

David Sadigursky

**Estudo biomecânico, em cadáver, do
ângulo de flexão do joelho na fixação do
enxerto autógeno na reconstrução do
ligamento patelofemoral medial**

Dissertação apresentada à Faculdade
de Medicina da Universidade de São
Paulo para obtenção do título
de Mestre em Ciências

Programa de Ortopedia e Traumatologia

Orientador: Dr. José Ricardo Pécora

São Paulo
2012

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Sadigursky, David

Estudo biomecânico, em cadáver, do ângulo de flexão do joelho na
fixação do enxerto autógeno na reconstrução do ligamento patelofemoral
medial / David Sadigursky. -- São Paulo, 2012.

Dissertação(mestrado)--Faculdade de Medicina da Universidade
de São Paulo.

Programa de Ortopedia e Traumatologia.

Orientador: José Ricardo Pécora.

Descritores: 1.Joelho/cirurgia 2.Instabilidade articular 3.Biomecânica
4.Transplante autólogo 5.Cadáver 6.Ligamento patelar

USP/FM/DBD-011/12

DEDICATÓRIAS

A **DEUS**, por permitir a chegada dos momentos de glória da minha vida.

À minha esposa **ROBERTA** por estar ao meu lado nesta trilha. Por todo o suporte e ajuda e por toda a paciência e dedicação. Sem Ela, finalizar esta etapa da minha vida seria muito mais difícil.

Ao meu **PAI**, pela sabedoria, apoio, estímulo e por me guiar nos caminhos corretos da vida.

À minha **MÃE**, pelos exemplos vitais, pela sabedoria e carinho, que me permitiram reconhecer a importância dos detalhes. (*in memorem*)

Ao meu irmão **DANIEL**, pela admiração.

Aos meus **SOGROS**, pela amizade.

A minha avó **DALVA**, que abençoou as vitórias dos seus netos.

AGRADECIMENTOS

Ao Dr. José Ricardo Pécora, pela idealização do projeto, pela constante motivação e incentivo e pelos ensinamentos que jamais serão esquecidos.

Aos Prof. Dr. Gilberto Luis Camanho, pela confiança depositada.

Aos Drs. Roberto Freire da Mota e membros participantes da Comissão de Qualificação, pelas importantes e fundamentais correções necessárias para o término desta Dissertação.

Ao Dr. Riccardo Gomes Gobbi, pela amizade e por todo o trabalho dedicado ao projeto.

Ao Sr. Cesar Augusto Martins Pereira, por todo o empenho, dedicação e pelas idéias fundamentais ao desenvolvimento da pesquisa.

Ao Sr. Tomaz Puga Leivas, pelo apoio técnico fornecido com a mais alta presteza.

As Sras. Leide Salomão, Tânia Borges e Rosana, pela atenção e cuidado aos detalhes burocráticos.

NORMALIZAÇÃO ADOTADA

Esta dissertação de mestrado está de acordo com as seguintes normas, em vigor no momento desta publicação:

Referências: adaptado de *International Committee of Medical Journals Editors (Vancouver)*

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Serviço de Biblioteca e Documentação. *Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias*. Elaborado por Annelise Carneiro da Cunha, Maria Julia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso e Valéria Vilhena. 3ª. Ed. São Paulo: Serviço de Biblioteca e Documentação; 2011.

Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com *List of Journals Indexed in Index Medicus*.

Nomina anatômica (1980) do XI Congresso Internacional de Anatomia, México, 1980.

LISTA DE SÍMBOLOS

LPFM	Ligamento Patelofemoral Medial
IOT-HCFMUSP	Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
Kgf	Kilograma força
°	Graus
Mm	Milímetros
TAT	Tuberosidade Anterior da Tíbia
N	Niltons
%	Por cento
TA-GT	Distância da tuberosidade anterior da tíbia à garganta da tróclea
CAPPesq	Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa
°C	Graus centígrados
NaCl	Cloreto de Sódio
Cm	Centímetros
Kg	Kilograma
Tf	Toneladas força
N.m.	Nilton metro
M	Metro
S	Segundo
Mpixels	Mega pixels
LCD	Liquid Cristal Display
DLT	Transformação linear direta
3D	Três dimensões
DP	Desvio padrão

IC	Intervalo de Confiança
RBC	Rede Brasileira de Calibração
SVO	Serviço de Verificação de Óbitos

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Ressecção de um terço medial do ligamento patelar em direção ao bordo medial da patela, entre o terço médio e proximal. (Adaptado por Camanho et al ⁽¹⁾).....	35
Figura 2. Visão esquemática da fixação das estruturas mediais, mostrando a inserção do enxerto. (Adaptado por Camanho et al ⁽¹⁾).....	36
Figura 3. Representação esquemática do joelho esquerdo posicionado no dispositivo mecânico acoplado à máquina universal de ensaios mecânicos. Vista frontal e lateral dos componentes do dispositivo.....	39
Figura 4. Garra quadricipital utilizada para a fixação do quadríceps através dos oito parafusos canulados e quatro cabos de aço.....	40
Figura 5. Joelho direito fixado no dispositivo mecânico evidenciando o peso acoplado à polia (à direita) e o peso utilizado para lateralizar a patela (à esquerda).....	43
Figura 7. Calibrador utilizado no processo de medição tridimensional, mostrando em detalhe um de seus marcadores.....	48
Figura 8. Gabaritos triangulares utilizados no processo de medição tridimensional.....	49
Figura 9. Etapa de calibração mostrando as duas câmeras fotográficas focalizando o calibrador.....	50
Figura 10. Etapa de medição mostrando as duas câmeras fotográficas focalizando o joelho e os gabaritos da patela e do fêmur.....	52
Figura 11. Tela do programa de fotogrametria 3D mostrando o processo de medição dos centros dos marcadores dos gabaritos da patela e do fêmur na foto tirada à esquerda do dispositivo.....	54
Figura 12. Tela do programa de fotogrametria 3D mostrando o processo de medição dos centros dos marcadores dos gabaritos da patela e do fêmur na foto tirada à direita do dispositivo.....	55
Figura 13. Tela do programa de fotogrametria 3D mostrando o processo de calibração dos centros dos marcadores do calibrador na foto tirada à esquerda do dispositivo.....	55
Figura 14. Tela do programa de fotogrametria 3D mostrando o processo de calibração dos centros dos marcadores do calibrador na foto tirada à direita do dispositivo.....	56

