



Universidade de São Paulo

Biblioteca Digital da Produção Intelectual - BDPI

Sem comunidade

Scielo

2012

Método de ensaio biomecânico para análise da isometricidade na reconstrução do ligamento patelofemoral medial

Rev. bras. ortop.,v.47,n.5,p.598-605,2012

<http://www.producao.usp.br/handle/BDPI/38964>

Downloaded from: Biblioteca Digital da Produção Intelectual - BDPI, Universidade de São Paulo

MÉTODO DE ENSAIO BIOMECÂNICO PARA ANÁLISE DA ISOMETRICIDADE NA RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO PATELOFEMORAL MEDIAL

BIOMECHANICAL ACCESS METHOD FOR ANALYZING ISOMETRICITY IN RECONSTRUCTING THE MEDIAL PATELOFEMORAL LIGAMENT

David Sadigursky¹, Riccardo Gomes Gobbi², César Augusto Martins Pereira³, José Ricardo Pécora⁴, Gilberto Luis Camanho⁵

RESUMO

Objetivo: Apresentar um dispositivo biomecânico para o estudo da reconstrução do ligamento patelofemoral medial (LPFM) e sua isometricidade. **Métodos:** Foi desenvolvido um sistema biomecânico acessível, que permite a aplicação de forças fisiológicas e não fisiológicas no joelho, através de um braço mecânico e aplicação de pesos e contrapesos, possibilitando a execução de diferentes estudos, além de ter um sistema de medidas bastante preciso de aferição de distâncias entre diferentes estruturas para análise dos experimentos. Este artigo descreve a montagem deste sistema, além de sugerir algumas aplicações práticas. Foram estudados seis joelhos de cadáveres. Os joelhos foram preparados em uma máquina de ensaios desenvolvida no Laboratório de Biomecânica do IOT HC FMUSP, que permitiu a avaliação dinâmica do comportamento patelar, quantificando a sua lateralização entre 0 e 120 graus. A diferença entre as distâncias encontradas, com e sem carga, aplicada na patela foram agrupadas segundo o ângulo de fixação do enxerto (0°, 30°, 60° e 90°) e situação do joelho (íntegro, reconstruído e lesado). **Resultados:** Houve uma tendência em ocorrer menor desvio lateral em ângulos de fixação acima de 30 graus de flexão, principalmente entre os ângulos entre 45° e 60° graus de flexão, após a reconstrução. Para os demais ângulos não houve significância estatística. **Conclusão:** O método desenvolvido é uma ferramenta útil para os estudos da articulação patelofemoral, além de ter um sistema de medidas bastante preciso de aferição de distâncias entre diferentes estruturas e permitir a sua utilização em instituições com menos recursos disponíveis.

Descritores - Joelho/cirurgia; Instabilidade Articular; Biomecânica; Ligamento Patelar

ABSTRACT

Objective: To present a biomechanical device for evaluating medial patellofemoral ligament (MPFL) reconstruction and its isometricity. **Methods:** An accessible biomechanical method that allowed application of physiological and non-physiological forces to the knee using a mechanical arm and application of weights and counterweights was developed, so as to enable many different evaluations and have a very accurate measurement system for distances between different structures, for analysis on experiments. This article describes the assembly of this system, and suggests some practical applications. Six cadaver knees were studied. The knees were prepared in a testing machine developed at the Biomechanics Laboratory of IOT-HCFMUSP, which allowed dynamic evaluation of patellar behavior, with quantification of patellar lateralization between 0° and 120°. The differences between the distances found with and without load applied to the patella were grouped according to the graft fixation angle (0°, 30°, 60° or 90°) and knee position (intact, damaged or reconstructed). **Results:** There was a tendency for smaller lateral displacement to occur at fixation angles greater than 30 degrees of flexion, especially between the angles of 45° and 60° degrees of flexion, after the reconstruction. For the other angles, there was no statistical significance. **Conclusion:** The method developed is a useful tool for studies on the patellofemoral joint and the MPFL, and has a very accurate measurement system for distances between different structures. It can be used in institutions with fewer resources available.

Keywords - Knee/surgery; Joint Instability; Biomechanics; Patellar Ligament

1 – Mestre pelo Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo - São Paulo, SP, Brasil.

2 – Assistente do Grupo de Joelho do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo - São Paulo, SP, Brasil.

3 – Tecnólogo do Laboratório de Biomecânica do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo - São Paulo, SP, Brasil.

4 – Doutor em Ciências e Chefe do Grupo de Joelho do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo - São Paulo, SP, Brasil.

5 – Professor Titular e Chefe do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo - São Paulo, SP, Brasil.

Trabalho realizado no Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

Correspondência: Rua Colmar Americano da Costa, 121, Pituba – 41815-090. E-mail: davidsad@gmail.com

Trabalho recebido para publicação: 26/10/2011, aceito para publicação: 29/11/2011.

Os autores declaram inexistência de conflito de interesses na realização deste trabalho / The authors declare that there was no conflict of interest in conducting this work

Este artigo está disponível online nas versões Português e Inglês nos sites: www.rbo.org.br e www.scielo.br/rbort
This article is available online in Portuguese and English at the websites: www.rbo.org.br and www.scielo.br/rbort

INTRODUÇÃO

O ligamento patelofemoral medial (LPFM) foi documentado como o maior restritor da translação lateral da patela⁽¹⁻³⁾. Na maior parte dos pacientes o LPFM é rompido durante a luxação aguda da patela^(4,5). Devido a este fato, grande número de técnicas cirúrgicas foram descritas para o tratamento da instabilidade patelar⁽⁶⁾.

A partir da década 1990, é encontrado na literatura um crescente número de pesquisas em torno da reconstrução específica do LPFM⁽⁷⁻¹⁶⁾. A reconstrução deste ligamento se mostra uma excelente alternativa para restaurar tanto a anatomia quanto a função da articulação patelofemoral medial. Os enxertos utilizados para a reconstrução deste ligamento vão desde enxertos sintéticos a enxertos do tendão semitendíneo, grácil, quadríceps e do ligamento patelar^(2,9,13,16-23).

