



ESTUDIO BIOMECÂNICO COMPARATIVO ENTRE INJERTOS DE TENDONES SEMITENDINOSO E GRACILIS CUÁDRUPLE E QUÍNTUPLE

A BIOMECHANICAL COMPARISON OF MATCHED FOUR-STRAND AND FIVE-STRAND SEMITENDINOSUS-GRACILIS GRAFTS

ESTUDO BIOMECÂNICO COMPARATIVO ENTRE ENXERTOS QUÁDRUPLOS E QUÍNTUPLOS PAREADOS DE TENDÕES DOS MÚSCULOS SEMITENDÍNEO E GRÁCIL

Marcos Amstalden Barros¹ 
(Médico)

Sandokan Cavalcante Costa¹ 
(Médico)

Diego Eduardo Rubio Jaramillo¹ 
(Médico)


Adriano Marques de Almeida¹ 
(Médico)


Cesar Augusto Martins Pereira² 
(Tecnólogo em Saúde)

Tiago Lazzaretti Fernandes¹ 
(Médico)

Júlio César Carvalho Nardelli¹ 
(Médico)

Marcel Fruschein Annichino¹ 
(Médico)

André Pedrinelli¹ 
(Médico)

Arnaldo José Hernandez¹ 
(Médico)

1. Universidade de São Paulo, Faculdade de Medicina, Hospital das Clínicas HCFMUSP, Instituto de Ortopedia e Traumatologia, Grupo de Medicina do Esporte, São Paulo, SP, Brasil.

2. Universidade de São Paulo, Faculdade de Medicina, Hospital das Clínicas HCFMUSP, Instituto de Ortopedia e Traumatologia, Laboratório de Biomecânica, São Paulo, SP, Brasil.

Correspondência

Adriano Marques de Almeida
Rua Dr. Ovidio Pires de Campos,
333, LEM, 2nd Floor,
Cerqueira Cesar, São Paulo,
SP, Brazil. 05403-010.
adrianomarquesdealmeida@gmail.com

RESUMO

Introdução: Estudos recentes demonstraram que a probabilidade de ruptura do enxerto dos tendões do semitendíneo e do grácil (STG) é correlacionada inversamente com seu diâmetro. Um enxerto pode ser preparado de forma quádrupla ou quántupla para se aumentar o diâmetro. No entanto, a superioridade biomecânica dos enxertos STG quántuplos ainda está em debate. **Objetivo:** Este estudo teve como objetivo avaliar as características biomecânicas dos enxertos STG humanos quádruplos ou quántuplos pareados. **Métodos:** Foram avaliados tendões STG retirados de dez cadáveres masculinos e femininos frescos, com idades entre 18 e 60 anos. Os enxertos quádruplos ou quántuplos foram preparados com os tendões e fixados em túneis de madeira com parafusos de interferência. Cada enxerto foi submetido à tração axial a 20 mm/min. até a ruptura; os testes foram pareados de acordo com os doadores. Os dados foram registrados em tempo real e incluíram a análise de área, diâmetro, força, deformação máxima e rigidez dos enxertos. **Resultados:** O diâmetro, a área e o tamanho do túnel foram significativamente maiores nos enxertos quántuplos do que nos enxertos quádruplos. Não houve diferenças significativas nas propriedades biomecânicas. A área e o diâmetro do enxerto foram correlacionados positivamente com a rigidez e inversamente com a elasticidade. Não houve correlação significativa entre o tamanho do enxerto e a força máxima na falha, deformação máxima ou tensão máxima. **Conclusão:** Os enxertos quántuplos dos músculos isquiotibiais têm maior área, diâmetro e tamanho do túnel do que os enxertos quádruplos. Não houve diferenças significativas nas propriedades biomecânicas. Neste modelo de fixação com parafuso de interferência, aumentos da área e do diâmetro foram correlacionados com o aumento da rigidez e a diminuição na elasticidade. **Nível de evidência V; Estudo Biomecânico.**

Descritores: Reconstrução do ligamento cruzado anterior; Músculos isquiosurais; Músculo grácil; Aloenxertos; Cadáver; Transplante.

