiência dos diferentes dispositivos de fixação, usar os modelos de tecidos animais mais indicados para a investigação. No entanto, os dados absolutos não devem ser extrapolados para os seres humanos.

Um dos parâmetros do estudo foi a falha do sistema com 10 mm de deslocamento (F_{10}), uma vez que é consagrado que 10 mm de translação anterior da tibia já definem instabilidade clínica e falha terapêutica.¹⁵ Os valores de F_{10} foram semelhantes ao *yield load* (F_y) o dado mais usado nos trabalhos atuais.¹⁸

O uso do ponto de falha F_{10} , ou aumento do comprimento do enxerto em 10 mm, pode ser um dado a mais a ser coletado em trabalhos biomecânicos. Ainda que isso ocorra abaixo do limiar 445 N, definido como mínimo para reabilitação de cirurgia de reconstrução de LCA, acredita-se que já esteja definida uma insuficiência ligamentar.¹⁹ Por esse motivo, por mais que haja um comportamento linear de força versus deslocamento, uma medida de força menor do que 445 N no ponto de 10 mm significaria provável falha, mesmo que a curva não demonstre deformidade plástica (*yield load*). Essa hipótese motivou a adoção desse parâmetro.¹⁹

Estudos que avaliaram a fixação tibial adicional com agrafe tiveram os valores de força no ponto de falha semelhantes aos do presente estudo. Um estudo apresentou a força de falha de 254 N para fixação com parafuso e 197 N com parafuso e agrafe ($p = 0,24$).⁷ Outros estudos que avaliaram a dupla fixação tibial também encontraram valores semelhantes, porém eles usaram outros métodos de fixação adicional.^{20,21}

Ambos os parâmetros de rigidez, R_{10} e R_y , não apresentaram diferença significativa entre os grupos. Uma possível explicação para essa ausência de significância é que os valores encontrados possam ser o limite plástico do enxerto. Portanto, a adição de mais um dispositivo não aumentou a resistência do sistema. O que reforça esse raciocínio é o fato de que os valores de F_{10} e F_y foram semelhantes. Outro fator é a alta densidade do osso esponjoso suíno, que pode aumentar a eficiência do parafuso. Logo, o parafuso como fixação isolada pode ter sido suficiente para levar o tendão até sua deformação plástica, tornar fixações adicionais irrelevantes do ponto de vista mecânico.^{10,12} Porém, há outro estudo no qual foi encontrada um maior estabilidade clínica no grupo com fixação adicional com agrafe após dois anos do ato cirúrgico.⁹

Nos dois estudos em que a rigidez de fixação foi comparada, os valores absolutos foram substancialmente maiores do que os encontrados neste trabalho, apesar de não haver diferença significativa.^{7,9} Uma possível explicação é que tais diferenças possam ter ocorrido por conta de teste cíclico prévio. Nos dois estudos fez-se ensaio cíclico previamente ao de tração, o que poderia acarretar acomodação do sistema fixação, trazer resposta mais imediata ao tensionamento do sistema, o que seria traduzido por maior rigidez. Esses dados podem sugerir um pré-tensionamento cíclico antes da fixação do enxerto que pode aumentar a rigidez, porém na literatura existem opiniões divergentes e dados científicos pobres, que não são suficientes para comprovar esse comportamento.²²⁻²⁴

No Grupo 1, a influência da área de seção transversal foi suprimida pelo cálculo da tensão (σ_{10} e σ_y). A aferição precisa da área do enxerto é fundamental para corrigir esse viés. Trabalhos que medem a área do enxerto apenas por meio de régua perfurada, que tem um aumento brusco a cada orifício de teste, podem alterar a fidedignidade dos números. A aferição com molde de alginato cumpre o objetivo de precisão, além de ser de baixo custo.¹³

O presente estudo apresenta algumas limitações, como a amostra foi pequena, não foram feitos testes cíclicos, foram usados modelos animais e os modelos não tinham fêmur. O objetivo do trabalho era a avaliação isolada da fixação tibial e a presença de fêmur poderia gerar um viés. A tração do enxerto foi feita na mesma reta do túnel tibial e simulou o pior cenário possível.^{5,25-27} Futuros estudos, que considerem

as limitações citadas, serão necessários para determinar a eficiência mecânica do agrafe extratúnel associado ao parafuso de interferência na fixação tibial de enxertos quádruplos de tendões flexores.

Conclusão

Os resultados do presente estudo não foram capazes de comprovar a maior eficiência da dupla fixação de enxerto quádruplo de tendões flexores por meio do agrafe associado ao parafuso de interferência quando comparado com a fixação isolada com parafuso.

Conflitos de interesse

Os autores declaram não haver conflitos de interesse.