Desde o início do século XXI, trabalhos biomecânicos em cadáveres foram desenvolvidos com a utilização de simuladores construídos para a análise da articulação patelofemoral^(7,17,21,24-33). Estes estudos podem ser divididos em anatômicos e biomecânicos. Os estudos anatômicos são mais aceitos na literatura, uma vez que avaliam diretamente a realidade das estruturas que compõem o corpo humano. Já estudos biomecânicos são bastante criticados e devem ser analisados com cuidado, uma vez que apresentam situações controladas e com reprodução bastante limitada de uma sollicitação mecânica que pode ocorrer na vida real. O exemplo mais evidente disso é a falta de ação muscular dinâmica para estabilização de uma articulação.

Vários modelos de estudos biomecânicos tentam contemplar essa falha, simulando cargas musculares através de pesos fixados ou transferidos às estruturas musculares^(27,34). O problema é que muitos deles são complexos e pouco reprodutíveis, seja pelo custo ou pela necessidade de instrumental muito especializada.

Apresentamos neste artigo um dispositivo desenvolvido no Laboratório de Biomecânica do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (IOT-HC-FMUSP), que permite simular situações biomecânicas próximas às reais em joelhos de cadáveres, por utilizar pesos e contrapesos com cálculo de precisão, baseado em valores previamente publicados e que também permite uma aferição de distâncias entre estruturas anatômicas, através de um método preciso baseado em análise de fotografias (fotogrametria)⁽³⁵⁾. Consideramos esse método bastante útil em análises biomecânicas, por ser reprodutível e não apresentar custos elevados.

MATERIAIS E MÉTODOS

Obtenção e preparação das peças anatômicas

O estudo foi realizado com seis peças anatômicas de joelho retiradas de cadáveres recentes. As peças de cadáveres foram procedentes do Serviço de Verificação de Óbitos da Capital, após aprovação pela Comissão Científica do Instituto de Ortopedia e Traumatologia (IOT-HC-FMUSP) e pela Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa - CAPPesq do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

A formação dos grupos

A reconstrução do LPFM foi realizada com a ressecção do terço medial do ligamento patelar, conforme técnica cirúrgica descrita por Camanho *et al*⁽¹⁶⁾ e a sua fixação foi efetuada nos ângulos entre 0, 30, 60 e 90 graus. Todos os ensaios foram sequenciados, de tal forma que o mesmo joelho foi submetido primeiramente a ensaios com as suas estruturas tendinosas e ligamentares íntegras, em seguida com o LPFM lesado e por último com o ligamento reconstruído e fixado com o joelho posicionado entre os ângulos de 0, 30, 60 e 90 graus de flexão.

Reconstrução com o ligamento patelar

O procedimento cirúrgico foi realizado utilizando do ligamento patelar como enxerto autógeno, iniciando-se com uma incisão proximal à margem superior da patela, centrada entre a margem medial da patela e o epicôndilo medial, em direção à margem medial da tuberosidade anterior da tíbia (TAT) (Figura 1).

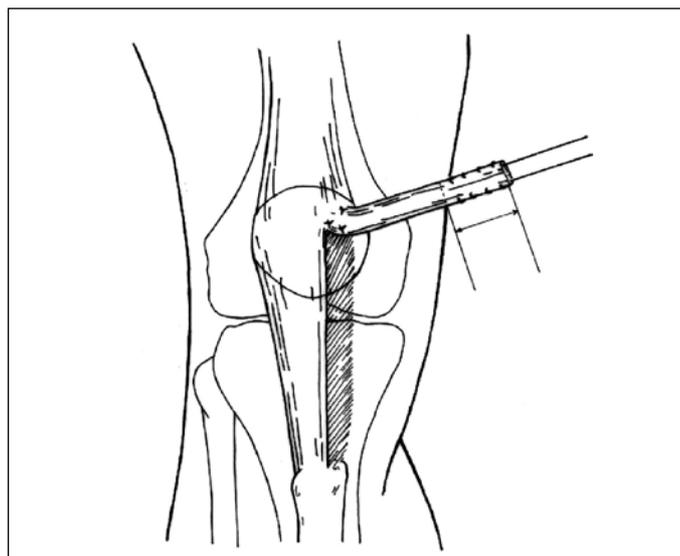


Figura 1 – Ressecção de um terço medial do ligamento patelar em direção ao bordo medial da patela, entre o terço médio e proximal (concedida por Camanho *et al*)⁽¹⁶⁾.

O método de ensaio

Todas as peças previamente selecionadas para o estudo foram avaliadas mecanicamente em três situações distintas: com o ligamento patelofemoral medial na condição de íntegro, reconstruído e lesado. Em cada situação, o joelho foi submetido a ensaios mecânicos divididos em duas sequências de testes. Na primeira sequência, foram repetidos três vezes os testes com o joelho submetido ao movimento de flexoextensão, de 120 a 0°, sem nenhuma carga aplicada lateralmente à patela. Na segunda sequência, foram repetidos mais três testes com o joelho submetido ao mesmo movimento de flexoextensão, no entanto, com a patela lateralizada através de uma carga estática de 33,3N (3,39kg).

Foi desenvolvido no Laboratório de Biomecânica do IOT-HC-FMUSP um dispositivo mecânico com a função de efetuar os testes descritos acima. Tal dispositivo foi acoplado a uma máquina universal de ensaios mecânicos Kratos® K5002, dotada de célula de carga de 5tf (Figura 2). Todas as informações provenientes dos ensaios foram controladas por um sistema de aquisição de dados modelo ADS-2000 da Lynx Tecnologia.

A Figura 3 ilustra um joelho direito posicionado no dispositivo mecânico desenvolvido.

