



Artigo Original

Descrição de sistema de avaliação da cinemática do joelho em lesões ligamentares a partir de rastreamento óptico e tomografia 3D[☆]



Tiago Lazzaretti Fernandes^{a,*}, Douglas Badillo Ribeiro^a, Diogo Cristo da Rocha^a,
Cyro Albuquerque^b, César Augusto Martins Pereira^a, André Pedrinelli^a
e Arnaldo José Hernandez^a

^a Instituto de Ortopedia e Traumatologia, Hospital das Clínicas, Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo (USP), São Paulo, SP, Brasil

^b Departamento de Engenharia Mecânica, Centro Universitário da Fundação Educacional Inaciana (FEI), São Bernardo do Campo, SP, Brasil

INFORMAÇÕES SOBRE O ARTIGO

Histórico do artigo:

Recebido em 29 de agosto de 2013

Aceito em 3 de outubro de 2013

On-line em 25 de junho de 2014

Palavras-chave:

Articulação do joelho

Ligamento cruzado anterior

Tomografia computadorizada

por raios X

R E S U M O

Objetivo: Descrever e demonstrar a viabilidade de um método de avaliação da cinemática do joelho, por meio de um aparelho de CPM (*continuous passive motion*), antes e após a lesão do ligamento cruzado anterior (LCA).

Métodos: O estudo foi feito em joelho de cadáver, em um simulador mecânico de *pivot-shift* avaliado a partir de rastreamento óptico associado à tomografia computadorizada.

Resultados: Este estudo demonstra a viabilidade de um protocolo de mensuração de rotação e translação do joelho com ferramentas reprodutíveis e objetivas (erro < 0,2 mm). O sistema mecanizado de provocação do teste do *pivot-shift* é independente do examinador e permite sempre a mesma velocidade angular e tração de 20 N por todo o movimento.

Conclusão: Sua relevância clínica está em fazer inferências sobre o comportamento *in vivo* de um joelho com lesão do LCA e proporcionar aos estudos futuros maior qualidade metodológica para a aferição de técnicas cirúrgicas com enxertos em posições relativamente próximas.

© 2014 Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. Publicado por Elsevier Editora Ltda. Todos os direitos reservados.

[☆] Trabalho desenvolvido no Instituto de Ortopedia e Traumatologia, Hospital das Clínicas, Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil.

* Autor para correspondência.

E-mail: tiago.lazzaretti@usp.br (T.L. Fernandes).

<http://dx.doi.org/10.1016/j.rbo.2013.10.009>

0102-3616/© 2014 Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. Publicado por Elsevier Editora Ltda. Todos os direitos reservados.

Description of an evaluation system for knee kinematics in ligament lesions, by means of optical tracking and 3D tomography

A B S T R A C T

Keywords:

Knee joint

Anterior cruciate ligament

X-ray computed tomography

Objective: To describe and demonstrate the viability of a method for evaluating knee kinematics, by means of a continuous passive motion (CPM) machine, before and after anterior cruciate ligament (ACL) injury.

Methods: This study was conducted on a knee from a cadaver, in a mechanical pivot-shift simulator, with evaluations using optical tracking, and also using computed tomography.

Results: This study demonstrated the viability of a protocol for measuring the rotation and translation of the knee, using reproducible and objective tools (error < 0.2 mm). The mechanized provocation system of the pivot-shift test was independent of the examiner and always allowed the same angular velocity and traction of 20 N throughout the movement.

Conclusion: The clinical relevance of this method lies in making inferences about the *in vivo* behavior of a knee with an ACL injury and providing greater methodological quality in future studies for measuring surgical techniques with grafts in relatively close positions.

© 2014 Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. Published by Elsevier Editora Ltda. All rights reserved.