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Descrição da lateralização da patela segundo ângulo de reconstrução do enxerto e ângulo de flexão do joelho.....	61
Tabela 2. Descrição da lateralização da patela segundo ângulo de reconstrução do enxerto independentemente do ângulo de flexo-extensão do joelho.....	65
Tabela 3. Descrição da lateralização da patela segundo ângulo de flexo-extensão do joelho independentemente do ângulo de reconstrução do enxerto.....	65
Tabela 4. Comparações múltiplas dos desvios-médios para a lateralização da patela nos ângulos de reconstrução do enxerto.....	66
Tabela 5. Comparações múltiplas dos desvios-médios para a lateralização da patela nos ângulos de flexão do joelho.....	67

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1. Desvio médio lateral da patela \pm IC95% segundo ângulo de reconstrução do enxerto e ângulo de flexão do joelho..... 63

Gráfico 2. Desvio médio lateral da patela \pm IC95% segundo ângulo de reconstrução do enxerto e ângulo de flexão do joelho..... 64

RESUMO

Sadigursky D. *Estudo biomecânico, em cadáver, do ângulo de flexão do joelho na fixação do enxerto autógeno na reconstrução do ligamento patelofemoral medial*. [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2011. 88p.

O objetivo desta dissertação foi avaliar biomecanicamente o ângulo de flexão do joelho em que a fixação do enxerto do Ligamento Patelofemoral Medial (LPFM) se mostrou mais adequada. Foram estudados 12 joelhos de cadáveres, sendo que seis peças foram utilizadas para ajustes necessários no sistema. Os joelhos foram preparados em uma máquina de ensaios desenvolvida no Laboratório de Biomecânica do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (IOT-HCFMUSP) a qual permitiu a avaliação dinâmica do comportamento patelar, quantificando a sua lateralização entre 0° e 120° graus de flexão do joelho. A técnica utilizada para a reconstrução do LPFM foi a utilização do enxerto do ligamento patelar, como apresentada por Camanho et al. em 2007. Os joelhos foram submetidos a situações de intacto, lesado e reconstruído, com e sem carga aplicada lateralmente, simulando a força de luxação da patela. Com o sistema de fotogrametria, pôde-se avaliar a lateralização da patela entre os ângulos de 0° e 120° graus de flexão do joelho. Os dados encontrados foram calculados a partir de um programa de Software conectado à máquina de ensaios. O grau de flexão do joelho foi determinado a partir de um goniômetro digital. O tensionamento do enxerto foi padronizado em 1 Kgf com a utilização de um sistema digital acoplado a uma célula de carga de 20 Kgf. As diferenças entre as distâncias encontradas, com e sem carga aplicada na patela, foram agrupadas segundo o ângulo de fixação do enxerto reconstruído em 0°, 45°, 60° e 90° e situação do joelho íntegro e lesado. Os resultados foram tabulados a partir das médias das três repetições. Os dados foram inseridos e analisados no banco de dados dos programas estatísticos STATA versão 11.0 e SAS versão 8.0. Foi realizada a Análise de Variância (ANOVA) e comparações múltiplas de Tukey⁽⁹⁶⁾. Houve uma tendência em ocorrer menor desvio lateral em ângulos de fixação do enxerto reconstruído acima de 30° graus de flexão, principalmente com a reconstrução realizada no ângulo de flexão do joelho, em que o ligamento foi reconstruído, de 60° graus. Para os demais ângulos não houve significância estatística.

Descritores: Joelho/cirurgia, instabilidade, biomecânica, enxerto autólogo, cadáver, ligamento, patela

SUMMARY

Sadigursky D. ***Biomechanical study, in cadaver, of knee flexion angle in fixing the autograft in the reconstruction of the medial patellofemoral ligament.*** [Dissertation]. São Paulo: School of Medicine, University of São Paulo; 2011. 88p.

The aim of this dissertation was to make a biomechanical assessment on the knee flexion angle at which fixation of grafts for the medial patellofemoral ligament (MPFL) is seen to be best. Twelve knees from cadavers have been studied, of which six specimens were used to make necessary adjustments to the system. The knees were prepared in a test machine developed in the Biomechanics Laboratory of the Institute of Orthopedics and Traumatology, Hospital das Clínicas, School of Medicine, University of São Paulo. This enabled dynamic evaluation of the patellar component, with quantification of its lateralization between 0 and 120 degrees of flexion angle. The technique used for reconstructing the MPFL consisted of using a graft from the patellar ligament, as presented by Camanho et al. in 2007. The knees were subjected to situations in intact, injured and reconstructed states, with and without loads applied laterally, to simulate the patella dislocation force. With a photogrammetry system, the lateralization of the patella could be assessed between the knee flexion angles of 90°, 60°, 45° and 0 degrees during the graft reconstruction. The results were calculated through software coupled to the test machine. The knee flexion angle could be determined from a digital goniometer. The graft tensioning was standardized at 1 kgf by using a digital system coupled to a 20-kgf load cell. The differences between the distances found with and without load applied to the patella were grouped according to the graft fixation angle of 0°, 45°, 60° e 90°, during the reconstruction, and knee situation of intact or injured. The results were tabulated taking the mean from three repetitions. There was a tendency for less lateral deviation to occur at fixation angles of the reconstructed graft greater than 30° degrees of flexion, mainly performed in the reconstruction of the knee flexion angle of 60° degrees.

