

Análise biomecânica da reconstrução do ligamento cruzado anterior*

Biomechanical Evidence on Anterior Cruciate Ligament Reconstruction

António Completo¹ José Carlos Noronha² Carlos Oliveira¹ Fernando Fonseca^{3,4}

¹ Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro, Aveiro, Portugal

² Hospital da Ordem da Trindade, Porto, Portugal

³ Serviço de Ortopedia, Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra, Coimbra, Portugal

⁴ Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra, Coimbra, Portugal

Address for correspondence Fernando Fonseca, Serviço de Ortopedia, Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra, Coimbra, Portugal (e-mail: pereirafonseca@gmail.com).

Rev Bras Ortop 2019;54:190–197.

Resumo

Objetivo A reconstrução do ligamento cruzado anterior é aconselhável sobretudo em atletas de alta demanda física. Diversas técnicas são usadas na reconstrução, mas a grande questão é qual o melhor posicionamento para o enxerto. Analisar o efeito biomecânico da posição dos túneis ósseos na repartição de carga e cinemática da articulação, bem como os resultados funcionais em médio prazo, após reconstrução do ligamento cruzado anterior.

Métodos Fez-se um estudo de simulação biomecânica computacional com modelos de elementos finitos do joelho original e com reconstrução do ligamento cruzado anterior (Neo-LCA) em quatro combinações de posição dos túneis ósseos (femoral central-tibial central, femoral anterior-tibial central, femoral posterossuperior-tibial anterior e femoral central-tibial anterior) com o mesmo tipo de enxerto. Para cada modelo, foram comparadas a pressão de contato na cartilagem, a rotação e translação do fêmur e dos meniscos e a deformação nos ligamentos.

Resultados Nenhum modelo de Neo-LCA foi capaz de reproduzir, na íntegra, o modelo do joelho original. Quando o túnel femoral era colocado em posição mais posterior, observaram-se pressões na cartilagem 25% mais baixas e translação dos meniscos superiores entre 12% e 30% relativamente ao modelo intacto. Quando o túnel femoral estava em posição mais anterior, observou-se uma rotação interna do fêmur 50% inferior ao modelo intacto.

Conclusão Os resultados evidenciam que uma localização do túnel femoral mais distante da posição central parece ser mais preponderante para um comportamento mais díspar relativamente à articulação intacta. Na posição mais anterior existe um aumento da instabilidade rotatória.

Palavras-Chave

- ▶ ruptura
- ▶ reconstrução do ligamento cruzado anterior
- ▶ ligamento cruzado anterior

* Trabalho desenvolvido no Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro, Aveiro, Portugal. Publicado originalmente por Elsevier Ltda.

Abstract

Objective Anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction is recommended in athletes with high physical demands. Several techniques are used in reconstruction; however, the most relevant question still is the best biomechanical positioning for the graft. The present study aimed to analyze the biomechanical effect of the position of bone tunnels on load distribution and joint kinetics, as well as the medium-term functional outcomes after ACL reconstruction.

Methods A biomechanical study using a finite element model of the original knee (without anterior cruciate ligament rupture) and reconstruction of the ACL (neoACL) was performed in four combinations of bone tunnel positions (central femoral-central tibial, anterior femoral-central tibial, posterosuperior femoral-anterior tibial, and central femoral-anterior tibial) using the same type of graft. Each neo-ACL model was compared with the original knee model regarding cartilaginous contact pressure, femoral and meniscal rotation and translation, and ligamentous deformation.

Results No neo-ACL model was able to fully replicate the original knee model. When the femoral tunnel was posteriorly positioned, cartilage pressures were 25% lower, and the mobility of the meniscus was 12 to 30% higher compared with the original knee model. When the femoral tunnel was in the anterior position, internal rotation was 50% lower than in the original knee model.

Conclusion Results show that the femoral tunnel farther from the central position appears to be more suitable for a distinct behavior regarding the intact joint. The most anterior position increases rotational instability.

Keywords

- ▶ rupture
- ▶ anterior cruciate ligament reconstruction
- ▶ anterior cruciate ligament

Introdução

As lesões do ligamento cruzado anterior (LCA) encontram-se entre as lesões mais frequentes no desporto (70%).¹ No entanto, o sucesso dessa reconstrução, em médio e longo prazos, está diretamente ligado aos alinhamentos/ posicionamentos dos túneis ósseos, assim como à tensão do enxerto ligamentar. O posicionamento dos túneis ósseos é fundamental na cinética e biomecânica do joelho,² influi nos resultados finais da cirurgia. Se construirmos modelos em elementos finitos, é possível simular as características biomecânicas do joelho quer em nível ligamentar quer em nível da cartilagem, calculam-se as diversas tensões geradas quer no modelo de joelho sem rotura do LCA quer no modelo no qual foi feita a reconstrução ligamentar. No presente trabalho simulou-se a reconstrução do LCA com base em modelos de elementos finitos, substituiu-se o ligamento por quatro neoligamentos de enxerto osso-tendão-osso (OTO).³ O posicionamento dos túneis ósseos foi reproduzido do estudo desenvolvido em cadáver² por um dos autores deste trabalho (JCN) que simulou diversas possibilidades de posicionamento dos túneis ósseos, sempre com o mesmo tipo de plastia, e as comparou com o modelo original. Foi possível calcular algumas condições biomecânicas, pressão de contato na cartilagem, translação posterior e rotações do fêmur, translação dos meniscos e deformações principais máximas (tração) nos ligamentos, geradas pelos diversos posicionamentos, o que permite prever os riscos que o joelho operado correrá em médio e longo prazos.