Introdução

A reconstrução do LCA é uma das cirurgias ortopédicas mais feitas atualmente. Estimam-se aproximadamente 200.000 por ano nos EUA.¹

Apesar do grande número de pesquisas relacionadas à reconstrução do LCA,^{2,3} os resultados excelentes ou bons variam de 69% a 95%.⁴ Os insatisfatórios podem ser decorrentes da instabilidade persistente do joelho e consequente dificuldade de retornar à atividade física prévia.⁵⁻⁹

A insuficiência do LCA é representada pela translação anterior da tibia e pela instabilidade rotacional do joelho.¹⁰ O teste do *pivot-shift* é usado para avaliar a estabilidade rotacional do joelho após a lesão do LCA.¹¹ Alguns autores demonstraram que a presença de um teste *pivot-shift* positivo é preditivo para o desenvolvimento de osteoartrose e de maus resultados funcionais.¹²⁻¹⁵

Apesar de ser bastante específico (próximo de 100% sob anestesia),¹⁶⁻¹⁹ o resultado desse teste é subjetivo por ser examinador-dependente e, portanto, impreciso para ser usado em trabalhos científicos.^{10,15,18-21}

Musahl et al.²⁰ demonstraram que o teste do *pivot-shift* mecanizado, que consiste no uso de uma máquina de CPM (*continuous passive motion*) para a realização do movimento combinado de rotação interna, valgo e flexão do joelho, tem maior acurácia do que o manual.

Em conjunto com os sistemas de cirurgia assistida por computador, o fenômeno do *pivot-shift* pode ser aferido de forma satisfatória e ser usado para analisar a estabilidade do joelho após diferentes técnicas de reconstrução do LCA.^{10,22}

Portanto, o presente estudo tem por objetivo descrever um método de avaliação da cinemática do joelho antes e após a lesão do LCA a partir de tecnologias que permitam a avaliação da estabilidade ligamentar do joelho de forma objetiva.²³

Para tanto, apresentamos a seguir o aparelho de *pivot-shift* mecanizado e o sistema de rastreamento óptico associado à tomografia computadorizada.

Materiais e métodos

O experimento foi feito em joelho de cadáver, conforme aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa. Todo o membro inferior do cadáver foi usado e foi preservada a articulação do quadril e do tornozelo.

Como critério de inclusão, foi selecionado um joelho sem prévia de lesão do LCA ou outras lesões ligamentares, sem osteoartrose moderada ou grave e sem evidências de fratura ou desalinhamento do eixo mecânico do membro.

Antes do início do experimento, desinserções e secções musculares foram feitas a fim de permitir total amplitude de movimento do joelho, conforme descrito a seguir: tenotomia da massa adutora na origem do púbis; secção dos músculos do quadríceps e do músculo isquiotibial em sua origem; tenotomia do tendão do calcâneo.

Pivot-shift instrumentado e estabilidade rotacional do joelho

O simulador mecânico de *pivot-shift* foi desenvolvido no Laboratório de Biomecânica (LIM-41) a partir de um aparelho de CPM (Carci, Ortomed 4060, Anvisa: 10314290029) semelhante ao modelo usado e validado por Bedi et al.²⁴

A bacia foi estabilizada na mesa de cirurgia e permitiu ao quadril e ao joelho amplitudes totais de movimento. Não havia apoio ou suporte com bandas na altura do fêmur ou da tibia.

O aparelho de CPM foi projetado para permitir 15° de rotação interna do tornozelo tanto para o membro inferior do lado esquerdo quanto do direito. A compressão axial do tornozelo foi feita à velocidade angular de 1,62°/s, da extensão máxima até 50° de flexão do joelho²⁰ (fig. 1).

O momento de rotação interna e valgo do joelho foi feito por um sistema de cabo e polias acoplados ao CPM. O ponto de tração na tibia foi definido por um pino de titânio fixado perpendicularmente à tuberosidade da tibia com 10 cm de comprimento. A tração do pino de titânio foi

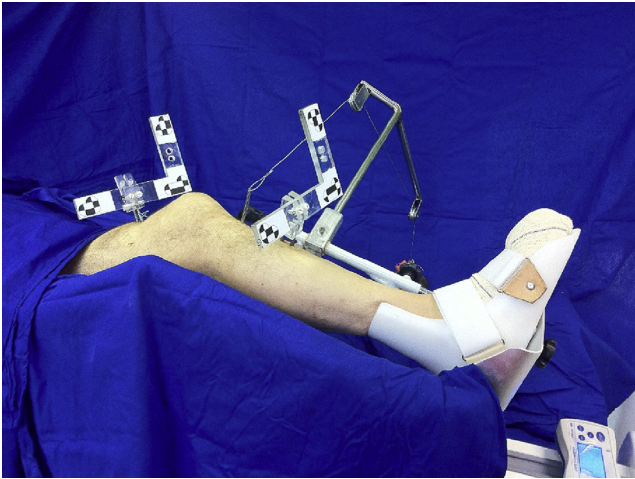


Figura 1 – Sistema de pivot-shift mecanizado.

perpendicular ao eixo da tíbia e com o mesmo vetor de força de 20 N²⁵ durante todo o movimento de flexoextensão (0° a 50°)²⁰ (fig. 2).