Keywords: Knee/surgery, instability, biomechanics, autologous graft, cadaver, ligament, patella

SUMÁRIO

LISTA DE SÍMBOLOS

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE GRÁFICOS

RESUMO

SUMMARY

1. INTRODUÇÃO.....	2
1. 1 Objetivo.....	5
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	7
2.1. Anatomia e biomecânica.....	7
2.2. As técnicas operatórias.....	20
3. MÉTODOS.....	32
3.1. Obtenção e preparação das peças anatômicas.....	32
3.2. A formação dos grupos.....	33
3.3. Etapas experimentais: procedimentos cirúrgicos.....	33
3.3.1. Reconstrução com o ligamento patelar.....	34
3.4. O método de ensaio.....	37
3.5. Análise dos dados.....	57
3.5.1 Organização do banco de dados e softwares utilizados.....	57
3.6 Análise estatística	57
4. RESULTADOS.....	60
5. DISCUSSÃO.....	69
5.1. Os testes biomecânicos.....	69
5.2. A técnica operatória.....	76
5.3. Resultados.....	79
6. CONCLUSÕES.....	85
7. ANEXOS.....	87
8. REFERÊNCIAS.....	93

1. INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

O ligamento patelofemoral medial (LPFM) é documentado como o maior restritor da translação lateral da patela⁽²⁻⁴⁾. Na maior parte dos pacientes o LPFM é rompido durante a luxação aguda lateral da patela^(5, 6). Devido a este fato, um grande número de técnicas cirúrgicas é descrito para o tratamento da instabilidade lateral da patela⁽⁷⁾. O trabalho original de Roux⁽⁸⁾, publicado em 1898 e reeditado em 1979, torna-se um clássico ao descrever praticamente todos os princípios básicos da correção cirúrgica da luxação recidivante da patela, desde a osteotomia da tuberosidade anterior da tíbia (TAT) à liberação do retináculo lateral e ao pregueamento medial do retináculo. Hauser⁽⁹⁾, em 1938, chama a atenção para a correção da patela alta. Trillat et al.⁽¹⁰⁾, em 1964, dão ênfase ao realinhamento distal. Madigan et al.⁽¹¹⁾ e Insall⁽¹²⁾ defendem a quadricepsplastia isolada; Ellera Gomes⁽¹³⁾, a reconstrução do ligamento patelofemoral medial com prótese de poliéster; e Cohen⁽¹⁴⁾ e Camanho⁽¹⁵⁾, o realinhamento proximal por via artroscópica.

Recentemente, vários autores focam na reconstrução específica da lesão ligamentar medial^(1, 13, 16-24). Segundo Steensen et al.⁽⁴⁾, a reconstrução do LPFM traz resultados satisfatórios para a correção da luxação recorrente da patela a longo prazo, com um curto período de reabilitação.

A estabilidade patelar é resultante de forças restritoras ativas e passivas. Dessa forma o músculo reto femoral e o músculo vasto intermédio

atuam diretamente no eixo femoral, enquanto os vastos medial e lateral, que têm a inserção oblíqua na patela, ajudam na estabilização nos eixos de orientação mais medial e lateral⁽²⁵⁾, respectivamente. Estruturas passivas de restrição patelar incluem o ligamento patelar e os retináculos medial e lateral, sendo que no retináculo medial encontramos o LPFM^(2,20,22,26-29) o qual se situa na segunda camada estrutural que abrange a cápsula na região medial do joelho, cuja largura varia de 8 a 25 mm, bem como apresenta comprimento de aproximadamente 53 mm. A origem do LPFM se dá no tubérculo adutor, próximo ao ligamento colateral medial e suas fibras seguem em direção às fibras do músculo vasto medial oblíquo até a inserção distal e anteriormente na metade proximal da margem medial da patela^(30,31). Amis et al.⁽³²⁾ descrevem a capacidade desta estrutura (LPFM) em torno de 208N, que se comparada com outras estruturas do joelho, demonstra baixa resistência, todavia relatam sua importância em direcionar corretamente a patela na tróclea, já nos primeiros graus de flexão do joelho.

Uma vez que a reconstrução do LPFM passa a ser considerada uma boa alternativa para restaurar a anatomia e a função da articulação patelofemoral medial, são utilizados como opções de enxerto autólogo, para a reconstrução deste ligamento, o tendão quadríceps, o tendão semitendíneo, o tendão grácil além do ligamento patelar^(1, 3, 17, 20, 31-38).

Em 1997, Burks e Luker⁽¹⁸⁾ descrevem a técnica de reconstrução do LPFM usando o enxerto livre tendão-osso do quadríceps com resultados

encorajadores, seguido de Steensen et al.⁽⁴⁾ que propõem o uso de enxerto puramente tendinoso do quadríceps, mantendo a integridade da inserção patelar. Camanho et al.⁽¹⁾ propõem uma técnica para reconstrução do LFPM com o enxerto do terço medial do ligamento patelar e sugerem um componente dinâmico com a sutura da margem distal do Músculo Vasto Medial no ligamento reconstruído. Os autores, de acordo com o trabalho de Mountney et al.⁽³⁹⁾, realizam o tensionamento do enxerto utilizando a fixação com âncoras, bem como parafuso de interferência, o qual apresenta maior resistência ao estresse, se comparado ao reparo do ligamento com suturas.

No intuito de avaliar as duas diferentes técnicas cirúrgicas, estática e dinâmica, com avanço do vasto medial oblíquo e reconstrução do LFPM, Ostermeier et al.⁽⁴⁰⁾ estudam as medidas cinéticas e isocinéticas, com o desenvolvimento de um simulador *in vitro*, desenvolvido para esse fim, e demonstram que ambas as técnicas são comparáveis ao LFPM intacto, porém a reconstrução dinâmica oferece a possibilidade de minimizar o potencial de tensionamento excessivo e o posicionamento incorreto do enxerto.

Atualmente, discute-se a reconstrução ligamentar deste ligamento no que se refere à posição angular do joelho durante a fixação do enxerto. Nomura et al.⁽²³⁾ demonstram que a fixação se faz em 60° de flexão, enquanto Mountney et al.⁽³⁹⁾ realizam em extensão, quando o enxerto se encontra em maior tensão. Em 2007, Camanho et al.⁽¹⁾ descrevem a fixação

com o joelho entre 30° e 45° de flexão, tendo vista ser esta a posição em que há maior tendência à luxação patelar. Ellera Gomes ⁽¹³⁾ fixa em 90° de flexão, Nomura e Inoue.⁽⁴¹⁾ em 60°, Deie et al.⁽²⁶⁾ em 30°. Em 2004, Yamada et al.⁽⁴²⁾ passam a posicionar a patela lateralmente de forma manual, enquanto a tensão é ajustada até ao ponto em que a patela não possa ser deslocada.