ABSTRACT

Introduction: Recent studies have shown that the likelihood of semitendinosus-gracilis graft rupture is inversely correlated to its diameter. A graft can be prepared in a five-strand or four-strand fashion to increase its diameter. However, the biomechanical superiority of five-strand semitendinosus-gracilis grafts is still under debate. **Objective:** This study aimed to evaluate the biomechanical characteristics of matched four-strand and five-strand human semitendinosus-gracilis grafts. **Methods:** We evaluated semitendinosus-gracilis tendons harvested from ten fresh human male and female cadavers, aged 18-60 years. Four-strand or five-strand grafts were prepared with the tendons and fixed to wooden tunnels with interference screws. Each graft was submitted to axial traction at 20 mm/min until rupture; the tests were donor matched. Data were recorded in real time and included the analysis of the area, diameter, force, maximum deformation and stiffness of the grafts. **Results:** The diameter, area and tunnel size were significantly greater in the five-strand grafts than in the four-strand grafts. There were no significant differences in biomechanical properties. The area and diameter of the graft were positively correlated to stiffness, and inversely correlated to elasticity. There was no significant correlation between graft size and maximum force at failure, maximum deformation or maximum tension. **Conclusion:** Five-strand hamstring grafts have greater area, diameter and tunnel size than four-strand grafts. There were no significant differences in biomechanical properties. In this model using interference screw fixation, the increases in area and diameter were correlated with an increase in stiffness and a decrease in elasticity. **Level of evidence V; biomechanical study.**

Keywords: Anterior cruciate ligament reconstruction; Hamstring muscles; Gracilis muscle; Allografts; Cadaver; Transplantation.

RESUMEN

Introducción: Estudios recientes demostraron que la probabilidad de ruptura de los injertos semitendinoso y gracilis (STG) durante el pos operatorio de reconstrucción de ligamento cruzado anterior (LCA) está inversamente



correlacionada a su diámetro. Un injerto puede ser preparado para obtener cuatro o cinco hebras para aumentar su diámetro, pero la superioridad biomecánica de los injertos STG de cinco hebras aún se mantiene en discusión. **Objetivo:** Evaluar las características biomecánicas de los injertos STG de humanos de cuatro o cinco hebras por pares. **Métodos:** Fueron evaluados tendones STG de diez cadáveres masculinos y diez cadáveres femeninos frescos, entre los 18 y 60 años. Los injertos de cuatro y cinco hebras fueron fijados en túneles de madera con tornillos de interferencia. Cada injerto fue sometido a una tracción axial de 200mm/min hasta su ruptura; estos tendones fueron separados por pares de acuerdo con sus donadores. Los datos fueron registrados en tiempo real y incluyeron el análisis del área del injerto, diámetro, fuerza, deformación máxima y rigidez. **Resultados:** Los resultados sobre el diámetro, el área y el tamaño del túnel fueron significativamente mayores en los injertos de cinco hebras que en los de cuatro. No existieron diferencias significativas en las propiedades biomecánicas. El área y el diámetro del injerto fueron correlacionados positivamente con la rigidez e inversamente con la elasticidad. No existió correlación significativa entre el tamaño del injerto y la fuerza máxima al momento de la falla, Máxima deformación o máxima tensión. **Conclusión:** Los injertos de isquiotibiales de cinco hebras tienen un área, diámetro y tamaño de túnel más grande que los injertos de cuatro hebras. No hubieron diferencias biomecánicas significativas. Los aumentos de área y diámetro en este modelo con la fijación de tornillo de interferencia fueron correlacionados con aumento de en la rigidez y una disminución en la elasticidad. **Nivel de evidencia V; estudio biomecánico.**

Descriptor: Reconstrucción del ligamento cruzado anterior; Músculos isquiosurales; Músculo grácil; Aloinjertos; Cadáver; Trasplante.