Materiais e métodos

O modelo do joelho original foi desenvolvido em computador a partir do modelo 3 D *Open-Knee Model*, modelado a partir de imagens de ressonância magnética do joelho esquerdo de um cadáver com 77 anos,^{4,5} constituído por fêmur distal, tibia proximal, cartilagem, meniscos íntegros, ligamentos colaterais, ligamentos cruzados e fíbula proximal (→ **Fig. 1**). A inclinação tibial foi de 5° posterior.

Paralelamente foram desenvolvidos quatro modelos geométricos com reconstrução do LCA (Neo-LCA), baseados nos estudos de Noronha.⁵ Os quatro modelos geométricos com reconstrução do LCA (Neo-LCA) desenvolveram-se com *software* de CAD (Catia, Dassault-Systems, França) pela substituição do LCA por um enxerto osso-tendão-osso (OTO) com uma secção transversal equivalente ao ligamento intacto. As diferentes posições dos túneis ósseos na tibia e fêmur reproduziram as posições descritas no trabalho experimental em cadáver de Noronha,⁵ que demonstrou serem as posições mais próximas da isometria do ligamento cruzado original, foi usada a mesma nomenclatura (→ **Fig. 2**). As designações FC e TC representam as posições centrais-naturais do LCA no fêmur (FC) e na tibia (TC), as designações FA e TA representam posições dos túneis mais anteriores relativamente às posições centrais-naturais no fêmur (FA) e na tibia (TA), a designação FPS representa uma posição do túnel no fêmur numa posição posterosuperior (FPS) e a designação TAI representa uma posição do túnel na tibia numa posição anterointerna (TAI). Com base nas diferentes

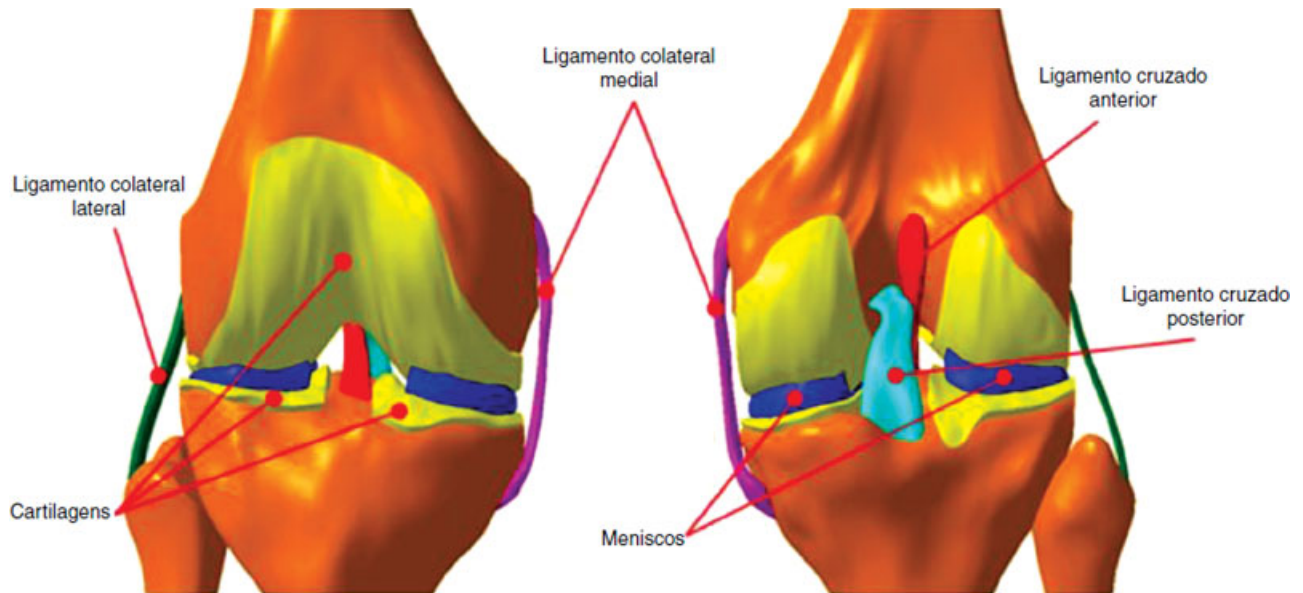


Fig. 1 Modelo geométrico do joelho intacto (Open Knee Model).