Com objetivo de padronizar uma força aplicada lateralmente à patela, no intuito de provocar a subluxação da patela, foi utilizado o valor de 1kgf exercida no enxerto durante a fixação do mesmo nos quatro diferentes ângulos de flexão do joelho. Uma célula de carga de 20kgf desenvolvida no Laboratório de Biomecânica (Figura 4) foi acoplada lateralmente no túnel femoral, criado para a passagem do enxerto, no intuito de auferir a força utilizada no momento da sua fixação mantendo a padronização desta força em todos os ensaios.

Em detalhe os fios de Ethibond® amarrados na viga superior da célula de carga.

Com o objetivo de monitorar o deslocamento da patela em relação a um ponto de referência no fêmur, foi desenvolvido no Laboratório de Biomecânica um sistema de fotogrametria tridimensional, baseado no modelo desenvolvido por Abdel-Aziz e Karara⁽³⁵⁾, que media durante os ensaios o posicionamento da patela com o joelho posicionado a 120°, 105°, 90°, 75°, 60°, 45°, 30°, 15° e 0° de flexoextensão.

Esse sistema era composto por outro programa de computador na linguagem Delphi®, por duas câmeras fotográficas digitais, por um calibrador tridimensional e por dois gabaritos fixados no fêmur e na patela.

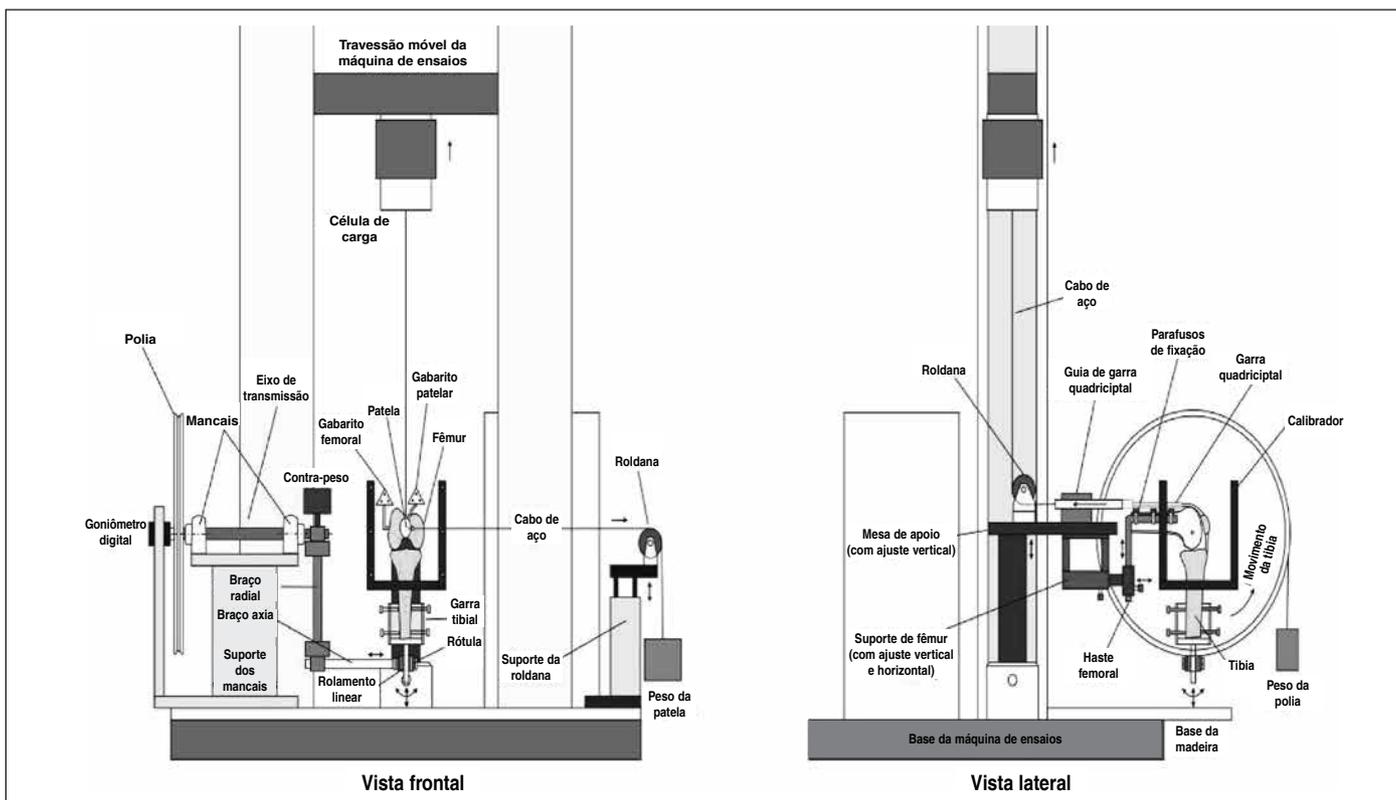


Figura 2 – Representação esquemática do joelho esquerdo posicionado no dispositivo mecânico acoplado à máquina universal de ensaios mecânicos. Vista frontal e lateral dos componentes do dispositivo.



Figura 3 – Joelho direito fixado ao dispositivo mecânico, evidenciando o peso acoplado à polia (à direita) e o peso utilizado para lateralizar a patela (à esquerda).