DOI: http://dx.doi.org/10.1590/1517-8692202127062021_0040

Artigo recebido em 18/02/2021 aprovado em 25/03/2021

INTRODUÇÃO

A reconstrução do ligamento cruzado anterior (LCA) com enxertos de tendões dos músculos semitendíneo e grácil (STG) é crescente; estudos recentes têm mostrado que o uso do enxerto STG está substituindo o enxerto com tendão patelar em números cada vez maiores.¹ Os enxertos com tendões dos músculos isquiotibiais estão associados a menos dor na parte anterior do joelho e menos complicações do mecanismo extensor do que os autoenxertos osso-tendão patelar-osso (OTPO), embora apresentem percentual maior de falha.^{2,3} Resultados clínicos semelhantes são observados com ambas as técnicas.⁴ Uma das principais preocupações ao usar enxertos STG é a heterogeneidade inerente do diâmetro do enxerto,^{5,6} o que pode causar variabilidade importante das propriedades biomecânicas do enxerto, levando ao aumento do risco de falha.⁷ Artigos recentes mostraram que a reconstrução do LCA usando diâmetros maiores de enxerto STG tem risco menor de cirurgia de revisão. Enxertos com 7 mm ou menos tiveram taxa de revisão de 13,6% em comparação com 1,7% dos enxertos maiores que 8 mm.⁸ Além disso, a probabilidade de cirurgia de revisão foi 0,86 vezes menor a cada incremento de 0,5 mm no diâmetro do enxerto STG.⁹ Uma possível solução quando o cirurgião se depara com um enxerto STG fino é usar um tendão triplo do semitendíneo e um tendão duplo do grácil, o que leva ao enxerto STG quádruplo em vez do enxerto usual quádruplo. Os resultados dessa estratégia mostraram um enxerto de maior diâmetro e possivelmente mais resistente.¹⁰

Todavia, um estudo biomecânico recente usando um dispositivo de loop (laço) fixo (Endobutton) comparou enxertos STG quádruplos e quádruplos e mostrou aumento do diâmetro do enxerto, mas nenhuma diferença significativa da rigidez ou deslocamento. Os autores sugerem que a fixação adicional do enxerto com suturas não contribuiu para melhorar as propriedades biomecânicas do enxerto no tempo zero.¹¹ A última revisão sistemática que comparou enxertos de quádruplos e quádruplos analisando estudos clínicos e biomecânicos não encontrou nenhuma diferença nos resultados depois da reconstrução do LCA com qualquer construto de enxerto.¹²

Portanto, realizamos um estudo biomecânico comparando os enxertos STG quádruplos e quádruplos pareados, que foram fixados com parafusos de interferência em ambas as extremidades em comparação com os dispositivos de fixação cortical de loop fixo.

Nosso objetivo foi verificar se existe uma diferença nas propriedades biomecânicas entre os enxertos de quatro ou cinco cordas neste tipo de construto no tempo zero.

MATERIAIS E MÉTODOS

Os tendões do semitendíneo e do grácil foram coletados de cadáveres humanos recentes de homens e mulheres, com idade de 18 a 60 anos. Os cadáveres foram obtidos no necrotério de nosso Serviço. As amostras que apresentavam sinais de patologias prévias, como deformidades, cicatrizes cirúrgicas ou evidências clínicas de lesão, não foram incluídos neste estudo.

A dissecação anatômica foi realizada bilateralmente, por acesso posterior aos tendões do semitendíneo e do grácil para serem usados como enxertos. A ferida foi fechada em camadas. Os enxertos colhidos foram identificados quanto ao lado do joelho do cadáver e o músculo adjacente foi removido. Foram acondicionados em solução salina e congelados para teste posterior.

Na ocasião do teste, os enxertos foram descongelados e preparados como enxerto quádruplo ou quádruplo no Laboratório de Biomecânica de nosso Instituto. Os testes dos enxertos ocorreram de forma pareada, em que um enxerto quádruplo seria comparado com um enxerto quádruplo do joelho contralateral do mesmo corpo. Após o teste, os enxertos foram devolvidos ao Serviço de Necrotério para o descarte adequado.