Aferição da translação anterior da tíbia

Foi feita por meio de um dinamômetro de mola (Sandes) pelo mesmo pino de titânio apresentado anteriormente e após calibração prévia com uma máquina universal de ensaios mecânicos (Kratos – modelo 5002, Cotia, Brasil). A força vertical aplicada, segundo estudo de Bedi et al.,²⁶ foi de 68 N com o joelho a 30° de flexão.

Sistema de rastreamento óptico

O sistema de rastreamento (MicronTracker 2, modelo H40) permite obter o posicionamento do fêmur e da tíbia no espaço a partir da identificação de marcadores ópticos e a determinação dos movimentos de translação e rotação do joelho.



Figura 2 – Sistema de tração com cabo e polias.

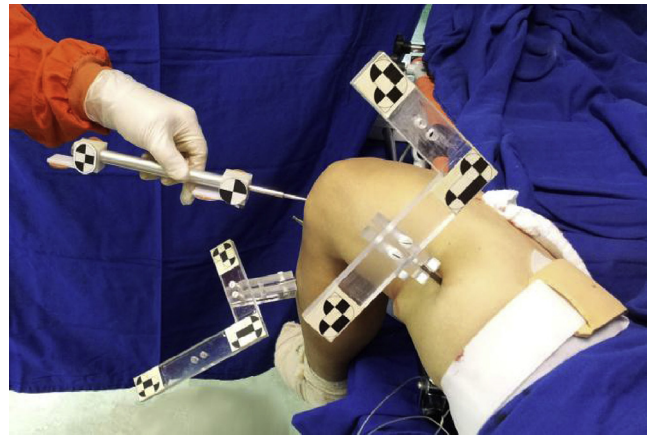


Figura 3 – Marcadores ópticos em L no fêmur e na tíbia.

Três marcadores ópticos foram distribuídos ao longo de duas peças de acrílico em formato de L e fixados ao fêmur e à tíbia por dois pinos de titânio, a fim de se criar um sistema rígido. (fig. 3)

Uma rotina de computador foi desenvolvida (com o uso das bibliotecas do fabricante, na linguagem Basic) para reconhecer e salvar os dados tridimensionais capturados (XYZ) pelas câmeras do sistema de rastreamento óptico em tempo real (15 Hz, precisão de aferição fornecida pelo fabricante: 0,2 mm). (fig. 4)

O ponto central do joelho (usado como referência para o cálculo da rotação e da translação do joelho) foi definido a partir da tomografia computadorizada de todo o membro inferior após o término dos testes. (fig. 5)

Para haver correspondência entre o sistema de rastreamento óptico e a tomografia, filamentos radiodensos foram incluídos nas posições centrais dos marcadores ópticos. (fig. 6)

O movimento do joelho foi calculado a partir de matrizes de rotações e translações entre os sistemas de coordenadas da câmera e da tomografia e sistemas de coordenadas posicionados nos marcadores baritados e no centro do joelho. Nesse ponto, foram criados sistemas de coordenadas para a tíbia e para o fêmur. Um dos eixos coincidiu com o respectivo eixo de cada osso, um horizontal e outro vertical. Esses dois sistemas de coordenadas são determinados, para cada instante de tempo, pelos sistemas de coordenadas dos marcadores.

A rotação em torno dos eixos e a translação do ponto central do joelho são obtidas pela matriz de rotação e translação entre os sistemas de coordenadas femoral e tibial. Esse procedimento foi desenvolvido com o uso do programa computacional GNU Octave.

Protocolo

Os testes foram executados em duas etapas: antes e após a dissecação sob visualização direta do LCA em sua origem e inserção.

Em cada etapa, foram aferidas três medidas da translação anterior da tíbia por meio do dinamômetro manual (68 N) e três movimentos de flexoextensão do joelho com o pivot-shift mecanizado, conforme descrito anteriormente.