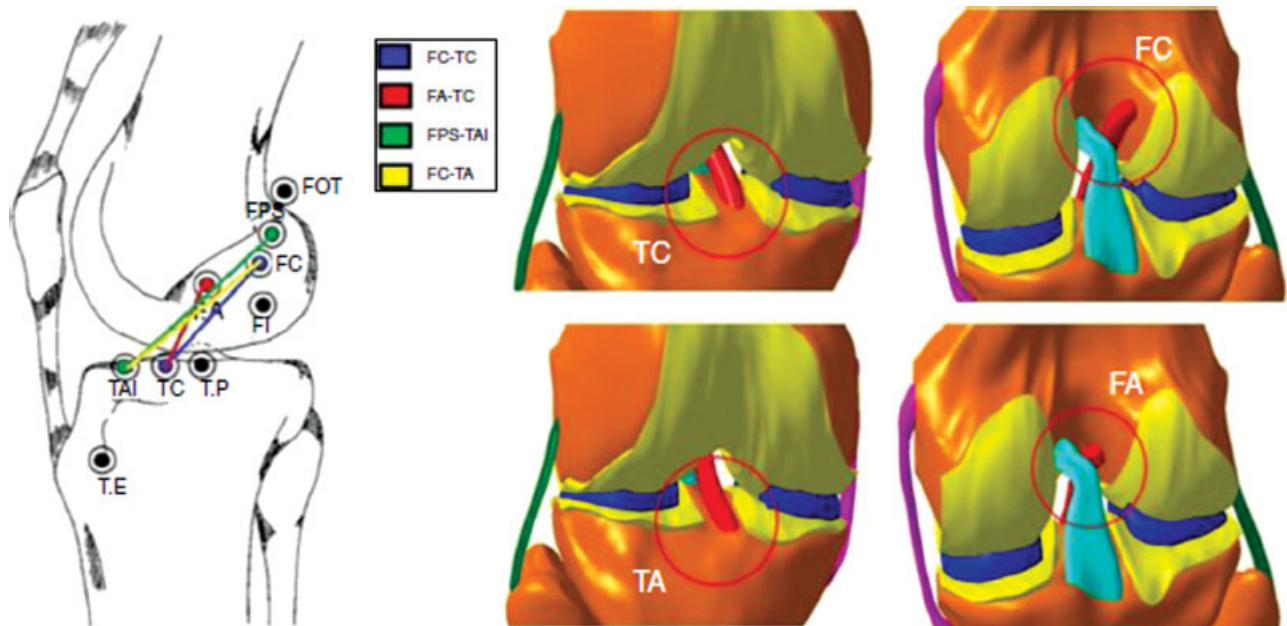


Fig. 2 Posição dos túneis ósseos na tíbia e no fêmur analisados. FC-TC, fêmur e tíbia centrais; FA-TC, fêmur anterior e tíbia central; FC-TA, fêmur central e tíbia anterior; FPS-TAI, fêmur posterossuperior e tíbia posição anterointerna.

posições dos túneis ósseos na tíbia e no fêmur foram analisadas quatro combinações de reconstrução do LCA: FC-TC, FA-TC, FC-TA e FPS-TAI (►Fig. 2). As diferentes geometrias de cada modelo foram importadas para o *software* ABAQUS (6.13) (Providence, EUA), no qual foi gerada a malha de elementos finitos (►Fig. 3) e foram feitas as simulações. O tipo de elemento, o número de elementos e nós para cada estrutura dos diferentes modelos da articulação encontram-se na ►Tabela 1. Apesar de todo o material das diferentes estruturas da articulação apresentar um comportamento viscoelástico, o curto tempo de aplicação da carga na articulação durante o movimento de flexão do joelho ($t = 1$ segundo) aproxima o comportamento desses ao linear elás-

tico⁶ com módulos de elasticidade (E) e coeficientes de Poisson (ν)⁷⁻¹² detalhados na ►Tabela 2. As condições de interação-ligação entre as diferentes estruturas da articulação procuraram aproximar-se da condição fisiológica, considerou-se que nos modelos Neo-LCA reconstruídos com enxerto OTO esse se encontra solidário com osso da tíbia e do fêmur. As interações entre as superfícies ósseas e as zonas de inserção dos ligamentos e as cartilagens foram modeladas como ligações rígidas. As restantes interações entre as diferentes estruturas foram modeladas com contato sem atrito.⁶ A fixação dos cornos dos meniscos foi modelada com 10 molas (350N/mm) por corno (►Fig. 3). Aplicaram-se nos modelos numéricos forças e momentos desenvolvidos no

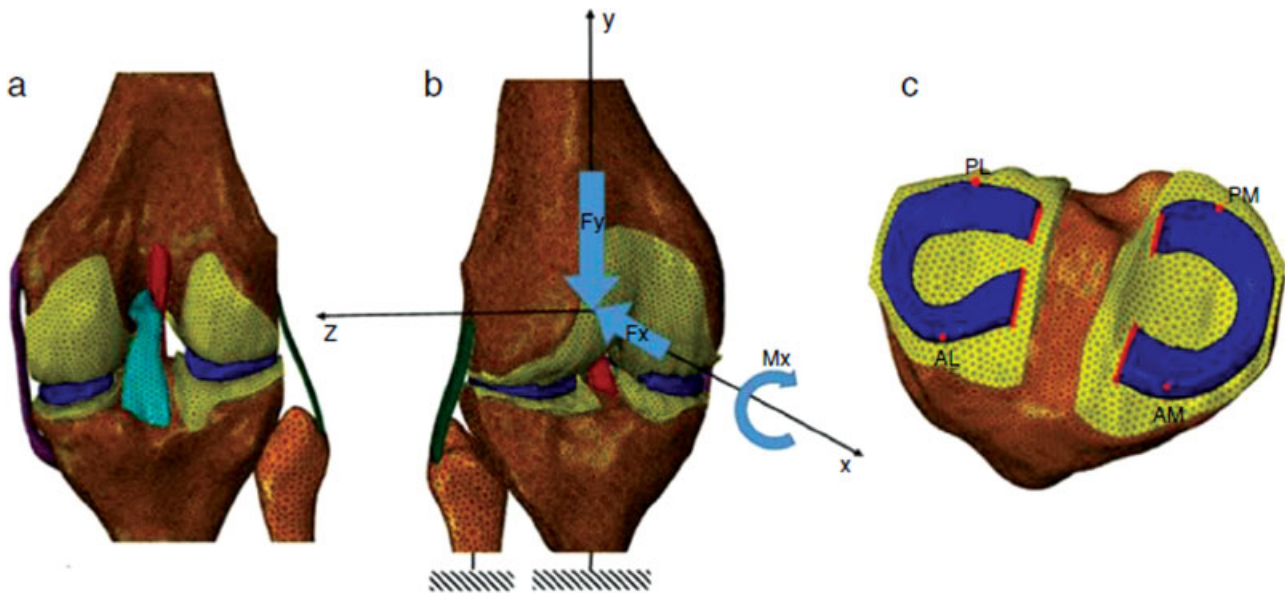


Fig. 3 A, modelo de elemento finitos do joelho (vista posterior); B, representação esquemática das forças e do momento aplicados à articulação; C, localização dos pontos AL, PL, AM, PM onde foram medidos os deslocamentos dos meniscos.