Estimulados pelas diferentes possibilidades e controvérsias existentes acerca do ângulo de fixação do enxerto durante a reconstrução do ligamento patelofemoral medial com enxerto autógeno, bem como encontrando subsídios em um serviço ortopédico diferenciado e de referência no assunto abordado, onde se encontram recursos físicos para o desenvolvimento desse projeto, vislumbramos a oportunidade de realizar um estudo *in vitro*, com um objetivo precípua de avaliar o ângulo mais adequado da fixação do enxerto, no intuito de prevenir a perda de sua tensão, conforme relato de Mikashima et al.⁽²¹⁾ e Camanho et al. ⁽¹⁾.

1.1 Objetivo

Avaliar o ângulo ideal da flexão do joelho na reconstrução do ligamento patelofemoral medial com enxerto autógeno.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Anatomia e biomecânica

O trabalho original de Roux⁽⁸⁾, publicado em 1898 e reeditado em 1979, torna-se um clássico ao descrever praticamente todos os princípios básicos da correção cirúrgica da luxação recidivante da patela, da osteotomia da tuberosidade anterior da tíbia à liberação lateral e ao plegueamento medial. Hauser⁽⁹⁾, em 1938, chama a atenção para a correção da patela alta e Trillat et al.⁽¹⁰⁾, em 1964, enfatizam o realinhamento distal.

Em 1957, Kaplan⁽⁴³⁾ descreve sobre o ligamento retinacular transversal que em seguida passa a se chamar Ligamento Patelofemoral Medial (LPFM), com a publicação de descrição detalhada por Warren e Marshall⁽⁴⁴⁾, em 1979.

Hughston et al.⁽⁴⁵⁾, em 1984, referem-se ao ligamento pateloepicondilar como a estrutura que promove o suporte estático na estabilidade femoropatelar. Os autores consideram o vasto medial oblíquo como o mais importante estabilizador dinâmico da patela.

Estudos como o de Conlan et al.⁽²⁾, em 1993, demonstram que a função primária do LPFM é evitar o deslocamento lateral da patela.

Em 1993, Feller et al.⁽⁴⁶⁾ revisam a anatomia do LPFM e confirmam que o mesmo se encontra na segunda camada, sugerindo que devido a sua inserção e orientação de suas fibras, deve ter um papel na limitação da translação lateral da patela. A inserção comum do tendão do músculo vasto medial oblíquo e do ligamento à região súpero-medial da patela podem sugerir a existência de um componente dinâmico na função estabilizadora.

Sallay et al.⁽⁵⁾, em 1996, demonstram que na grande maioria dos casos de luxação patelar, o LPFM é o principal componente lesado, estando presente na grande maioria dos casos de luxação.

Desio et al.⁽³⁾, em 1998, demonstram que o LPFM promove a maior força restritora no deslocamento lateral da patela.

Sandmeier et al.⁽⁴⁷⁾, em 2000, avaliam o efeito da reconstrução do LPFM no trilhamento médio-lateral da patela. São analisados seis joelhos de cadáveres com uma máquina de ensaios para realização da extensão do joelho e de um sistema de determinação do posicionamento da patela. O ensaio é realizado com as estruturas mediais intactas, lesadas e após a reconstrução do LPFM, com e sem a aplicação de uma força lateral. O trilhamento normal da patela é restaurado com a reconstrução do LPFM.

Nomura et al.⁽²³⁾, em 2000, em outro estudo biomecânico, investigam a efetividade da reconstrução do LPFM e a prevenção do deslocamento

lateral da patela. São analisados 10 joelhos de cadáveres, observando-se a lateralização patelar após aplicação de uma força impulsionada lateralmente de 10 N. Os ensaios são realizados com o LPFM seccionado e reconstruído durante uma amplitude de 20° a 120° de flexão do joelho. Com o LPFM seccionado isoladamente, há um aumento no deslocamento lateral durante 20° a 90° de flexão e a reconstrução do LPFM evita o deslocamento lateral durante a amplitude completa.

Em 2002, Davis e Fithian⁽³³⁾ demonstram que a estabilidade da articulação patelofemoral depende tanto de estruturas ósseas quanto de partes moles. As formas da patela e da tróclea femoral podem ser consideradas os principais responsáveis ósseos pelo bom funcionamento articular. Dentre os estabilizadores de partes moles destacam-se: a musculatura quadricipital, o ligamento patelofemoral medial (LPFM), o ligamento patelotibial medial e os retináculos medial e lateral. O LPFM é considerado a estrutura mais importante com função restritora na lateralização da patela, sendo sua ruptura citada como a lesão essencial da luxação lateral da patela.

Smirk e Morris⁽³⁰⁾, em 2003, definem a anatomia do LPFM e os principais pontos de fixação do enxerto em sua reconstrução. São utilizadas 25 peças de joelhos de cadáveres. A isometricidade é testada com o joelho entre 0° e 120° graus de flexão, sendo considerada ideal quando o comprimento padrão do enxerto varia em até 5 mm durante o arco de flexão.

Os pontos ideais de fixação são considerados na parte superior da patela e no fêmur em um ponto justamente distal ao tubérculo adutor e na região proximal e posterior ao epicôndilo medial, ou seja, entre estas duas estruturas.

Camanho e Viegas⁽⁴⁸⁾, em 2003, descrevem a anatomia do LPFM, tanto com dissecação aberta quanto artroscópica, constatando a sua origem no bordo medial da patela, na transição do terço médio e superior e sua inserção no epicôndilo femoral, anteriormente à inserção do ligamento colateral medial.