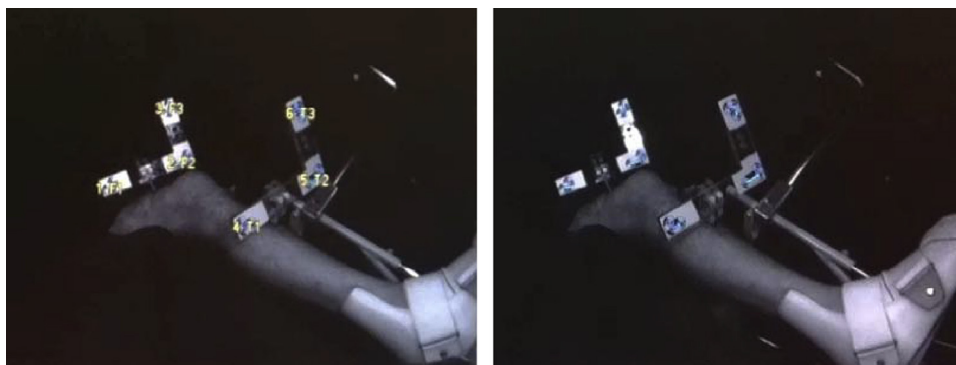


Figura 4 – Identificação tridimensional dos marcadores ópticos.

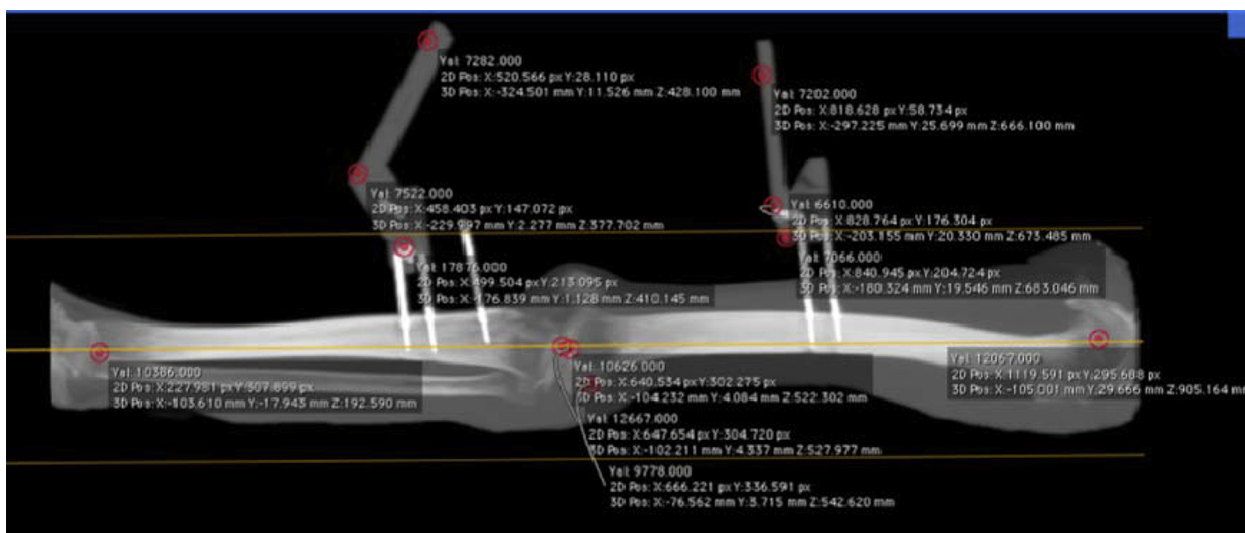


Figura 5 – Eixo mecânico do membro inferior: pontos tridimensionais do centro da cabeça do fêmur e do tornozelo. Marcadores ópticos e rádio-densos no fêmur e na tíbia.