Tabela 1 Tipo de elemento, número de elementos e nós em cada estrutura do modelo numérico

Estrutura	Tipo de elemento	Número de elementos	Número de nós
Femur	S3R	40628	20316
Tíbia	S3R	25130	12567
Fíbula	S3R	1528	766
Meniscos	C3D4	25573	5952
Cartilagem tibiais	C3D10M	13992	24782
Cartilagem femoral	C3D10M	24094	6405
LCA	C3D4	1601	510
LCP	C3D4	2381	721
LCM	C3D4	3847	1165
LCL	C3D4	2453	774
Neo-LCA FG-TC	C3D4	6139	1420
Neo-LCA FG-TA	C3D4	5633	1357
Neo-LCA FA-TC	C3D4	3020	734
Neo-LCA FPS-TAI	C3D4	5496	1374

joelho durante o ciclo de marcha para um indivíduo com 75kg.^{13,14} A flexão articular resultou apenas da aplicação das forças e momento no fêmur, a fíbula e tíbia foram fixadas na zona distal (►Fig. 3). Foi aplicada no fêmur a força articular tibia-fêmur (F_y), a força articular anteroposterior patela-fêmur (F_x) e um momento de abdução-adução no plano frontal (M_x) (►Fig. 3). A evolução das forças (F_y e F_x) e o momento (M_x) na articulação ao longo da flexão, com a duração de um segundo, encontram-se na ►Tabela 3.^{13,14} Procedeu-se a uma análise até um ângulo de flexão de 100° superior aos 60° normalmente desenvolvidos no ciclo de marcha. Os parâmetros analisados foram: pressão de contato

Tabela 2 Propriedades mecânicas dos materiais dos modelos numéricos

Material	Referência	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson
Osso	[7]	17000	0,36
Cartilagem	[6]	15	0,45
Menisco	[8]	59	0,45
LCA	[9]	280	0,42
LCP	[10]	300	0,42
LCM	[11]	372	0,42
LCL	[10]	332	0,42
Neo-LCA	[12]	320	0,42

na cartilagem; translação e rotações do fêmur; translações dos meniscos nos pontos AL, PL, AM e PM (►Fig. 3) e deformações principais máximas (tração) nos ligamentos e Neo-LCA.

Resultados

As pressões de contato máximas nas cartilagens femoral e tibial são apresentadas na ►Fig. 4 para o modelo intacto (sem reconstrução do LCA) e os modelos com Neo-LCA na flexão até 60° (ciclo de marcha). O valor mais elevado de pressão de contato ocorre no modelo intacto na cartilagem tibial medial (12 MPa). O modelo Neo-LCA FPS-TAI foi o que mais se afastou dos valores médios de pressão do modelo intacto e restantes modelos Neo-LCA, apresentou valores 25% mais baixos do que o modelo intacto. As rotações máximas do fêmur no plano transversal (rotação interna) e frontal são apresentadas na ►Fig. 5. O modelo FA-TC foi aquele que apresentou os menores valores de rotação em ambos os

Tabela 3 Forças e momento aplicados à articulação durante o movimento de flexão ($t = 1$ s)

Ângulo de flexão	Fy (N)	Fx (N)	Mx (Nm)
0°	0	0	0
10°	950	300	7,5
20°	1520	480	15
30°	1330	420	10,5
40°	1520	480	12
50°	1900	600	13,5
60°	950	300	6
70°	760	240	4,5
80°	570	180	4,5
90°	570	180	4,5
100°	570	180	4,5

^aTese de doutorado em Ciências Médicas apresentada ao Instituto de Ciências Biomédicas Abel Salazar da Universidade do Porto.

^bSlope na literatura inglesa e pente na literatura francesa.

planos com um valor médio 50% inferior aos restantes modelos para a uma flexão até 60°. Já no intervalo de flexão dos 70° a 100° apresentou valores nominais de rotação máxima no sentido inverso aos restantes modelos. Relativamente à translação posterior do fêmur (*rollback*) na flexão até aos 60° (►Fig. 6A), todos os modelos analisados apresentaram valores idênticos em torno dos 16 mm. Os movimentos nos pontos anteriores (AL e AM) e posteriores (PL e PM) dos meniscos (►Fig. 6B) apresentaram valores distintos entre os modelos analisados. O modelo Neo-LCA FA-TC apresentou os valores mais baixos de translação posterior com um valor 30% inferior ao modelo intacto. Já o modelo Neo-LCA FPS-TAI apresentou os valores mais elevados com valores de translação 12 e 30% superiores ao modelo intacto. As deformações nos diferentes ligamentos da articulação são apresentadas na ►Fig. 7. Até os 60° de flexão (ciclo de

marcha) os ligamentos cruzados posterior e anterior apresentaram comportamentos mais distintos entre os modelos Neo-LCA. No ligamento cruzado posterior o modelo FA-TC apresentou valores de deformação 40% inferiores ao modelo intacto, os modelos Neo-LCA FC-TC e FPS-TAI apresentaram 30% superiores. No ligamento cruzado anterior o modelo Neo-LCA FA-TC apresentou um valor de deformação 100% superior ao modelo intacto, enquanto o modelo FPS-TAI apresentou um valor 30% inferior. No complemento de flexão entre o 70° e 100° o modelo Neo-LCA FA-TC apresentou valores de deformação duas a três vezes superiores ao modelo intacto, enquanto o modelo FPS-TAI apresentou valores de deformação três vezes inferiores.