REFERÊNCIAS

1. Bollen S. Ligament injuries of the knee—limping forward? *British J Sports Med.* 1998;32(1):82-4.
2. Cohen M, Abdalla RJ, Ejnisman B, Filardi MS, Amaro JT. Estudo comparativo no tratamento das lesões do ligamento cruzado anterior no esporte. *Rev Bras Ortop.* 1997;32(5):337-41.
3. Scannell BP, Loeffler BJ, Hoeing M, Peindl RD, D'Alessandro DF, Connor PM, et al. Biomechanical comparison of hamstring tendon fixation devices for anterior cruciate ligament reconstruction: Part 2, four tibial devices. *Am J Orthop (Belle Mead NJ).* 2015;44(2):82-5.
4. Brand J Jr, Weiler A, Carbon DN, Brown CH Jr, Johnson DL. Graft fixation in cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2000;28(5):761-74.
5. Kurosaka M, Yoshiya S, Andrighi JT. A biomechanical comparison of different surgical techniques of graft fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 1987;15(3):225-9.
6. Scheffler SU, Sudkamp NP, Gockenjan A, Hoffmann RF, Weller 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(3):304-15.
7. Lee JJ, Otarodifard K, Jun BJ, McGarry MH, Hatch GF 3rd, Lee TQ. Is supplementary fixation necessary in anterior cruciate ligament reconstructions? *Am J Sports Med.* 2011;39(2):360-5.
8. Camanho GL, Camanho LF, Viegas AC. Reconstrução do ligamento cruzado anterior com tendões dos músculos flexores do joelho fixos com Endobutton. *Rev Bras Ortop.* 2003;38(6):329-36.
9. Fabbriani C, Mulas PD, Ziranu F, Deriu L, Zarelli D, Millano G. Mechanical analysis of fixation methods for anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring tendon graft. An experimental study in sheep knees. *Knee.* 2005;12(2):135-8.
10. Prado M, Martín-Castilla B, Espejo Reina A, Serrano-Fernández JM, Pérez-Blanca A, Ezquerro F. Close-looped graft suturing improves mechanical properties of interference screw fixation in ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013;21(2):476-84.
11. Donahue TL, Gregersen C, Hull ML, Howell SM. Comparison of viscoelastic, structural, and material properties of double-looped anterior cruciate ligament grafts made from bovine digital extensor and human hamstring tendons. *J Biomech Eng.* 2001;123(2):162-9.

12. Nurmi JT, Sievanen H, Kannus P, Jarvinen M, Jarvinen TL. Porcine tibia is a poor substitute for human cadaver tibia for evaluating interference screw fixation. *Am J Sports Med.* 2004;32(3):765-71.
13. Stieven Filho E, Malafaia O, Ribas-Filho JR, Diniz OES, Borges PC, Albano M, et al. Biomechanic analysis of the sewed tendons for the reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Rev Col Bras Cir.* 2010;37(1):52-7.
14. Yamanaka M, Yasuda K, Tohyama H, Nakano H, Wada T. The effect of cyclic displacement on the biomechanical characteristics of anterior cruciate ligament reconstructions. *Am J Sports Med.* 1999;27(6):772-7.
15. Aga C, Rasmussen MT, Smith SD, Jansson KS, LaPrade RF, Engebretsen L, et al. Biomechanical comparison of interference screws and combination screw and sheath devices for soft tissues anterior cruciate ligament reconstruction on the tibial side. *Am J Sports Med.* 2013;41(4):841-8.
16. Figueiredo Filho DB, Silva Júnior JAD. Desvendando os mistérios do coeficiente de correlação de Pearson (r). *Rev Política Hoje.* 2009;18(1):115-46.
17. Gerich TG, Cassim A, Lattermann C, Lobenhoffer HP. Pullout strength of tibial graft fixation in anterior cruciate ligament replacement with a patellar tendon graft: interference screw versus staple fixation in human knees. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1997;5(2):84-8.
18. Stieven Filho E, Mendes MHD, Claudino S, Baracho F, Borges PC, Cunha LAM. Biomechanical analysis on transverse tibial fixation in anterior cruciate ligament reconstructions. *Rev Bras Ortop.* 2015;50(2):174-9.
19. Morrison JB. Function of the knee joint in various activities. *Biomed Eng.* 1969;4(12):573-80.
20. Higano M, Tashibana Y, Sahagushi K, Goto T, Oda H. Effects of tunnel dilation and interference screw position on the biomechanical properties of tendon graft fixation for anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2014;29(11):1804-10.
21. Yang D-L, Cheon S-H, Oh C-W, Kyung H-S. A comparison of the fixation strengths provided by different intraosseous tendon lengths during anterior cruciate ligament reconstruction: a biomechanical study in a porcine tibial model. *Clin Orthop Surg.* 2014;6(2):173-9.
22. Boylan D, Greis PE, West JR, Bachus KN, Burks RT. Effects of initial graft tension on knee stability after anterior cruciate ligament reconstruction using hamstring tendons: a cadaver study. *Arthroscopy.* 2003;19(7):700-5.
23. Burks RT, Leland R. Determination of graft tension before fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 1988;4(4):260-6.
24. Nurmi JT, Kannus P, Sievanen H, Jarvela T, Jarvinen M, Jarvinen TL. Interference screw fixation of soft tissue grafts in anterior cruciate ligament reconstruction: part 2: effect of preconditioning on graft tension during and after screw insertion. *Am J Sports Med.* 2004;32(2):418-24.
25. Euguchi A, Ochi M, Adachi N, Deie M, Nakamae A, Usman MA. Mechanical properties of suspensory fixation devices for anterior cruciate ligament reconstruction: Comparison of the fixed-length loop device versus the adjustable-length loop device. *Knee.* 2014;21(3):743-8.
26. Rylander L, Brunelli J, Taylor M, Baldini T, Ellis B, Hawkins M, et al. A biomechanical comparison of anterior cruciate ligament suspensory fixation devices in a porcine cadaver model. *Clin Biomech.* 2014;29(2):230-4.
27. Mayr R, Heinrichs CH, Eichinger M, Coppola C, Schmoelz W, Attal R. Biomechanical comparison of 2 anterior cruciate ligament graft preparation techniques for tibial fixation: Adjustable-length loop cortical button or interference screw. *Am J Sports Med.* 2015;43(6):1380-5.