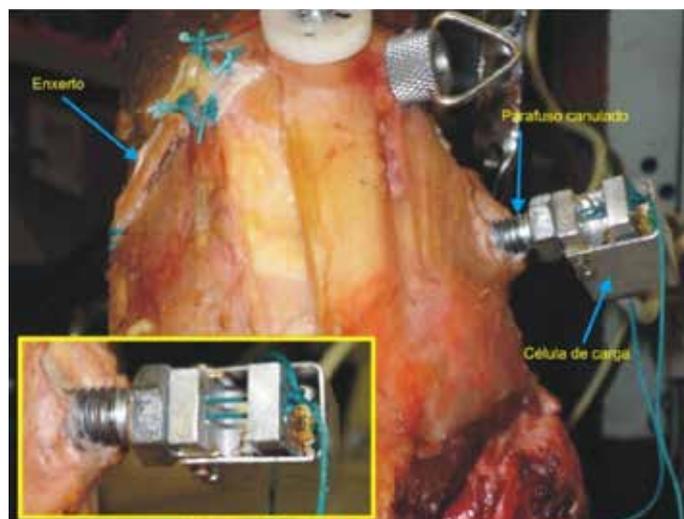


Figura 4 – Sistema de fixação do enxerto com o parafuso canulado e a célula de carga. Em detalhe os fios de Ethibond® amarrados na viga superior da célula de carga.

A medição das coordenadas tridimensionais dos 12 marcadores do calibrador foi feita no Laboratório de Metrologia Dimensional do Instituto de Pesquisas e Estudos Industriais-IPEI do Centro Universitário da Faculdade de Engenharia Industrial-FEI, utilizando uma máquina de medição de coordenadas tridimensional marca Mitutoyo®, modelo QM-353/189-314 BR com uma incerteza de medição de 0,012mm.

O gabarito era composto por uma pequena chapa triangular contendo três pontos semelhantes aos marcadores do calibrador, distribuídos nos vértices de um triângulo equilátero e equidistantes em aproximadamente 21,3mm. Foram utilizados dois gabaritos que tiveram as suas me-

das aferidas pelo mesmo laboratório que fez a medição do calibrador. Um gabarito foi fixado por dois parafusos na região medial da patela e outro na região posterior do fêmur (próximo à cápsula) através de dois parafusos corticais e de uma placa de osteossíntese moldada para o correto posicionamento do gabarito (Figura 5).

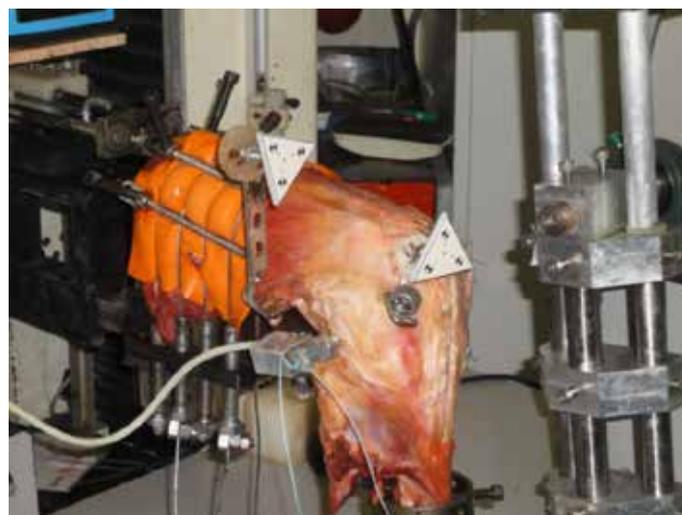


Figura 5 – Gabaritos triangulares utilizados no processo de medição tridimensional.

Foi desenvolvido um programa de computador na linguagem Delphi® com a função de controlar, via ADS 2000, os movimentos de subida e descida do travessão móvel da máquina de ensaios, o acionamento do controle remoto, registrar o ângulo de flexoextensão do joelho através do goniômetro digital e a força proveniente da célula de carga.

O programa relacionava as coordenadas bidimensionais dos marcadores presentes nos dois gabaritos, localizados no par de fotografias obtido no processo de medição, com as coordenadas bidimensionais dos 12 marcadores, localizados nas duas fotografias obtidas no processo de calibração (Figura 5) através do método de transformação linear direta (DLT) como descrito por Abdel-Aziz e Karara⁽³⁵⁾. O centro de cada marcador era localizado automaticamente pelo programa que gerava um relatório com as coordenadas espaciais dos seis marcadores distribuídos nos dois gabaritos.

Em seguida foram calculadas as medidas de desvio lateromedial do marcador da patela nas condições de aplicação de carga e sem carga lateral.

As distâncias com e sem carga aplicada na patela foram agrupadas segundo o ângulo de fixação do enxerto (0°, 30°, 60° e 90°) e situação do joelho (íntegro, reconstruído e lesado). Os resultados foram tabulados a partir das médias das três repetições.

RESULTADOS

A Tabela 1 mostra a estatística descritiva da diferença entre as distâncias com e sem carga aplicada na patela segundo o ângulo de flexão do joelho (0°, 15°, 30°, 45°, 60°, 75°, 90°, 105° e 120°) e a situação do joelho (inte-

Tabela 1 – Descrição da lateralização da patela segundo ângulo de reconstrução do enxerto e ângulo de flexão do joelho.