Discussão

Optou-se por considerar apenas um joelho com meniscos intactos, cartilagem normal, eixo mecânico de 180° e inclinação tibial de 5°, estudaram-se apenas as variações da cinemática e pressão articular introduzidas pelos diferentes túneis ósseos considerados. Introduzir mais variáveis significaria maior ruído e maior dificuldade de interpretação, para os objetivos do trabalho. Os gradientes de pressão de contato na cartilagem exibida pelo modelo intacto (LCA natural) seguem de perto a normal distribuição assimétrica de carga no joelho natural, resultam em pressões de contato na cartilagem tibial medial superiores em cerca de 30-40% aos observados no lado lateral ao longo da flexão no ciclo de marcha.^{14,15} Iguamente os resultados cinemáticos do modelo intacto obtidos para as rotações e translação posterior do fêmur (*rollback*), assim como os movimentos posteriores dos meniscos durante a flexão, apresentam resultados na gama de valores obtidos no joelho natural.^{2,16-18} Essa capacidade de o modelo intacto se aproximar do comportamento do joelho natural em termos de repartição de carga e cinemática do fêmur e dos meniscos durante o movimento de flexão mostra a validade desse modelo para o estudo comparativo da reconstrução do LCA, objeto principal do

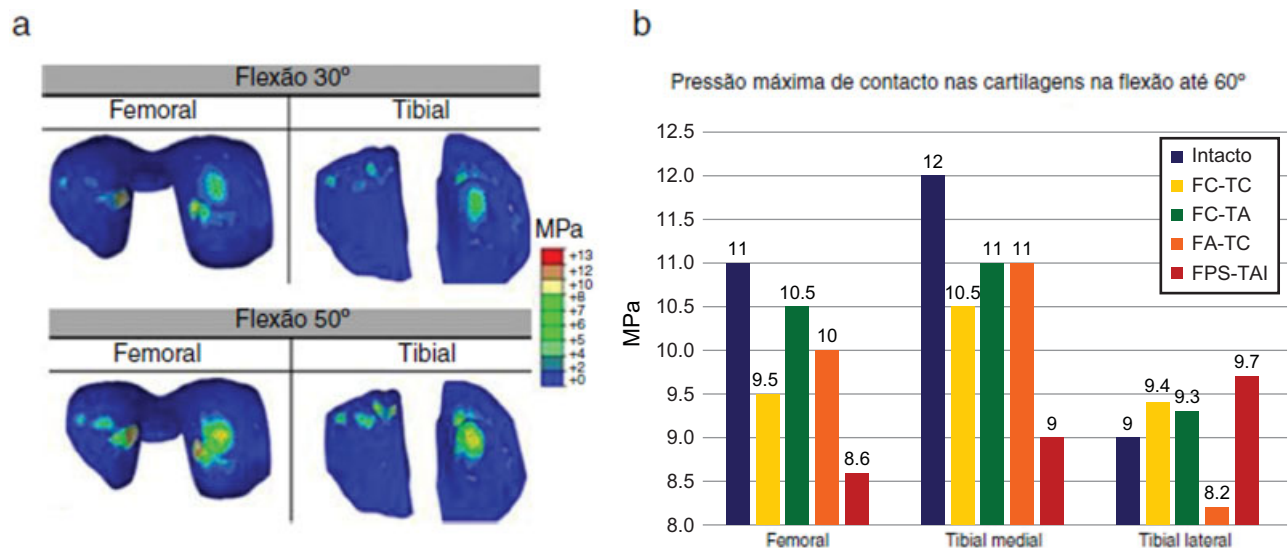


Fig. 4 A, gradientes de pressão de contato na cartilagem femoral e tibial; B, máxima pressão de contato nas cartilagens femoral e tibial (flexão 0-60°).

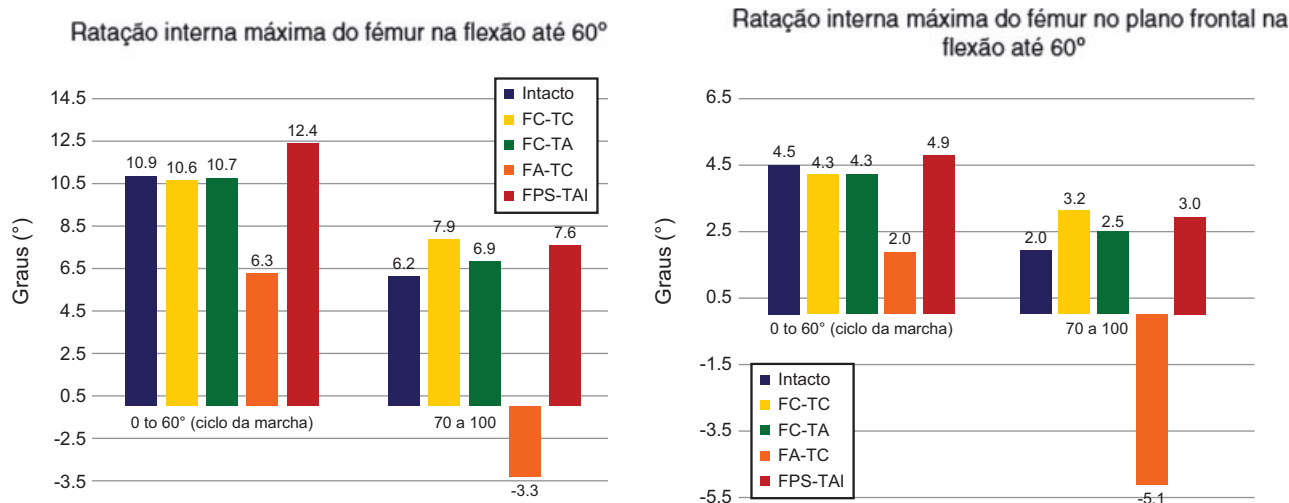


Fig. 5 Rotações máximas no plano transverso e plano frontal do fêmur durante o movimento durante o movimento de flexão até 60°.