Os enxertos quádruplos foram preparados com tendões dos músculos semitendíneo e grácil, que foram dobrados na metade. As extremidades livres dos enxertos foram costuradas com sutura contínua de Vicryl® 1.0 (Figura 1). Os enxertos quádruplos foram preparados combinando um enxerto de semitendíneo triplo e um enxerto de grácil duplo, com modificação da técnica descrita por Kyle.¹³ Os enxertos de grácil foram dobrados ao meio e as extremidades livres foram costuradas com sutura contínua. Os enxertos do semitendíneo foram dobrados em

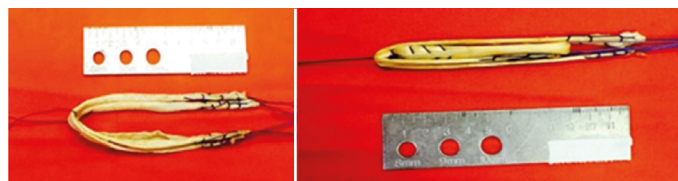


Figura 1. Enxertos quádruplos e quádruplos.

três, e a extremidade da parte livre e a extremidade da parte dobrada foram costuradas com sutura contínua. Todas as suturas foram feitas com Vicryl® 1.0 (Figura 1). Medimos o comprimento, a área central e o diâmetro central dos enxertos. A área foi medida com um dispositivo medidor de altura (relógio comparador Mitutoyo, resolução de 0,01 mm), canal com dimensões de 9,6 mm (largura) x 15 mm (profundidade) e acionador em forma de paralelepípedo, que deslizou através do canal e foi anexado à haste do relógio comparador. Primeiro, o medidor de altura foi zerado com o acionador em contato com a base do canal. A seguir, os enxertos foram introduzidos entre o acionador e o canal e colocados sob pressão de 12 N.m⁻² para obter uma forma retangular. A área foi calculada como o produto da altura do enxerto (aferida pelo medidor de altura) e a largura do canal. O diâmetro correspondente da área foi calculado usando a fórmula $D = \sqrt{A.4/\pi}$, onde D é o diâmetro do enxerto, A é a área do enxerto e $\pi = 3,14159265$. Teste mecânico: Os testes foram realizados em máquina universal de ensaios mecânicos Kratos® K 5002 (Kratos Equipamentos Industriais), equipada com célula de carga eletrônica de 981 N. A precisão do sistema para medição da carga foi de 0,981 N. O equipamento foi conectado a um computador, e os dados foram adquiridos e processados com um sistema de aquisição de dados ADS2000 (Lynx Tecnologia Ltda.).¹⁴ Cada enxerto foi conectado à máquina de teste por meio de dois tubos construídos com a madeira brasileira *Simarouba amara* (marupá). Os tubos foram fixados na base e na célula de carga da máquina por meio de dois pinos metálicos de 4 mm de diâmetro. O comprimento dos tubos era 80 mm e o diâmetro, 27,5 mm, com orifício de passagem de 6 mm de diâmetro. De acordo com o diâmetro do enxerto em suas regiões proximal e distal, foi feito um orifício de 30 mm de profundidade e 1 mm extra de diâmetro em uma das extremidades do tubo para fixação do enxerto com parafuso de interferência metálico de mesmo diâmetro que o do enxerto.

Para conter qualquer expansão da parte externa dos tubos de madeira na área de fixação do enxerto, foram construídos dois anéis de poliestireno de alto impacto (HIPS) com uma impressora 3D. Cada anel foi colocado no tubo (Figura 2) e fixado com um parafuso com torque de 1 N.m com a utilização de um torquímetro de 12 N.m, modelo DV-14 (Lorenz Messtechnik GmbH, Alemanha).