flexo extensão	condições do LPFM	n°	média	DP	mediana	mínimo	máximo
0°	Integro	6	1,75	0,23	1,70	1,50	2,10
	Reconstruído 0°	6	8,13	0,10	8,10	8,00	8,30
	Reconstruído 45°	6	7,40	0,17	7,35	7,20	7,60
	Reconstruído 60°	6	5,67	0,15	5,60	5,50	5,90
	Reconstruído 90°	6	6,65	0,14	6,65	6,50	6,80
	Lesado	6	9,50	0,13	9,50	9,20	9,60
15°	Integro	6	1,58	0,19	1,55	1,40	1,90
	Reconstruído 0°	6	7,97	0,10	8,00	7,80	8,10
	Reconstruído 45°	6	7,18	0,15	7,15	7,00	7,40
	Reconstruído 60°	6	5,53	0,16	5,55	5,30	5,70
	Reconstruído 90°	6	6,37	0,14	6,35	6,20	6,60
	Lesado	6	9,32	0,13	9,40	9,10	9,40
30°	Integro	6	1,47	0,16	1,45	1,30	1,70
	Reconstruído 0°	6	7,87	0,10	7,90	7,70	8,00
	Reconstruído 45°	6	7,08	0,15	7,05	6,90	7,30
	Reconstruído 60°	6	5,41	0,17	5,40	5,20	5,60
	Reconstruído 90°	6	6,20	0,09	6,20	6,10	6,30
	Lesado	6	9,22	0,12	9,25	9,00	9,30
45°	Integro	6	1,30	0,14	1,30	1,10	1,50
	Reconstruído 0°	6	7,77	0,10	7,80	7,60	7,90
	Reconstruído 45°	6	6,98	0,15	6,95	6,80	7,20
	Reconstruído 60°	6	5,32	0,12	5,30	5,20	5,50
	Reconstruído 90°	6	6,10	0,09	6,10	6,00	6,20
	Lesado	6	9,12	0,12	9,15	8,90	9,20
60°	Integro	6	1,20	0,14	1,20	1,00	1,40
	Reconstruído 0°	6	7,67	0,10	7,70	7,50	7,80
	Reconstruído 45°	6	6,88	0,15	6,85	6,70	7,10
	Reconstruído 60°	6	5,22	0,12	5,20	5,10	5,40
	Reconstruído 90°	6	6,00	0,09	6,00	5,90	6,10
	Lesado	6	9,02	0,12	9,05	8,80	9,10
75°	Integro	6	1,10	0,14	1,10	0,90	1,30
	Reconstruído 0°	6	7,57	0,10	7,60	7,40	7,70
	Reconstruído 45°	6	6,78	0,15	6,75	6,60	7,00
	Reconstruído 60°	6	5,12	0,12	5,10	5,00	5,30
	Reconstruído 90°	6	5,90	0,09	5,90	5,80	6,00
	Lesado	6	8,92	0,12	8,95	8,70	9,00
90°	Integro	6	1,00	0,14	1,00	0,80	1,20
	Reconstruído 0°	6	7,47	0,10	7,50	7,30	7,60
	Reconstruído 45°	6	6,68	0,15	6,65	6,50	6,90
	Reconstruído 60°	6	5,02	0,12	5,00	4,90	5,20
	Reconstruído 90°	6	5,80	0,09	5,80	5,70	5,90
	Lesado	6	8,82	0,12	8,85	8,60	8,90
105°	Integro	6	0,90	0,14	0,90	0,70	1,10
	Reconstruído 0°	6	7,36	0,10	7,40	7,20	7,50
	Reconstruído 45°	6	6,62	0,15	6,65	6,40	6,80
	Reconstruído 60°	6	4,92	0,12	4,90	4,80	5,10
	Reconstruído 90°	6	5,70	0,09	5,70	5,60	5,80
	Lesado	6	8,72	0,12	8,75	8,50	8,80
120°	Integro	6	0,80	0,14	0,80	0,60	1,00
	Reconstruído 0°	6	7,27	0,10	7,30	7,10	7,40
	Reconstruído 45°	6	6,55	0,16	6,60	6,30	6,70
	Reconstruído 60°	6	4,82	0,12	4,80	4,70	5,00
	Reconstruído 90°	6	5,60	0,09	5,60	5,50	5,70
	Lesado	6	8,62	0,12	8,65	8,40	8,70

gro, reconstruído e lesado). Estes resultados foram obtidos a partir da média das três mensurações realizadas em cada joelho para cada situação e são apresentados nas Figuras 6 e 7.

Verificou-se que houve diferença com significância estatística na lateralização da patela, ou entre os ângulos de reconstrução do enxerto ($p < 0,001$) ou entre cada ângulo de flexoextensão do joelho ($p < 0,001$). Entretanto, não foi observada alteração de comportamento no desvio médio da lateralização da patela entre as condições de LPFM ao longo das flexoextensões empregadas (interação reconstrução * flexoextensão; $p = 0,997$) (Figuras 6 e 7).

Visando verificar em que ângulos de reconstrução do enxerto ocorreram diferenças com significância estatística, deu-se prosseguimento às comparações múltiplas de Tukey⁽³⁶⁾ (Tabela 2).

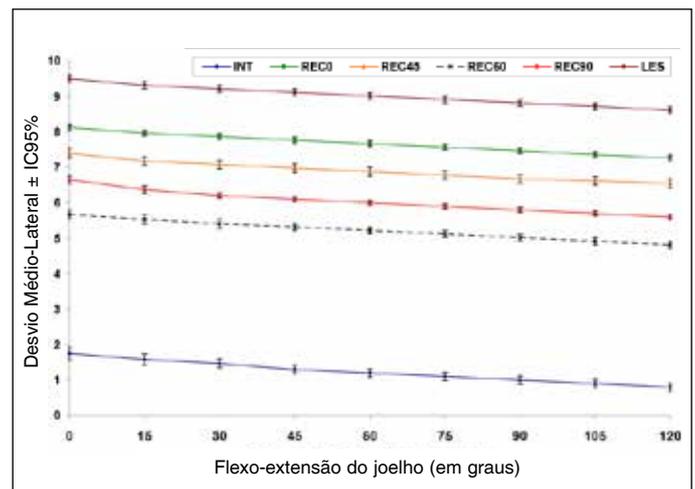


Figura 6 – Desvio médio-lateral da patela ± erro padrão segundo ângulo de reconstrução do enxerto e ângulo de flexão do joelho.