Amis et al.⁽³²⁾, em 2003, descrevem a anatomia e a biomecânica da estabilidade patelar, em uma revisão que demonstra o papel da geometria das superfícies articulares do joelho, particularmente da tróclea, assim como as ações estabilizadoras dos retináculos medial e lateral, que se inserem em ambos os lados da patela, a guiam para o sulco troclear nos primeiros ângulos de flexão, bem como relacionam-se às estruturas específicas como o LPFM e às fibras originadas no trato ílio-tibial lateralmente. O músculo quadríceps possui diferentes orientações, não apenas em cada lado da patela, mas posteriormente, impulsionando a patela sobre o aspecto anterior da tróclea. A influência das alterações de alinhamento do membro é descrita, podendo-se elucidar que os critérios de instabilidade estão diretamente relacionados aos aspectos anatômicos. Neste mesmo trabalho, o LPFM é confirmado como principal estrutura estabilizadora das partes

moles mediais, contribuindo com 50% a 60% da força restritora ao deslocamento lateral da patela, quando o joelho encontra-se entre 0° a 20° de flexão. Este ligamento é uma estrutura muito fina, que apesar deste fato, encontra-se sempre presente nos joelhos intactos. Possui uma variação em espessura e comprimento como demonstrado em séries *in vitro*, permitindo uma tensão máxima de 208N⁽³⁹⁾. Ele se direciona transversalmente entre o terço proximal e medial da borda da patela e o fêmur, em uma região próxima ao epicôndilo medial, bem como encontra-se na segunda camada, sob a superfície da fásia e sobre a cápsula⁽⁴⁴⁾.

Durante a década passada, a atenção se direciona para a reconstrução do LPFM como o principal restritor à translação lateral da patela⁽⁴⁹⁾.

Em 2003, Nomura e Inoue⁽⁴¹⁾ com o objetivo de descrever a morfologia e as medidas do LPFM, principalmente em sua inserção femoral, estudam 20 espécimes de joelhos determinando um comprimento total de 58.8 +/- 4.7mm, largura de 12.0 +/- 3,1mm e espessura de 0.44 +/- 0.19mm em seu ponto médio. O longo eixo do LPFM encontra-se inclinado em 15.9 +/- 5.6° proximalmente, já o centro de sua inserção femoral localiza-se em 61 +/- 4% do comprimento anteroposterior do côndilo femoral desde sua borda anterior.

Steensen et al.⁽³¹⁾, em 2004, estudando a isometricidade do LPFM, descrevem que esta é mais perto da fisiológica, entre os ângulos de 0° e 90°, tendo como referência a borda superior da origem na patela e a borda posterior e distal do epicôndilo medial, na inserção femoral.

A resistência à tração do LPFM é estudada por Mountney et al.⁽³⁹⁾, em 2005, analisando 10 joelhos de cadáveres. No que se refere ao deslocamento da patela, são avaliadas as resistências à tração e à força máxima, utilizando uma máquina de teste de materiais direcionada para este fim. A 26mm de deslocamento, a força de tração máxima é de 208N e nas demais técnicas são encontradas forças de 37N com a sutura isolada, 142N com âncoras adicionadas de suturas e 195N com enxerto de tendão introduzido e fixado em túnel ósseo construído cirurgicamente.

Uma série de estudos biomecânicos é desenvolvida com o objetivo de estudar a lateralização patelar em cadáveres⁽⁴⁰⁾.

Em 2006, Ostermeier et al.⁽⁴⁰⁾ publicam um trabalho biomecânico *in vitro* com o objetivo de investigar o efeito da reconstrução do LPFM na estabilidade lateral da patela e comparar esta técnica com a transferência da TAT. São utilizados no estudo cinco espécimes de joelho de cadáver humano, montados em um simulador cinemático de joelho e em seguida são simulados movimentos de extensão isocinética. A movimentação da patela é medida enquanto uma força de 100N é aplicada em direção lateral

provocando uma subluxação. A força de tração aplicada no LPFM reconstruído é avaliada em cada ensaio com o auxílio de um transdutor elétrico inserido nas fibras deste ligamento. Os joelhos são em seguida analisados sob as condições fisiológicas, assim como após a transferência da TAT, após transecção do LPFM e após a sua reconstrução. Para o estudo, é utilizado o tendão semitendíneo como enxerto autólogo. Os autores encontram uma redução significativa no deslocamento lateral da patela, assim como em sua força de tração, em comparação com a transferência medial da TAT. Eles concluem que não há redução significativa na dor e instabilidade da patela quando realizada a transferência da TAT, sendo a reconstrução do LPFM uma técnica eficaz para efeito estabilizador contra a luxação patelar, podendo-se observar que a reconstrução isolada é suficiente para restaurar a estabilidade da patela.

No ano seguinte, Ostermeier et al.⁽⁵⁰⁾ comparam o efeito de duas técnicas diferentes para reconstrução do LPFM, com o realinhamento proximal de partes moles com o avanço do vasto medial oblíquo sobre a patela. São utilizados oito joelhos de cadáveres os quais são preparados e montados em um aparelho de simulação de movimento cinemático. A cinemática patelar é avaliada com o auxílio de um sistema de ultrassom (Zebris®) e com uma força aplicada em direção à lateral da patela de 100N. Os ensaios são realizados comparando-se o joelho em condição intacta, com a ruptura do LPFM e com este reconstruído. O tendão semitendíneo é utilizado como enxerto. A fixação é feita tanto pela técnica estática como

pela dinâmica. Em todas as etapas os resultados são avaliados com a aplicação da força aplicada lateralmente e sob condições sem carga. Com isso, os autores podem concluir que tanto a reconstrução estática como a dinâmica provocam uma alteração no movimento lateral da patela, tanto com a aplicação de uma força direcionada lateralmente quanto sem ela. Adicionalmente, a reconstrução dinâmica do LPFM se mostra capaz de oferecer a possibilidade de diminuir o excesso de tensão ou o posicionamento incorreto do enxerto. Realizando o realinhamento proximal de partes moles, a posição patelar se mostra excessivamente medializada nos joelhos em condições intactas. Este procedimento é sugerido como possível causador de sobrecarga na região condral retropatelar medial.

O LPFM é um restritor estático de partes moles, sendo o mais importante, principalmente quando a patela não se encontra em contato com a tróclea, como é demonstrado no trabalho de Mulford et al.⁽⁵¹⁾, em 2007.