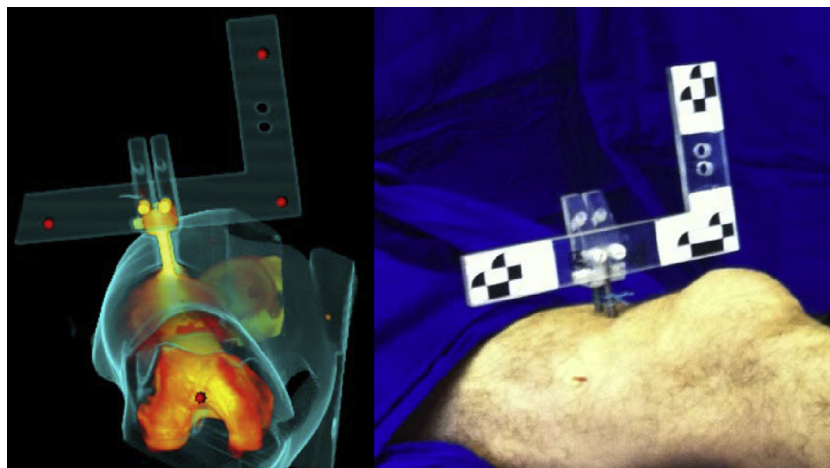


Figura 6 – Correspondência entre os marcadores ópticos e rádio-densos.

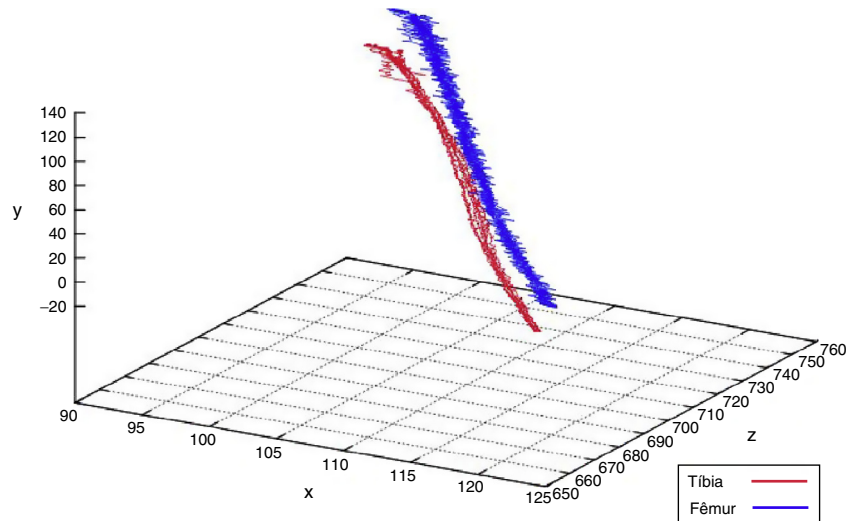


Figura 7 – Representação gráfica do movimento do joelho no espaço dos pontos centrais do fêmur e da tíbia.

Resultados

Joelho de cadáver do sexo masculino, 45 anos, lado direito.

Os pontos centrais do joelho (fêmur distal e tíbia proximal) capturados tridimensionalmente (fig. 7) ao longo da flexoextensão do joelho foram analisados no domínio do tempo.

O aumento da distância entre as posições do centro do fêmur e do centro da tíbia entre a extensão máxima e a flexão máxima do joelho representa o fenômeno do *pivot-shift* (fig. 8, linha vermelha).

A figura 9 mostra a translação anterior da tíbia com o joelho fletido a 30° em relação ao fêmur antes e após 68 N ou 15 lb²⁵ de tração através do pino de titânio no sentido perpendicular à tíbia.

A figura 10 mostra um gráfico polar que representa os movimentos combinados de translação e rotação da tíbia em relação ao fêmur na flexoextensão do joelho.

Discussão

A principal colaboração deste estudo está em mostrar a viabilidade de um protocolo de mensuração de rotação e translação do joelho com ferramentas objetivas (erro < 0,2 mm) e reproduzíveis. Além disso, a tecnologia desenvolvida para a correlação entre o sistema óptico e tomográfico e a metodologia computacional para a descrição do movimento são de propriedade intelectual nacional.

Lane et al.¹⁰ descreveram que o sistema de graduação clínica em *glide*, *clunk* e *gross* da estabilidade do joelho por ortopedistas experientes é valioso. Contudo, é subjetivo e não reproduzível entre os cirurgiões e, por esse motivo, não deveria ser usado em trabalhos científicos.²⁷

O sistema mecanizado de provocação do teste do *pivot-shift* é independente do examinador e permite sempre a mesma velocidade angular e tração de 20 N por todo o movimento.