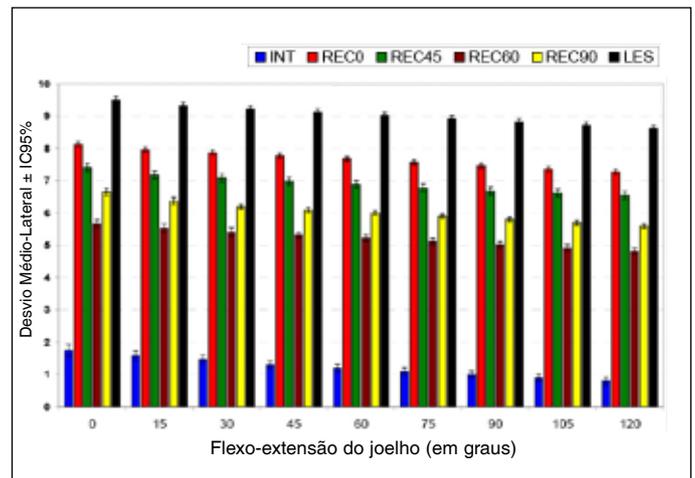


Figura 7 – Desvio médio-lateral da patela ± erro padrão segundo ângulo de reconstrução do enxerto e ângulo de flexão do joelho.

Tabela 2 - Comparações múltiplas dos desvios-médios para a lateralização da patela nos ângulos de reconstrução do enxerto.

Comparação		Diferença média estimada	Erro padrão	Valor de p
Integro	Lesado	-7,787	0,022	<0,001
Integro	Reconstruído 0°	-6,441	0,022	<0,001
Integro	Reconstruído 45°	-5,674	0,022	<0,001
Integro	Reconstruído 60°	-3,991	0,022	<0,001
Integro	Reconstruído 90°	-4,802	0,022	<0,001
Lesado	Reconstruído 0°	1,346	0,022	<0,001
Lesado	Reconstruído 45°	2,113	0,022	<0,001
Lesado	Reconstruído 60°	3,796	0,022	<0,001
Lesado	Reconstruído 90°	2,985	0,022	<0,001
Reconstruído 0°	Reconstruído 45°	0,767	0,022	<0,001
Reconstruído 0°	Reconstruído 60°	2,450	0,022	<0,001
Reconstruído 0°	Reconstruído 90°	1,639	0,022	<0,001
Reconstruído 45°	Reconstruído 60°	1,683	0,022	<0,001
Reconstruído 45°	Reconstruído 90°	0,872	0,022	<0,001
Reconstruído 60°	Reconstruído 90°	-0,811	0,022	<0,001

Para todos os ângulos de flexoextensão, observou-se maior lateralização na reconstrução do joelho lesado quando comparado aos demais, e menor lateralização na reconstrução 60°, independentemente do ângulo de flexoextensão.

DISCUSSÃO

A metodologia empregada no presente trabalho foi baseada na pesquisa de Ostermeier *et al*⁽³⁴⁾, tendo como similaridades um dispositivo que permitia o movimento de extensão do joelho através da tração do quadríceps com resistência ao movimento, da carga lateral aplicada à patela e da mensuração da translação da patela. No entanto, a concepção mecânica do dispositivo e o método de mensuração do deslocamento da patela foram diferentes e adaptados para a execução com os recursos disponíveis.

A instabilidade patelofemoral pode ser resultante de fatores anatômicos que contribuem para uma maior lateralização da patela. No entanto, estudos como os de Ahmad *et al*⁽³⁷⁾, Steiner *et al*⁽²²⁾ e Watanabe *et al*⁽³⁸⁾ demonstram que a reconstrução do LPFM isolada é eficaz mesmo em casos com fatores predisponentes associados. Somando-se a isto, a mesma situação foi alcançada em todos os ensaios, sendo a força que impulsionou a luxação da patela pode ser padronizada em todas as sequências dos ensaios. A escolha da força aplicada lateralmente à patela esteve de acordo com os dados conhecidos que resultam em deslocamento

patelar, em estudos prévios^(1,24,27). Sendo assim, os fatores predisponentes de instabilidade (displasia patelar, troclear e aumento da TA-GT), que possam estar associados em peças anatômicas, podem ser nivelados em testes comparativos como o presente, tendo em vista que todas as peças foram testadas sob a mesma condição de testes⁽³⁹⁾.

Esta força direcionada lateralmente foi sugerida como menor que a força causadora da rotura completa do LPFM de 200 N^(18,26), porém resultante em um deslocamento lateral da patela significativo sem efeitos irreversíveis aos tecidos moles mediais que contribuem para a sua restrição⁽²⁷⁾. A força aplicada lateralmente, neste estudo, foi fixada à margem lateral da patela para minimizar a influência da inclinação patelar, de acordo com o estudo de Sandmeier *et al*⁽²⁴⁾.

Em todos os ensaios aplicamos uma carga de 1kg, baseado no estudo biomecânico de Beck *et al*⁽³⁰⁾, demonstrando que a tração máxima entre 2N e 10N seria suficiente e adequada para a estabilização da reconstrução do LPFM e não causaria aumento de pressão de contato medial da articulação patelofemoral.

Ostermeier *et al*⁽³⁴⁾ utilizaram um momento de extensão de 31N.m no qual representava o momento de extensão fisiológico medido em indivíduos sadios quando submetidos a testes isocinéticos de extensão do joelho. No entanto, extrapolando para indivíduos que sofreram uma reconstrução do LPFM, a aplicação desse valor de torque na fase inicial de recuperação pode ser prejudicial, por isso foi adotado um valor de torque que correspondeu a um terço do valor de 31N.m para o momento de flexão, assim como discutido por Beck *et al*⁽³⁰⁾. Com o objetivo de manter a mesma proporção entre o torque de flexão e a carga aplicada na patela, foi também adotado o valor de um terço dos 100N preconizado por Ostermeier *et al*⁽⁴⁰⁾ para promover a lateralização da patela.