Em 2007, Bicos et al.⁽⁵²⁾ descrevem que o LPFM é o estabilizador primário contra a translação lateral da patela, promovendo restrição dos tecidos moles mediais entre 53% e 67%, penetrando profundamente no músculo vasto medial e se inserindo na região posterior do epicôndilo medial e na região súpero-medial da patela sob o vasto medial e tendão do quadríceps. Anatomicamente o LPFM atua como um restritor passivo do deslocamento lateral da patela.

Com o objetivo de determinar os parâmetros ideais de fixação do enxerto, Schottle et al.⁽⁵³⁾, em 2007, descrevem as marcações radiográficas para controle intra e pós-operatório, no intuito de determinar o ponto de inserção femoral do LPFM. Este é mapeado como sendo a 1 mm da extensão de uma linha seguindo a cortical posterior, 2.5mm distal da origem posterior do côndilo femoral medial e proximal ao nível do ponto de inserção desta linha com a linha de Blumensaat. A análise é realizada com radiografias tomadas em perfil com os dois côndilos projetados no mesmo plano, podendo-se assim, determinar o ponto central de inserção femoral do LPFM.

A patela perde contato com a tróclea quando o joelho se move para a extensão completa, deixando a estabilidade dependente das partes moles, podendo-se notar que seccionando o LPFM ocorre um aumento no deslocamento lateral da patela quando o joelho encontra-se em extensão total, diminuindo rapidamente quando o joelho é posicionado a 20° de flexão, como demonstrado por estudos *in vitro*, em 2005, por Senavongse e Amis⁽⁵⁴⁾.

A avaliação de erros técnicos na reconstrução do LPFM é analisada, em 2006, por Elias e Cosgarea⁽⁵⁵⁾ que estudam a influência destes erros no aumento da força de tração do enxerto e na pressão exercida na cartilagem patelofemoral. São utilizados quatro modelos de joelhos computadorizados os quais são empregados para simular a flexão do joelho entre 30° e 90°

graus. O LPFM é avaliado nas condições de intacto e reconstruído, em sua posição anatômica, assim como em uma posição mais proximal de inserção no fêmur, com o enxerto fixado de forma encurtada e com os dois erros técnicos associados. Os resultados são similares no modelo intacto e após a reconstrução anatômica. Quando realizado o posicionamento mais proximal associado ao enxerto mais curto, as forças de compressão aplicadas na cartilagem medial dobram nos primeiros ângulos de flexão, com um pico de pressão aumentada em pelo menos 50%. Os autores concluem que pequenos erros no posicionamento e comprimento do enxerto podem causar aumento considerável na força e pressão aplicadas na cartilagem medial da articulação patelofemoral.

No que se refere ao tensionamento do enxerto na reconstrução do LPFM, Beck et al.⁽⁵⁶⁾, em 2007, demonstram em um estudo biomecânico que uma tração máxima de 2N é suficiente e adequada para a estabilização da reconstrução do LPFM e não causa aumento na pressão de contato medial da articulação patelofemoral. O estudo é realizado utilizando oito joelhos de cadáveres, medindo em um aparelho biomecânico, a pressão de contato da articulação patelofemoral, antes e após a lesão do LPFM e após a sua reconstrução. As medidas são tomadas em três diferentes ângulos (30°, 60° e 90°) e sob três níveis de tensão aplicados no enxerto (2N, 10N e 40N). Para cada condição, a translação patelar é analisada a 30° de flexão do joelho, sendo aplicada uma carga em direção lateral de 22N, concluindo

que um tensionamento excessivo deve ser evitado, aplicando-se uma carga menor na reconstrução do LPFM, de 2N.

Ostermeier et al.⁽⁵⁷⁾, em 2007, realizam um estudo biomecânico para avaliar a medida dinâmica da pressão de contato na reconstrução do LPFM. São realizados ensaios com oito joelhos de cadáveres montados em um simulador cinemático e de movimento isocinético promovendo a extensão do joelho. As medidas são tomadas com os joelhos em estado fisiológico, assim como após a reconstrução dinâmica do LPFM, com a realização da transferência distal do tendão do músculo vasto medial oblíquo, seguida da reconstrução estática com o enxerto autólogo de tendão semitendinoso, assim como após o procedimento de realinhamento proximal da patela. Todos os ensaios são realizados com uma carga de 100N aplicada lateralmente e sem carga. Tanto a reconstrução estática quando a dinâmica não alteram a pressão patelofemoral. O realinhamento proximal do músculo vasto medial oblíquo sobre a patela, no entanto, resulta em medialização da pressão, podendo provocar uma sobrecarga na articulação patelofemoral.

Avaliando a isometricidade da fixação femoral na reconstrução do LPFM e sua efetividade, Melegari et al.⁽⁵⁸⁾, em 2008, comparam a realização do procedimento de forma isométrica e não isométrica. Utiliza-se um sistema de sensores para mensurar as áreas de contato e pressão. Forças compressivas colineares são aplicadas para atingir o momento isométrico do quadríceps em 30°, 45°, 60° e 90° graus. O ponto de fixação é revisado em

11 joelhos de cadáveres. A fixação em um ponto não isométrico do tubérculo adutor não altera, em seu estudo, a área de contato ou pressão em comparação com a fixação isométrica no ponto posterior ao epicôndilo medial.

Parker et al.⁽⁵⁹⁾, em 2008, realizam outro estudo biomecânico cujo objetivo é comparar a reconstrução do LPFM de maneira isométrica com a anatômica. A lateralização patelar normal é alcançada entre a extensão máxima de 28° graus de flexão do joelho quando executada a reconstrução anatômica. A reconstrução de forma isométrica não é capaz de restaurar a isometria patelofemoral. Nenhuma das técnicas são capazes de restaurar a cinemática normal em ângulos maiores de 28° graus.