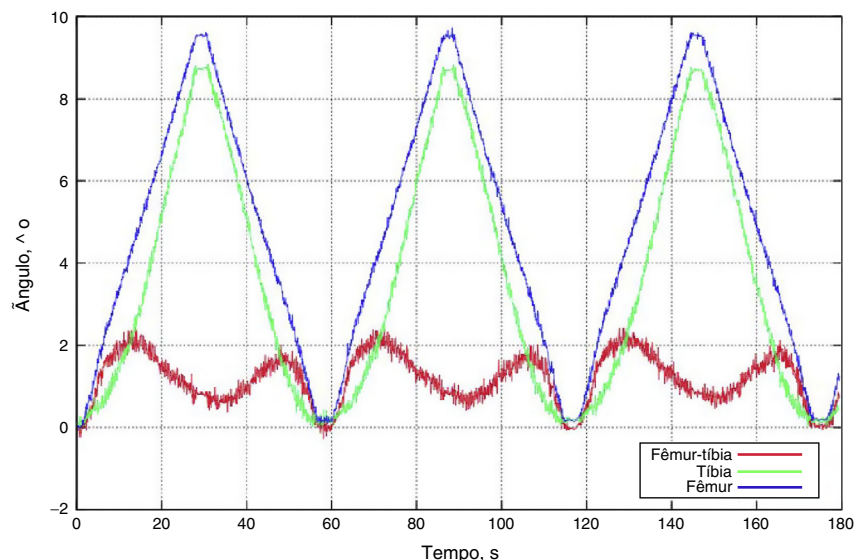


Figura 8 – Representação gráfica do fenômeno do *pivot-shift* (linha vermelha).

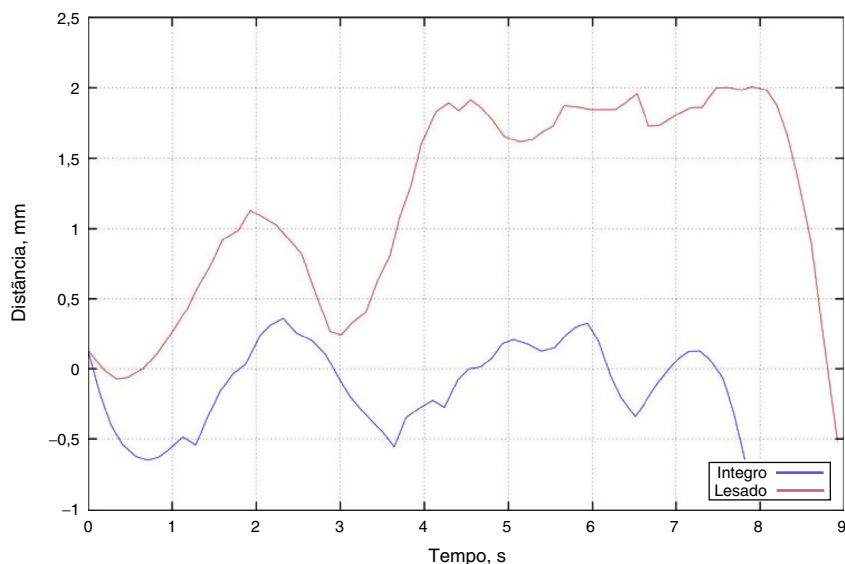


Figura 9 – Translação anterior da tibia após tração de 68 N por pino metálico na tuberosidade da tibia (após 4 s). Linha azul - LCA íntegro; linha vermelha - LCA lesionado.

O fato de o teste ser mecanizado também diminui o risco de vieses e erros e aumenta a validade interna do estudo.²⁸ Como consequência, a qualidade e a representatividade do estudo também aumentam.

Outra importante nota técnica referente à presente metodologia refere-se ao uso da tomografia para a definição do centro de rotação do joelho. Essa seleção pode ser feita após o término do experimento e é possível definir, por exemplo, a translação da tibia em relação ao fêmur nos compartimentos lateral, medial ou intercôndilo. A tomografia computadorizada tridimensional também permite a reconstrução do joelho em qualquer plano e possibilita o alinhamento do joelho e a correta mensuração da posição dos túneis femoral e tibial.^{29,30}

O fenômeno do *pivot-shift* apresentado na figura 8 está em concordância com os estudos de Bull et al.,³¹ em que a subluxação do joelho ocorre entre 25° e 36°. Outros estudos demonstraram a redução do joelho subluxado entre 40° e 44° de flexão.¹⁰

Uma limitação metodológica dos estudos biomecânicos refere-se à realização do experimento no *time-zero*, ou seja, imediatamente após o procedimento cirúrgico da

reconstrução do LCA. Neste estudo em específico, como não foi feita a reconstrução ligamentar, e as mudanças nas propriedades mecânicas do enxerto durante o período de integração biológica não interferiram na análise dos resultados apresentados.