No presente estudo, avaliamos a reconstrução do ligamento patelofemoral medial (LPFM) no que tange ao melhor ângulo de flexão do joelho para a fixação do enxerto, assim como o percurso médio-lateral da patela durante a flexoextensão do joelho. Com isso, foi possível afirmar que nos primeiros ângulos de flexão do joelho ocorre uma maior lateralização da patela, o que pode, em condições de lesão deste ligamento, promover a luxação da patela em relação à tróclea femoral. Após a análise estatística, foi possível constatar, pela análise gráfica e dos valores apresentados, que a reconstrução

do LPFM fixada em ângulos menores que 30 graus de flexão do joelho promove uma maior lateralização da patela, aproximando-se da condição do ligamento lesado. Durante a flexoextensão do joelho, pode-se observar, como em estudos biomecânicos prévios⁽²⁹⁾, que a patela tende a luxar nos primeiros ângulos de flexão. Este fato pode ser explicado pela ausência de estruturas ósseas atuando como estabilizadores nestes ângulos, estando o LPFM exercendo a função de restritor primário à luxação da patela⁽⁴¹⁾. Sendo assim, a centralização da patela em relação ao fêmur pode ser mantida entre os ângulos de 45 e 60 graus, o que favorece a fixação correta do enxerto. No ângulo abaixo de 30 graus, o LPFM encontra-se tensionado e sem proteção óssea adequada contra o deslocamento lateral da patela⁽²⁹⁾. Conseqüentemente, quando o enxerto do LPFM é fixado nestes ângulos, um tensionamento excessivo do enxerto poderá ocorrer, devido à ausência de parâmetros mediais adequados para determinar a sua posição, promovendo um aumento da pressão da faceta medial da patela⁽³⁹⁾. Em ângulo acima de 70 graus, o LPFM encontra-se frouxo, sendo o tensionamento do enxerto acima deste ângulo capaz de induzir a um tensionamento do enxerto provocando a medialização excessiva da patela.

A força exercida pelos isquiotibiais durante a extensão do joelho promove estabilização adicional na articulação patelofemoral, controlando a rotação tibial⁽⁴²⁾. Em nosso estudo, padronizamos a força fixando a tibia e fazendo uso de um contrapeso à força extensora do qua-

dríceps. A ausência de sustentação de peso, que possui um efeito estabilizador durante o movimento da patela, pode levar a um viés sistemático⁽³⁴⁾.

Este estudo é mais um instrumento para auxiliar na tomada de decisão durante a cirurgia para correção da instabilidade patelofemoral no que tange à reconstrução do LPFM. O custo da confecção do aparelho de ensaio é baixo em comparação aos métodos encontrados na literatura⁽²⁷⁾, somando 11 mil dólares em custo total do sistema, podendo ser empregado em países menos desenvolvidos que carecem de recursos para compra de aparelhos de alto custo.

Como exemplos da utilização do sistema empregado, temos os estudos biomecânicos que envolvem medidas da subluxação da patela, com análises da reconstrução do LPFM com diferentes enxertos, estudos da isometria de diferentes estruturas anatômicas, estudos da translação entre a tibia e o fêmur após diferentes técnicas de reconstrução ligamentar, comparando, da mesma forma, os diferentes tipos de enxerto disponíveis. Através de pequenos ajustes no dispositivo, esses experimentos são plenamente factíveis.

CONCLUSÃO

O método desenvolvido no laboratório de biomecânica será uma ferramenta útil para avaliarmos os movimentos de lateralização da patela e desta forma a reconstrução do LPFM.

REFERÊNCIAS

- Conlan T, Garth WP Jr, Lemons JE. Evaluation of the medial soft-tissue restraints of the extensor mechanism of the knee. *J Bone Joint Surg Am*. 1993;75(5):682-93.
- Desio SM, Burks RT, Bachus KN. Soft tissue restraints to lateral patellar translation in the human knee. *Am J Sports Med*. 1998;26(1):59-65.
- Steensen RN, Dopirak RM, Maurus PB. A simple technique for reconstruction of the medial patellofemoral ligament using a quadriceps tendon graft. *Arthroscopy*. 2005;21(3):365-70.
- Sallay PI, Poggi J, Speer KP, Garrett WE. Acute dislocation of the patella. A correlative pathoanatomic study. *Am J Sports Med*. 1996;24(1):52-60.
- Sanders TG, Morrison WB, Singleton BA, Miller MD, Cornum KG. Medial patellofemoral ligament injury following acute transient dislocation of the patella: MR findings with surgical correlation in 14 patients. *J Comput Assist Tomogr*. 2001;25(6):957-62.
- Servien E, Fritsch B, Lustig S, Demey G, Debarge R, Lapra C, et al. In vivo positioning analysis of medial patellofemoral ligament reconstruction. *Am J Sports Med*. 2011;39(1):134-9.
- Nomura E, Horiuchi Y, Kihara M. Medial patellofemoral ligament restraint in lateral patellar translation and reconstruction. *Knee*. 2000;7(2):121-7.
- Ellera Gomes JL. Medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent dislocation of the patella: a preliminary report. *Arthroscopy*. 1992;8(3):335-40.
- Avikainen VJ, Nikku RK, Seppanen-Lehmonen TK. Adductor magnus tenodesis for patellar dislocation. Technique and preliminary results. *Clin Orthop Relat Res*. 1993(297):12-6.
- Burks RT, Luker MG. Medial patellofemoral ligament reconstruction. *Tech Orthop*. 1997;12:185-91.
- Cohen M, editor. *Transposição da inserção do vasto medial via artroscópica*. São Paulo: Sarvier; 1996.
- Muneta T, Sekiya I, Tsuchiya M, Shinomiya K. A technique for reconstruction of the medial patellofemoral ligament. *Clin Orthop Relat Res*. 1999(359):151-5.
- Drez D, Jr., Edwards TB, Williams CS. Results of medial patellofemoral ligament reconstruction in the treatment of patellar dislocation. *Arthroscopy*. 2001;17(3):298-306.
- Mikashima Y, Kimura M, Kobayashi Y, Asagumo H, Tomatsu T. Medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar instability. *Acta Orthop Belg*. 2004;70(6):545-50.
- Panagopoulos A, van Niekerk L, Triantafillopoulos IK. MPFL reconstruction for recurrent patella dislocation: a new surgical technique and review of the literature. *Int J Sports Med*. 2008;29(5):359-65.
- Camanho GL, Bitar AC, Hernandez AJ, Olivi R. Medial patellofemoral ligament reconstruction: a novel technique using the patellar ligament. *Arthroscopy*. 2007;23(1):108 e1-4.
- Davis DK, Fithian DC. Techniques of medial retinacular repair and reconstruction. *Clin Orthop Relat Res*. 2002;(402):38-52.
- Amis AA, Firer P, Mountney J, Senavongse W, Thomas NP. Anatomy and biomechanics of the medial patellofemoral ligament. *Knee*. 2003;10(3):215-20.
- Dhillon MS, Mohan P, Nagi ON. Does harvesting the medial third of the patellar tendon cause lateral shift of the patella after ACL reconstruction? *Acta Orthop Belg*. 2003;69(4):334-40.