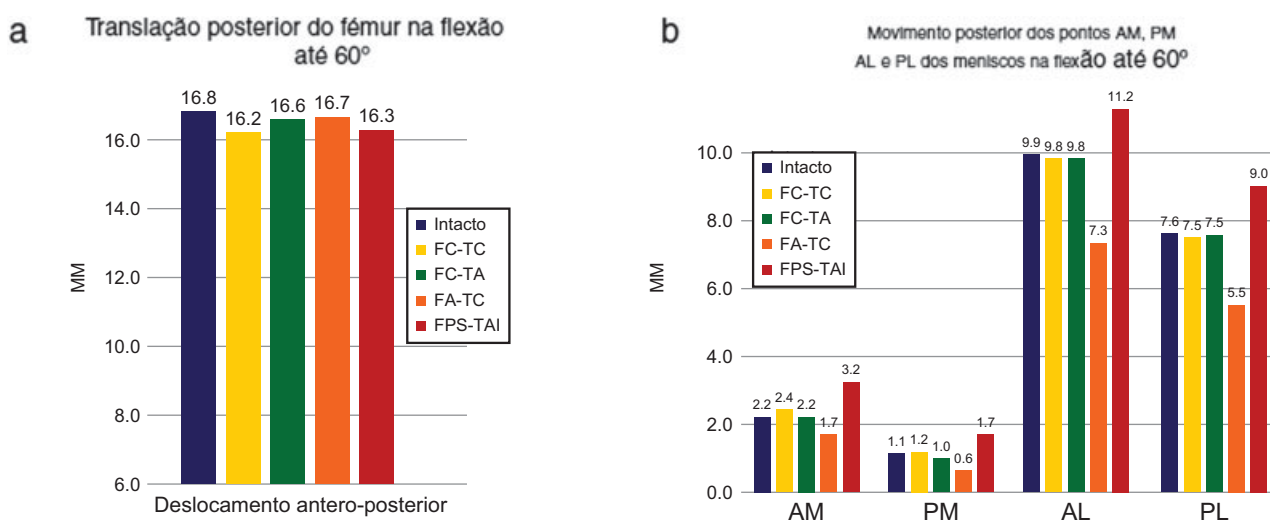


Fig. 6 A, translação posterior do fêmur na flexão até 60°; B, translação posterior dos meniscos nos pontos AM, PM, AL e PL (Fig. 3) na flexão até 60°.

presente trabalho. Na comparação da pressão de contato na cartilagem tibial dos diferentes modelos com reconstrução do LCA (Neo-LCA) verifica-se que os todos os modelos apresentaram valores de pico dentro da gama fisiológica com valores entre os 8,2 e 12 Mpa.¹⁵ No entanto, o modelo FPS-TAI foi aquele que mais se afastou do comportamento do modelo intacto e da normal distribuição de carga na articulação, já que apresentou valores mais elevados de pressão na cartilagem tibial lateral do que na medial. Aparentemente a combinação do posicionamento do túnel femoral numa posição posterossuperior e posição anterointerna do túnel tibial altera a repartição de carga na articulação de forma mais significativa. Relativamente às rotações máximas no fêmur verifica-se que o modelo de reconstrução FA-TC, com um túnel femoral numa posição mais anterior e túnel tibial na posição central-natural, foi o que apresentou os menores valores de rotação no plano transverso do fêmur (rotação interna) e de rotação no plano frontal até os 60° de flexão, com valores 40% inferiores ao modelo intacto e restantes modelos Neo-LCA. Esse mesmo modelo FA-TC apresentou

valores de pico de rotação de sentido oposto aos restantes modelos quando da flexão entre os 70° e os 100°, indicou que a posição mais anterior do túnel femoral (FA) altera de forma mais significativa a cinemática de rotação do fêmur nessa gama de flexão da articulação. Relativamente à translação posterior do fêmur durante a flexão, todos os modelos de reconstrução Neo-LCA apresentaram valores idênticos ao modelo intacto, aparentemente as diferentes localizações do túnel femorais e tibiais não alteram o efeito de rollback do fêmur na gama de flexão do ciclo de marcha. Relativamente ao movimento dos meniscos nas suas regiões anteriores e posteriores, os modelos de reconstrução Neo-LCA que apresentaram valores mais distintos do modelo intacto foram o FPS-TAI, que apresentou uma tendência para um maior deslocamento posterior de ambos os meniscos, e o FA-TC, que exibiu o menor deslocamento dos meniscos de todos os modelos analisados. Nesse caso, o afastamento dos túneis das suas posições centrais-natural no fêmur quer no sentido anterior (FA) quer no sentido posterior (FPS) aparenta ter a maior influência sobre a mobilidade dos meniscos.