Novos estudos são desejáveis para a análise da biomecânica do joelho com túneis nas diferentes posições anatômicas. Cross et al.³² argumentam que não há consenso, na literatura, sobre em qual local do *foot print* original deve ser feito o túnel do LCA.

Conclusão

A relevância clínica do presente estudo está em fazer inferências sobre o comportamento *in vivo* de um joelho com lesão do LCA e proporcionar aos estudos futuros maior qualidade metodológica para a aferição de técnicas cirúrgicas com enxertos em posições relativamente próximas.

Conflitos de interesse

Os autores declaram não haver conflitos de interesse.

REFERÊNCIAS

1. National Institutes of Health (NIH), National Institute of Arthritis and Musculoskeletal and Skin Diseases (NIAMS), Vanderbilt University, United States. Prognosis and predictors of ACL reconstruction – A multicenter cohort study. Disponível em: <http://clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT00463099>
2. Girgis FG, Marshall JL, Monajem A. The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional, and experimental analysis. *Clin Orthop Relat Res.* 1975;(106):216–31.

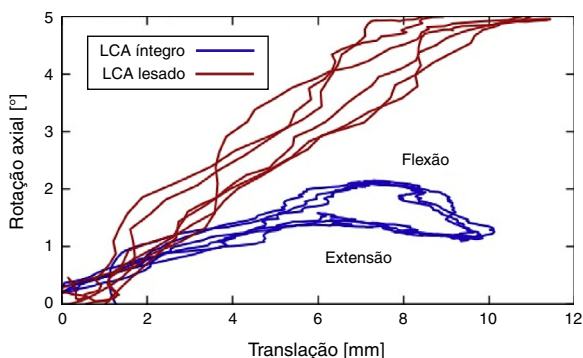


Figura 10 – Representação polar da rotação e translação combinadas do joelho.