Os enxertos foram fixados com parafusos de interferência metálicos rombos com um torquímetro de 12 N.m conectado a uma chave de fenda. A força de inserção do parafuso foi registrada no computador com o mesmo sistema de aquisição de dados antes mencionado. Estabeleceu-se uma distância de 30 mm da parte central do enxerto, definida pela distância entre os dois tubos. Porém, devido às variações do comprimento do enxerto, a distância final foi medida com paquímetro Mitutoyo de resolução 0,05 com os tubos fixados na máquina de ensaio e submetidos

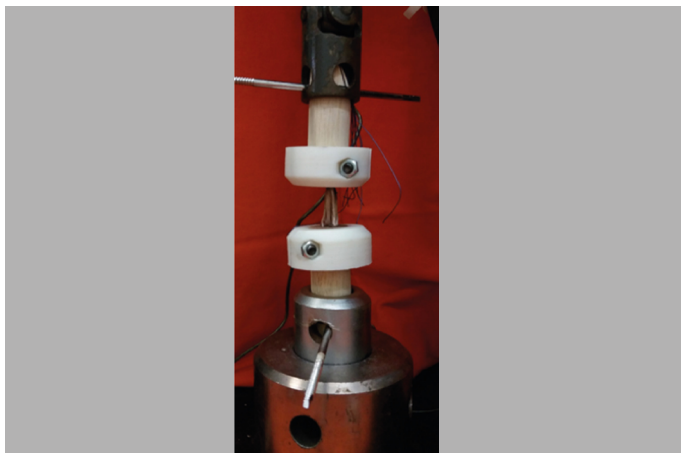


Figura 2. Enxerto fixado no dispositivo de teste mostrando os tubos de madeira com os anéis.

a uma pré-carga de 3 N. Cada enxerto foi submetido à tensão axial em uma velocidade de 20 mm/min. até a ruptura. A força e a deformação foram registradas em tempo real. Força máxima, deformação máxima (pico da força vs. gráfico de deformação), rigidez e elasticidade foram avaliadas. A rigidez foi calculada como a força dividida pela deformação medida entre dois pontos na região linear do gráfico.

Ética

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa e todos os enxertos foram colhidos e testados após a assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido pelos familiares dos cadáveres.

RESULTADOS

O diâmetro do enxerto, a área e o tamanho do túnel foram significativamente maiores no construto de enxertos quádruplos em comparação com o construto quádruplos. O comprimento do enxerto quádruplo foi significativamente menor, como esperado (Tabela 1). Não se observaram diferenças significativas nas propriedades biomecânicas ao comparar os construtos quádruplos e quádruplos pareados. Constatamos uma correlação significativa entre o tamanho do enxerto e as propriedades biomecânicas. A área e o diâmetro do enxerto foram correlacionados positivamente com a rigidez (coeficiente de Pearson 0,48, $p = 0,03$) e inversamente correlacionados com a elasticidade (coeficiente de Pearson -0,47, $p = 0,035$). Não foram encontradas correlações significativas entre o tamanho do enxerto e a força máxima para falha e deformação máxima ou tensão máxima.

Tabela 1. Características e propriedades biomecânicas dos enxertos STG quádruplos e quádruplos.

	Quádruplos	Quádruplos	Valor de P
Comprimento (mm)	112,9 ± 16,1	84,3 ± 5,5	<,001
Área (mm ²)	58,6 ± 12,9	70,2 ± 15,2	0,045
Diâmetro (mm)	8,6 ± 0,9	9,4 ± 1	0,039
Tamanho do túnel (mm)	8,5 ± 0,5	9,9 ± 0,9	<,001
Rigidez (N/mm)	44 ± 11,4	50,5 ± 12,74	0,25
Elasticidade (MPa)	20,2 ± 4,9	18 ± 5,8	0,36
F _{máx} (N)	427,5 ± 149,4	469,5 ± 27,2	0,22
D _{máx} (mm)	17,4 ± 4,9	15,5 ± 6,7	0,39
D _{máx} (%)	67,8 ± 22,8	65,7 ± 32	0,87
T _{máx} (MPa)	7,33 ± 2,6	6,9 ± 2,2	0,35

DISCUSSÃO

Os enxertos STG quádruplos preparados com três cordas tendíneas do semitendíneo e duas do grácil tiveram maior diâmetro, área e tamanho do túnel do que os enxertos quádruplos preparados com tendões do semitendíneo e do grácil dobrados ao meio, como se esperava; contudo, não encontramos diferença significativa nas propriedades biomecânicas entre os construtos quádruplos e quádruplos.