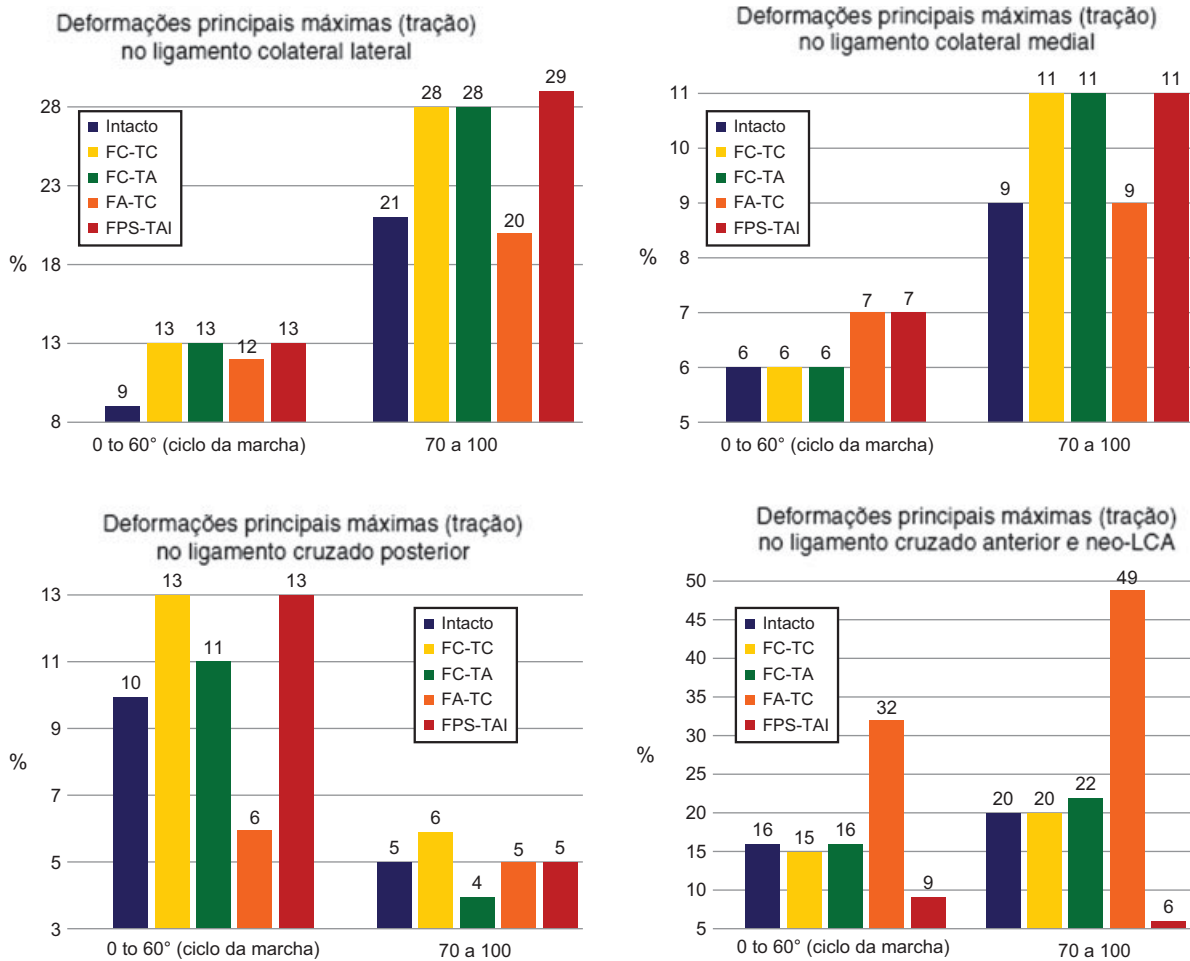


Fig. 7 Deformação principal máxima (tração) nos ligamentos e neoligamento LCA do joelho na flexão até 60° e na flexão de 70° a 100°.

Relativamente ao estado de deformação da tração dos ligamentos e Neo-LCA, até 60° de flexão (ciclo de marcha), verifica-se que os modelos FA-TC e FPS-TAI foram os que apresentaram valores de deformação mais diferentes do modelo intacto, as maiores diferenças foram registadas nos ligamentos cruzados. O modelo com o túnel femoral mais anterior FA-TC apresentou a mais baixa deformação no ligamento cruzado posterior. Já o modelo com túnel femoral em posição mais posterior FPS-TAI apresentou o menor valor de deformação no Neo-LCA de todos os modelos analisados, enquanto o modelo com o túnel femoral mais anterior FA-TC apresentou os valores de deformação mais elevados, o dobro do modelo intacto. Confirma-se assim que o posicionamento dos túneis ósseos quando da reconstrução do LCA afeta quer a distribuição de carga na articulação quer a cinemática das suas estruturas. Os modelos de reconstrução Neo-LCA que de uma maneira geral mais se aproximaram do comportamento estrutural e cinemático do modelo intacto foram os modelos com os túneis femorais na posição mais central-natural da articulação, ou seja FC-TC e FC-TA. Pois ambos os modelos com posições do túnel femoral mais afastadas da posição central quer no sentido anterior FA-TC quer no sentido posterior FPS-TAI apresentaram os comportamentos mais distintos do modelo intacto para a maioria dos parâmetros analisados.

Em concordância com o reportado na literatura,¹⁹ o posicionamento do túnel femoral tem importância na mobilidade articular e no resultado clínico final. Mas sabemos que após a reconstrução do LCA ainda existe a possibilidade de desenvolvimento de artrose, mesmo sem meniscectomia associada à reconstrução. Em longo prazo, 10 anos, esse desenvolvimento está associado à perda de extensão completa e da mobilidade articular.²⁰ Com 20 anos de seguimento os fatores de risco descritos de desenvolvimento de artrose foram a perda de extensão completa, a meniscectomia (medial ou lateral), a doença da cartilagem e o envelhecimento do paciente.²¹ O presente trabalho mostra que após a reconstrução do LCA não existe um retorno ao estado biomecânico anterior à rotura do LCA e que ao posicionar o túnel femoral mais posteriormente o cirurgião contribui para uma alteração da carga exercida no nível da cartilagem de cerca de 25% relativamente ao joelho sem rotura do LCA, o que pode em médio/longo prazo ocasionar alterações degenerativas da cartilagem. Esses dados experimentais obrigam-nos a refletir e tentar encontrar uma posição do túnel femoral que não altere de forma significativa a pressão na cartilagem, mas permita uma boa estabilidade do joelho após reconstrução do LCA.