20. Ellera Gomes JL, Stigler Marczyk LR, Cesar de Cesar P, Jungblut CF. Medial patellofemoral ligament reconstruction with semitendinosus autograft for chronic patellar instability: a follow-up study. *Arthroscopy*. 2004;20(2):147-51.
21. Steensen RN, Dopirak RM, McDonald WG 3rd. The anatomy and isometry of the medial patellofemoral ligament: implications for reconstruction. *Am J Sports Med*. 2004;32(6):1509-13.
22. Steiner TM, Torga-Spak R, Teitge RA. Medial patellofemoral ligament reconstruction in patients with lateral patellar instability and trochlear dysplasia. *Am J Sports Med*. 2006;34(8):1254-61.
23. Feller JA, Amis AA, Andrich JT, Arendt EA, Erasmus PJ, Powers CM. Surgical biomechanics of the patellofemoral joint. *Arthroscopy*. 2007;23(5):542-53.
24. Sandmeier RH, Burks RT, Bachus KN, Billings A. The effect of reconstruction of the medial patellofemoral ligament on patellar tracking. *Am J Sports Med*. 2000;28(3):345-9.
25. Smirk C, Morris H. The anatomy and reconstruction of the medial patellofemoral ligament. *Knee*. 2003;10(3):221-7.
26. Mountney J, Senavongse W, Amis AA, Thomas NP. Tensile strength of the medial patellofemoral ligament before and after repair or reconstruction. *J Bone Joint Surg Br*. 2005;87(1):36-40.
27. Ostermeier S, Stukenborg-Colsman C, Hurschler C, Wirth CJ. In vitro investigation of the effect of medial patellofemoral ligament reconstruction and medial tibial tuberosity transfer on lateral patellar stability. *Arthroscopy*. 2006;22(3):308-19.
28. Bicos J, Carofino B, Andersen M, Schepsis AA, Fulkerson JP, Mazzocca A. Patellofemoral forces after medial patellofemoral ligament reconstruction: a biomechanical analysis. *J Knee Surg*. 2006;19(4):317-26.
29. Amis AA. Current concepts on anatomy and biomechanics of patellar stability. *Sports Med Arthrosc*. 2007;15(2):48-56.
30. Beck P, Brown NA, Greis PE, Burks RT. Patellofemoral contact pressures and lateral patellar translation after medial patellofemoral ligament reconstruction. *Am J Sports Med*. 2007;35(9):1557-63.
31. Melegari TM, Parks BG, Matthews LS. Patellofemoral contact area and pressure after medial patellofemoral ligament reconstruction. *Am J Sports Med*. 2008;36(4):747-52.
32. Thanaat M, Erasmus PJ. Management of overtight medial patellofemoral ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2009;17(5):480-3.
33. Tateishi T, Tsuchiya M, Motosugi N, Asahina S, Ikeda H, Cho S, et al. Graft length change and radiographic assessment of femoral drill hole position for medial patellofemoral ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2011;19(3):400-7.
34. Ostermeier S, Holst M, Bohnsack M, Hurschler C, Stukenborg-Colsman C, Wirth CJ. In vitro measurement of patellar kinematics following reconstruction of the medial patellofemoral ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2007;15(3):276-85.
35. Abdel-Aziz YI, Karara HM, editors. Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. Falls Church, VA: American Society of Photogrammetry; 1971.
36. Neter J, Kutner MH, Nachtsheim CJ, Wasserman W, editors. Applied linear statistical models. Chicago: Irwin; 1996.
37. Ahmad CS, Stein BE, Matuz D, Henry JH. Immediate surgical repair of the medial patellar stabilizers for acute patellar dislocation. A review of eight cases. *Am J Sports Med*. 2000;28(6):804-10.
38. Watanabe T, Muneta T, Ikeda H, Tateishi T, Sekiya I. Visual analog scale assessment after medial patellofemoral ligament reconstruction: with or without tibial tubercle transfer. *J Orthop Sci*. 2008;13(1):32-8.
39. Elias JJ, Cosgarea AJ. Technical errors during medial patellofemoral ligament reconstruction could overload medial patellofemoral cartilage: a computational analysis. *Am J Sports Med*. 2006;34(9):1478-85.
40. Ostermeier S, Holst M, Bohnsack M, Hurschler C, Stukenborg-Colsman C, Wirth CJ. Dynamic measurement of patellofemoral contact pressure following reconstruction of the medial patellofemoral ligament: an in vitro study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2007;22(3):327-35.
41. Senavongse W, Amis AA. The effects of articular, retinacular, or muscular deficiencies on patellofemoral joint stability. *J Bone Joint Surg Br*. 2005;87(4):577-82.
42. Durselen L, Claes L, Kiefer H. The influence of muscle forces and external loads on cruciate ligament strain. *Am J Sports Med*. 1995;23(1):129-36.