Há evidências na literatura de que um maior diâmetro do enxerto de tendões dos músculos isquiotibiais corresponde a uma força maior do enxerto, mostrando uma correlação entre o tamanho do enxerto e a carga de falha final.² O estudo prospectivo de Magnussen *et al.*,⁸ com 256 pacientes e acompanhamento médio de 14 meses mostrou que o tamanho reduzido do autoenxerto de tendões isquiotibiais é um preditor de revisão precoce do enxerto. Snaebjörnsson *et al.*⁹ forneceram evidências adicionais da importância do diâmetro do autoenxerto de tendões dos isquiotibiais. Seu estudo de coorte com 2.240 pacientes do Swedish National Knee Ligament Register (SNKLR) submetidos à reconstrução primária do LCA com autoenxerto de tendões isquiotibiais mostrou que o aumento no diâmetro do enxerto entre 7,0 e 10,0 mm

resultou em probabilidade 0,86 vezes menor de cirurgia de revisão a cada de 0,5 mm de aumento.

No entanto, quando aumentamos artificialmente o diâmetro do enxerto com enxertos STG quádruplos em vez de quádruplos, os estudos biomecânicos não demonstraram propriedades biomecânicas superiores dos construtos anteriores no tempo zero. Vaillant *et al.*,¹¹ usando um construto de loop para fixação do enxerto, observaram que a corda tendínea livre do semitendíneo não foi eficaz para melhorar as propriedades biomecânicas do enxerto.¹¹ Em nosso estudo, objetivamos reproduzir a fixação do parafuso de interferência para conseguir melhor incorporação da corda do semitendíneo adicional no construto. Comparando os pares combinados dos dois tipos de construtos, não encontramos diferença significativa nas propriedades biomecânicas, embora tenhamos observado correlação positiva significativa entre o diâmetro do enxerto e a rigidez.

Como esperado, os enxertos quádruplos eram mais curtos do que os enxertos quádruplos (84,3 ± 5,5 mm vs. 112,9 ± 16,1 mm, P < 0,001). Esse comprimento do enxerto deve ser suficiente para a reconstrução do LCA, mas os cirurgiões devem estar cientes do comprimento final do enxerto e da técnica que será aplicada.

Uma limitação do nosso estudo foi a fixação do enxerto em modelos de madeira. Optamos por modelos de madeira para padronizar nossos

construtos. Ossos de cadáveres humanos têm propriedades biomecânicas diferentes, como densidade e resistência, que podem interferir nos resultados. Esse construto provavelmente teve efeitos sobre os testes biomecânicos, principalmente na resistência máxima, uma vez que a maioria das rupturas ocorreram na zona de fixação. A força máxima ($F_{máx}$) provavelmente foi mais influenciada pela interface de fixação do que pelas características do enxerto. Ao contrário, elasticidade e rigidez são determinadas pelas propriedades do enxerto, e não pelo método de fixação.

CONCLUSÕES

Em nosso estudo, os enxertos quádruplos de tendões isquiotibiais tinham área, diâmetro e tamanho do túnel significativamente maiores do que os enxertos quádruplos com o mesmo tendão. No entanto, não se constataram diferenças significativas na rigidez e elasticidade ao comparar os pares de construtos combinados, embora tenhamos observado uma correlação significativa entre a área do enxerto e rigidez e elasticidade.

Todos os autores declararam não haver qualquer potencial conflito de interesses referente a este artigo.