3. Odensten M, Gillquist J. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction. *J Bone Joint Surg Am.* 1985;67(2):257-62.
4. Araki D, Kuroda R, Kubo S, Fujita N, Tei K, Nishimoto K, et al. A prospective randomised study of anatomical single-bundle versus double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: quantitative evaluation using an electromagnetic measurement system. *Int Orthop.* 2011;35(3):439-46.
5. Georgoulis AD, Ristanis S, Chouliaras V, Moraiti C, Stergiou N. Tibial rotation is not restored after ACL reconstruction with a hamstring graft. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;(454):89-94.
6. Kvist J. Rehabilitation following anterior cruciate ligament injury: current recommendations for sports participation. *Sports Med.* 2004;34(4):269-80.
7. Lie DT, Bull AM, Amis AA. Persistence of the mini pivot shift after anatomically placed anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;(457):203-9.
8. Tashman S, Kolowich P, Collon D, Anderson K, Anderst W. Dynamic function of the ACL-reconstructed knee during running. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;(454):66-73.
9. Bedi A, Musahl V, Lane C, Citak M, Warren RF, Pearle AD. Lateral compartment translation predicts the grade of pivot shift: a cadaveric and clinical analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010;18(9):1269-76.
10. Lane CG, Warren RF, Stanford FC, Kendoff D, Pearle AD. In vivo analysis of the pivot shift phenomenon during computer navigated ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2008;16(5):487-92.
11. Galway HR, Beaupre A, MacIntosh DL. Pivot shift: a clinical sign of symptomatic anterior cruciate deficiency. *J Bone Joint Surg Br.* 1972;54:763-4.
12. Jonsson H, Riklund-Ahlström K, Lind J. Positive pivot shift after ACL reconstruction predicts later osteoarthritis: 63 patients followed 5-9 years after surgery. *Acta Orthop Scand.* 2004;75(5):594-9.
13. Kaplan N, Wickiewicz TL, Warren RF. Primary surgical treatment of anterior cruciate ligament ruptures. A long-term follow-up study. *Am J Sports Med.* 1990;18(4):354-8.
14. Kocher MS, Steadman JR, Briggs KK, Sterett KK, Hawkins RJ. Relationships between objective assessment of ligament stability and subjective assessment of symptoms and function after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2004;32(3):629-34.
15. Leitzke Z, Losee RE, Jokl P, Johnson TR, Feagin JA. Implications of the pivot shift in the ACL-deficient knee. *Clin Orthop Relat Res.* 2005;(436):229-36.
16. Katz JW, Fingerhuth RJ. The diagnostic accuracy of ruptures of the anterior cruciate ligament comparing the Lachman test, the anterior drawer sign, and the pivot shift test in acute and chronic knee injuries. *Am J Sports Med.* 1986;14(1):88-91.
17. Benjaminse A, Gokeler A, van der Schans CP. Clinical diagnosis of an anterior cruciate ligament rupture: a meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006;36(5):267-88.
18. Bach BR Jr, Warren RF, Wickiewicz TL. The pivot shift phenomenon: results and description of a modified clinical test for anterior cruciate ligament insufficiency. *Am J Sports Med.* 1988;16(6):571-6.
19. Galway HR, MacIntosh DL. The lateral pivot shift: a symptom and sign of anterior cruciate ligament insufficiency. *Clin Orthop Relat Res.* 1980;(147):45-50.
20. Musahl V, Voos J, O'Loughlin PF, Stueber V, Kendoff D, Pearle AD. Mechanized pivot shift test achieves greater accuracy than manual pivot shift test. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010;18(9):1208-13.
21. Kocher MS, Steadman JR, Briggs KK, Sterett WI, Hawkins RJ. Relationships between objective assessment of ligament stability and subjective assessment of symptoms and function after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2004;32(3):629-34.
22. Plaweski S, Cazal J, Rosell P, Merloz P. Anterior cruciate ligament reconstruction using navigation: a comparative study on 60 patients. *Am J Sports Med.* 2006;34(4):542-52.
23. Siebold R, Dehler C, Ellert T. Prospective randomized comparison of double-bundle versus single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2008;24(2):137-45.
24. Bedi A, Maak T, Musahl V, O'Loughlin P, Choi D, Citak M, et al. Effect of tunnel position and graft size in single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: an evaluation of time-zero knee stability. *Arthroscopy.* 2011;27(11):1543-51.
25. Driscoll MD, Isabell GP Jr, Conditt MA, Ismaili SK, Jupiter DC, Noble PC, et al. Comparison of 2 femoral tunnel locations in anatomic single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a biomechanical study. *Arthroscopy.* 2012;28(10):1481-9.
26. Bedi A, Musahl V, O'Loughlin P, Maak T, Citak M, Dixon P, et al. A comparison of the effect of central anatomical single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction on pivot-shift kinematics. *Am J Sports Med.* 2010;38(9):1788-94.
27. Bull AMJ, Amis AA. The pivot-shift phenomenon: a clinical and biomechanical perspective. *Knee.* 1998;5(3):141-58.
28. Pearle AD, Solomon DJ, Wanich T, Moreau-Gaudry A, Granchi CC, Wickiewicz TL, et al. Reliability of navigated knee stability examination: a cadaveric evaluation. *Am J Sports Med.* 2007;35(8):1315-20.
29. Kopf S, Forsythe B, Wong AK, Tashman S, Irrgang JJ, Fu FH. Transtibial ACL reconstruction technique fails to position drill tunnels anatomically in vivo 3D CT study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012;20(11):2200-7.
30. Iwahashi T, Shino K, Nakata K, Otsubo H, Suzuki T, Amano H, et al. Direct anterior cruciate ligament insertion to the femur assessed by histology and 3-dimensional volume-rendered computed tomography. *Arthroscopy.* 2010;26 Suppl 9:S13-20.
31. Bull AM, Earnshaw PH, Smith A, Katchburian MV, Hassan AN, Amis AA. Intraoperative measurement of knee kinematics in reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Br.* 2002;84(7):1075-81.
32. Cross MB, Musahl V, Bedi A, O'Loughlin P, Hammoud S, Suero E, et al. Anteromedial versus central single-bundle graft position: which anatomic graft position to choose? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012;20(7):1276-81.