Um tópico ainda sem consenso, no que se refere à reconstrução do LPFM, se encontra na posição em que o joelho deve ser posicionado durante a fixação do enxerto. Nomura et al.⁽⁶⁰⁾ demonstram que a fixação se faz em 60° de flexão, enquanto outros realizam em extensão, quando o enxerto se encontra em maior tensão⁽³⁹⁾. Em 2007, Camanho et al.⁽¹⁾ descrevem a fixação com o joelho em 30° de flexão, tendo em vista ser esta a posição em que há maior tendência à luxação patelar. Ellera Gomes⁽¹³⁾ fixa em 90° de flexão, Deie et al.⁽²⁶⁾ em 30°, Yamada et al.⁽⁴²⁾ fixam o enxerto após posicionar a patela manualmente no seu eixo central, enquanto a tensão é ajustada até ao ponto em que a patela não possa ser deslocada. Até a presente data, não há consenso na literatura em qual ângulo se deve

fixar o enxerto na reconstrução do LPFM^(1, 4, 7, 10, 12, 18-22, 24, 26, 35, 38, 41, 47, 51, 52, 57, 60-75).

Em relação às implicações anatômicas na reconstrução do LPFM, Philippot et al.⁽⁷⁶⁾, em 2009, realizam um estudo em 23 joelhos de cadáveres destacando que este ligamento está sempre presente, tendo comprimento de 57.7+/-5.8mm e a junção entre o vasto medial oblíquo e o LPFM de 25.7+/-6.0mm. O ponto principal para se obter uma isometria do ligamento durante a reconstrução encontra-se no posicionamento da fixação femoral. Este ponto ideal localiza-se em 10mm atrás do epicôndilo medial e 10mm distal ao tubérculo adutor.

Thaunat e Erasmus⁽⁷⁷⁾, em 2009, descrevem o manejo do tensionamento excessivo do LPFM reconstruído, diferindo entre tenso em extensão e tenso em flexão, podendo apresentar dor anterior do joelho e perda de sua flexão. Estas complicações demonstram que a força correta para provocar o tensionamento do enxerto, assim como a posição na inserção femoral são fatores importantes durante a reconstrução do LPFM. A revisão cirúrgica é recomendada nos casos em que há um tensionamento excessivo, no intuito de restaurar a função e amplitude de movimento do joelho, além de prevenir a degeneração na articulação patelofemoral.

Com o objetivo de estudar a mudança de comprimento do enxerto durante a reconstrução do LPFM em relação ao posicionamento do túnel

femoral e evidenciar o seu melhor ponto de fixação, Tateishi et al.⁽⁷⁸⁾, em 2011, avaliam 27 pacientes no intra-operatório. Verificam-se as mudanças do comprimento entre os dois pontos, da patela e fêmur, utilizando dois aparelhos denominados Isotac® e Isometric Posicioner®, durante a flexo-extensão passiva. O posicionamento do túnel femoral é reiterado como o principal responsável por alterações de comprimento do enxerto durante o arco de movimento, após a sua reconstrução. A avaliação da mudança de comprimento do enxerto e a avaliação radiográfica no intra-operatório são consideradas essenciais para um posicionamento adequado do enxerto.

2.2 As técnicas operatórias

Em 1959, Cotta⁽⁷⁹⁾ quantifica e avalia as técnicas cirúrgicas existentes que têm como objetivo estabilizar a patela luxável, chegando a 137 métodos.

A partir da década passada, um crescente número de técnicas operatórias são propostas, com o objetivo de reconstruir o LPFM⁽²²⁾.

Ellera Gomes⁽¹³⁾, em 1992, propõe a utilização de uma fita de poliéster para a reconstrução do LPFM. Em trabalho preliminar avaliando 30 pacientes com seguimento de 39 meses, demonstra-se 83.3% de melhora das queixas iniciais de instabilidade.

Em 1999, Muneta et al.⁽²²⁾ publicam os seus resultados no que se refere à reconstrução do LPFM. Utiliza-se como enxerto os tendões dos isquiotibiais em fita dupla, em cinco casos, e em um caso é utilizado o aloenxerto de tendão semitendíneo e grácil, alcançando boa estabilização da patela em todos os seis pacientes. Após a recidiva da instabilidade, resultados satisfatórios são alcançados após a transferência da TAT, sendo considerado procedimento associado essencial para se alcançar bons resultados.

Ahmad et al.⁽¹⁶⁾, em 2000, estudam os resultados do reparo isolado do LPFM no tratamento da luxação aguda da patela. Nenhum caso de recidiva da luxação é encontrado, mesmo em pacientes que apresentam critérios de instabilidade confirmados ao exame de tomografia computadorizada e radiografias, como por exemplo, o aumento da distância da TA-GT, ângulo de inclinação da patela, ângulo do sulco e patela alta.

Drez et al.⁽²⁰⁾, em 2001, demonstram os resultados da reconstrução do LPFM, em uma série de casos acompanhada de forma retrospectiva, com um mínimo de dois anos. São analisados 15 pacientes submetidos à reconstrução com o enxerto do tendão grácil, semitendíneo ou uma faixa ressecada da fáscia lata. Resultados favoráveis são alcançados com a reconstrução do LPFM, no que tange a achados radiográficos, funcionais e satisfação do paciente.

Uma grande variação de técnicas cirúrgicas vem se acumulando e evidenciando bons resultados clínicos dessa cirurgia para a correção da instabilidade patelofemoral, como descrito no trabalho de Ellera Gomes et al.⁽³⁵⁾, em 2004. Uma taxa muito baixa de recidiva da instabilidade é encontrada.

Estudos como o de Fithian et al.⁽³⁷⁾, ainda em 2004, que envolvem a liberação do retináculo lateral da patela associado à reconstrução do LPFM, demonstram que o retináculo lateral possui um papel importante na estabilidade patelar. O release lateral é evidenciado como procedimento capaz de diminuir a inclinação lateral da patela causada por um retináculo lateral tenso, porém o procedimento promove aumento no deslocamento passivo da patela, tanto medial quanto lateral, causando uma instabilidade ainda pior.

Apresentando uma combinação de técnicas, chamada de 3 em 1, Cossey e Paterson⁽¹⁹⁾, em 2005, publicam um estudo em que realizam um procedimento associado com liberação do retináculo lateral da patela, transferência medial da TAT e reconstrução do LPFM com a utilização de um enxerto composto de uma faixa de tecido do retináculo medial. Um total de 19 pacientes são avaliados no seguimento de 23 meses. Nenhum caso de recidiva é encontrado e todos os pacientes retornam às atividades prévias à lesão. Com isso os autores concluem que este é um procedimento

eficaz para a estabilização patelar, evitando-se a morbidade do sítio doador de enxerto autólogo.