Existem limitações associadas ao presente estudo. Uma delas está relacionada com a simplificação do estado de carga na articulação. No entanto foram consideradas as forças mais

preponderantes na articulação durante o ciclo de marcha. Também o comportamento viscoelástico das diferentes estruturas não foi considerado. No entanto, devido ao curto tempo da aplicação das forças ($t = 1$ s) é aceitável considerar um comportamento elástico dessas estruturas. Ainda todas as estruturas foram consideradas homogêneas, situação distinta da real. No entanto, devido à natureza comparativa do estudo, em que apenas o posicionamento dos túneis ósseos foi distinto entre os modelos, presume-se que essa simplificação não altera os resultados relativos entre os diferentes modelos.

Conclusão

O presente estudo ilustra que o comportamento estrutural e cinético das estruturas articulares do joelho com plastia do LCA varia com a escolha da posição dos túneis ósseos. A melhor posição parece ser a central, isto é, anatômica. A localização do túnel femoral mais distante da posição central-neutral é mais predisponente a um comportamento estrutural e cinemático mais díspar com alteração da carga na cartilagem, pode ser causa de desenvolvimento de artrose em longo prazo.

Conflitos de interesse

Os autores declaram não haver conflitos de interesse.

Agradecimentos

Ao Programa Compete pelo financiamento através dos projetos POCI-01-0145-FEDER-016574, PTDC/EMS-TEC/3263/2014 e ao Projeto 3599-PPCDT, compartilhados pelo Fundo Comunitário Europeu (FEDER).

Referências

- Carnes J, Stannus O, Cicuttini F, Ding C, Jones G. Knee cartilage defects in a sample of older adults: natural history, clinical significance and factors influencing change over 2.9 years. *Osteoarthritis Cartilage* 2012;20(12):1541–1547
- Completo A, Fonseca F. Fundamentos de biomecânica musculoesquelética e ortopédica. Porto: Publindustria; 2011
- Erdemir A, Sibole S. A three-dimensional finite element representation of the knee joint. 2010. In: *User's Guide. Version 1.0.0*
- Sibole S, Bennetts C, Maas S. Open knee: a 3 d finite element representation of the knee joint. In: 34th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Providence, RI from Wednesday, August 18, 2010
- Noronha JC. Ligamento cruzado anterior [tese]. Porto: Instituto de Ciências Biomédicas Abel Salazar, Universidade do Porto; 2000
- Peña E, Calvo B, Martínez MA, Doblaré M. A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint. *J Biomech* 2006;39(09):1686–1701
- Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech* 1993;26(02):111–119
- Donahue TL, Hull ML, Rashid MM, Jacobs CR. A finite element model of the human knee joint for the study of tibio-femoral contact. *J Biomech Eng* 2002;124(03):273–280
- Butler DL, Guan Y, Kay MD, Cummings JF, Feder SM, Levy MS. Location-dependent variations in the material properties of the anterior cruciate ligament. *J Biomech* 1992;25(05):511–518
- Harner CD, Xerogeanes JW, Livesay GA, Carlin GJ, Smith BA, Kusayama T, et al. The human posterior cruciate ligament complex: an interdisciplinary study. Ligament morphology and biomechanical evaluation. *Am J Sports Med* 1995;23(06):736–745
- Quapp KM, Weiss JA. Material characterization of human medial collateral ligament. *J Biomech Eng* 1998;120(06):757–763
- Shani RH, Umpierrez E, Nasert M, Hiza EA, Xerogeanes J. Biomechanical comparison of quadriceps and patellar tendon grafts in anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 2016;32(01):71–75
- Bergmann G, Bender A, Graichen F, Dymke J, Rohlmann A, Trepczynski A, et al. Standardized loads acting in knee implants. *PLoS One* 2014;9(01):e86035
- Morrison JB. The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J Biomech* 1970;3(01):51–61
- Van Rossom S, Smith CR, Zevenbergen L, Thelen DG, Vanwanseele B, Van Assche D, et al. Knee Cartilage Thickness, T1ρ and T2 Relaxation Time Are Related to Articular Cartilage Loading in Healthy Adults. *PLoS One* 2017;12(01):e0170002
- Liu F, Kozanek M, Hosseini A, Van de Velde SK, Gill TJ, Rubash HE, et al. In vivo tibiofemoral cartilage deformation during the stance phase of gait. *J Biomech* 2010;43(04):658–665
- Vedi V, Williams A, Tennant SJ, Spouse E, Hunt DM, Gedroyc WM. Meniscal movement. An in-vivo study using dynamic MRI. *J Bone Joint Surg Br* 1999;81(01):37–41
- Matsumoto H, Seedhom BB, Suda Y, Otani T, Fujikawa K. Axis location of tibial rotation and its change with flexion angle. *Clin Orthop Relat Res* 2000;(371):178–182
- Khalfayan EE, Sharkey PF, Alexander AH, Bruckner JD, Bynum EB. The relationship between tunnel placement and clinical results after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1996;24(03):335–341
- Shelbourne KD, Gray T. Minimum 10-year results after anterior cruciate ligament reconstruction: how the loss of normal knee motion compounds other factors related to the development of osteoarthritis after surgery. *Am J Sports Med* 2009;37(03):471–480
- Shelbourne KD, Benner RW, Gray T. Results of after anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon autografts: objective factors associated with the development of osteoarthritis at 20 to 33 years after surgery. *Am J Sports Med* 2017;45(12):2730–2738