CONTRIBUIÇÃO DOS AUTORES: Cada autor contribuiu individual e significativamente para o desenvolvimento deste artigo. MAB: Redação, análise de dados, revisão do manuscrito; SCC: Revisão da literatura, preparação do projeto de pesquisa, revisão e realização dos procedimentos; DERJ: Revisão da literatura, preparação do projeto de pesquisa, revisão e realização dos procedimentos; AMA: Redação, conceito intelectual, preparação do projeto de pesquisa, análise de dados, análise estatística, revisão do manuscrito; MFA: Revisão da literatura, revisão do manuscrito; CAMP: Preparação do projeto de pesquisa, análise de dados; TLF, JCCN, AP e AJH: Conceito intelectual do estudo.

REFERÊNCIAS

1. Kvist J, Kartus J, Karlsson J, Forssblad M. Results from the Swedish national anterior cruciate ligament register. *Arthroscopy*. 2014;30(7):803-10.
2. Hamner DL, Brown CH Jr, Steiner ME, Hecker AT, Hayes WC. 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*. 1999;81(4):549-57.
3. Wilson TW, Zafuta MP, Zobitz M. A biomechanical analysis of matched bone- patellar tendon-bone and double-looped semitendinosus and gracilis tendon grafts. *Am J Sports Med*. 1999;27(2):202-7.
4. Sajovic M, Strahovnik A, Dernovsek MZ, Skaza K. Quality of life and clinical outcome comparison of semitendinosus and gracilis tendon versus patellar tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction: an 11-year follow-up of a randomized controlled trial. *Am J Sports Med*. 2011;39(10):2161-9.
5. Tuman JM, Diduch DR, Rubino LJ, Baumfeld JA, Nguyen HS, Hart JM. Predictors for hamstring graft diameter in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*. 2007;35(11):1945-9.
6. Bickel BA, Fowler TT, Mowbray JG, Adler B, Klingele K, Phillips G. Preoperative magnetic resonance imaging cross-sectional area for the measurement of hamstring autograft diameter for reconstruction of the adolescent anterior cruciate ligament. *Arthroscopy*. 2008;24(12):1336-41.
7. Conte EJ, Hyatt AE, Gatt CJ, Dhawan A. Hamstring autograft size can be predicted and is a potential risk factor for anterior cruciate ligament reconstruction failure. *Arthroscopy*. 2014;30(7):882-90.
8. Magnussen RA, Lawrence JTR, West RL, Toth AP, Taylor DC, Garrett WE. Graft size and patient age are predictors of early revision after anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring autograft. *Arthroscopy*. 2012;28(4):526-31.
9. Snaebjörnsson T, Hamrin Senorski E, Ayeni OR, Alentorn-Geli E, Krupic F, Norberg F, et al. Graft diameter as a predictor for revision anterior cruciate ligament reconstruction and KOOS and EQ-5D values: a cohort study from the Swedish national knee ligament register based on 2240 patients. *Am J Sports Med*. 2017;45(9):2092-7.
10. Lavery KP, Rasmussen JF, Dhawan A. Five-strand hamstring autograft for anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthrosc Tech*. 2014;3(4):e423-6.
11. Vaillant ER, Parks BG, Camire LM, Hinton RY. Five-strand versus four-strand hamstring tendon graft technique for anterior cruciate ligament reconstruction: a biomechanical comparison. *J Knee Surg*. 2017;30(9):916-9.
12. Smith JH, Houck DA, Hart JA, Vidal AF, Frank RM, Bravman JT, et al. Five-strand hamstring autografts for anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review. *Orthop J Sports Med*. 2019;7(2):2325967119826094.
13. Lavery KP, Rasmussen JF, Dhawan A. Five-strand hamstring autograft for anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthrosc Tech*. 2014;3(4):e423-6.
14. Górios C, Hernandez AJ, Amatuzzi MM, Leivas TP, Pereira CAM, Bölliger Neto R, et al. Rigidity of the knee anterior cruciate ligament and grafts to reconstruct it with the patellar ligament and with the semitendinosus and gracilis muscles. *Acta Ortop Bras*. 2001;9(2):26-40.