Em 2005, Camanho e Viegas⁽⁸⁰⁾ demonstram que o reparo do LPFM é uma técnica eficaz no tratamento do luxação aguda da patela, impedindo a sua recidiva, em sua série de casos.

Steensen et al.⁽⁴⁾ descrevem uma técnica de reconstrução do LPFM utilizando o enxerto autólogo do tendão do quadríceps e fixação com suturas transósseas no epicôndilo medial. Os autores realizam a reconstrução em 14 joelhos com resultados preliminares apresentados após 37 meses. Não há nenhum caso de recidiva da luxação.

Em 2006, Mikashima et al.⁽²¹⁾ demonstram as complicações após a reconstrução do LPFM, assim como os resultados. As cirurgias são realizadas com o seguimento de 3 anos, de forma retrospectiva em 24 pacientes randomizados. Em todos os procedimentos são utilizados o enxerto autógeno do tendão semitendíneo e dois métodos de fixação. Os resultados são similares quando o enxerto é fixado no perióstio da patela ou em túnel ósseo patelar. A maioria dos pacientes retorna às suas atividades esportivas prévias após a reconstrução.

Nomura e Inoue⁽⁸¹⁾, em 2006, discutem sobre a reconstrução do LPFM como sendo de grande importância e efetividade nos casos em que

não se evidencia um ângulo Q aumentado e patela alta associados. Os autores descrevem uma técnica de reconstrução, considerada como híbrida, utilizando do tendão semitendíneo como enxerto, cobrindo-o com o ligamento remanescente. São utilizados 12 joelhos com instabilidade recidivante da patela os quais são acompanhados por três anos. São apresentados 66% de excelentes resultados, 17% bons e 17% moderados, não sendo apresentado nenhum resultado classificado como ruim.

Em 2006, Steiner et al.⁽³⁸⁾ demonstram a eficácia da reconstrução isolada do LPFM, mesmo em pacientes em que foi evidenciada displasia da tróclea associada. São analisados 34 pacientes com instabilidade crônica da patela com diagnóstico de displasia troclear, por um período mínimo de cinco anos. Os autores concluem que a reconstrução do LPFM promove excelentes resultados em longo prazo, com alívio da dor e retorno da função. A reconstrução do LPFM é considerada capaz de prevenir o deslocamento da patela, apesar da deficiência da constrição óssea ocasionada pela displasia troclear.

Em um estudo prospectivo e comparativo entre o tratamento conservador e cirúrgico nas luxações agudas da patela, no que se refere à recidiva, Camanho et al.⁽⁸²⁾, em 2006, demonstram que o tratamento cirúrgico das luxações agudas patelofemorais traumáticas apresenta resultados superiores em relação ao tratamento conservador. Realiza-se o seguimento de 35,7 meses. A presença de fatores predisponentes na série

de pacientes estudada não influencia as recidivas das luxações patelofemorais.

Utilizando enxerto autólogo do tendão quadricipital, Noyes e Albright⁽⁸³⁾, em 2006, utilizam o seu terço medial, de 8x70mm, sem realizar a confecção de túneis ósseos na patela e no fêmur. Realiza-se a sutura no septo intermuscular medial com reforço do retináculo medial remanescente. Por não serem realizados túneis ósseos, sugere-se que é possível reduzir o risco de fraturas na patela e que a técnica pode ser utilizada mesmo em pacientes com o esqueleto imaturo. Os autores realizam a fixação do enxerto nos ângulos entre 30° e 45° de flexão do joelho.

Em uma revisão sistemática em 2007, Ricchetti et al.⁽⁸⁴⁾ demonstram que a liberação do retináculo lateral isolado promove resultados inferiores em longo prazo, em relação a sintomas de recidiva da instabilidade quando comparado com o procedimento associado ao realinhamento de tecidos moles mediais.

Smith et al.⁽⁷³⁾, em 2007, realizam uma revisão sistemática, concluindo que a reconstrução do LPFM promove resultados clínicos e radiológicos favoráveis para o tratamento da instabilidade patelofemoral.

Em uma revisão sistemática abordando a luxação traumática aguda da patela, Stefancin e Parker⁽⁸⁵⁾, em 2007, encontram a recomendação do

tratamento conservador para o primeiro episódio de luxação patelar, no entanto, a presença de uma série de circunstâncias específicas indica o tratamento cirúrgico, como por exemplo, a presença de fratura osteocondral, lesão das estruturas estabilizadoras mediais da patela, presença de subluxação patelar em comparação com o joelho contralateral, em casos de segundo episódio de luxação e em pacientes incapazes de realizar uma reabilitação apropriada.

Em 2007, Camanho et al. ⁽¹⁾ descrevem a técnica de reconstrução do LPFM para os casos de instabilidade crônica da patela, utilizando uma tira do terço medial do ligamento patelar e sutura da borda distal do músculo vasto medial oblíquo ao enxerto, restaurando o componente dinâmico na reconstrução. Os autores fixam o enxerto entre 30° e 45° de flexão do joelho.

Tom e Fulkerson⁽⁸⁶⁾, em 2007, propõem o avanço do LPFM intacto sobre a patela, porém alongado após um período cicatrização. Identificando-se a integridade do ligamento e sua inserção femoral, esta técnica é realizada em 13 pacientes com luxação patelofemoral. A estabilidade da patela pode ser restabelecida, sendo assim, o avanço do LPFM é considerado pelos autores como uma alternativa satisfatória à reconstrução do ligamento.

Em 2008, Watanabe et al.⁽⁸⁷⁾ estudam a reconstrução do LPFM isolado em comparação com a reconstrução do LPFM em adição a transferência medial do TAT. Os autores utilizam uma escala visual analógica para avaliação funcional subjetiva e concluem que a reconstrução isolada do LPFM é um método adequado no qual se pode alcançar os mesmos ou melhores resultados em comparação com os pacientes que foram submetidos a cirurgias combinadas para reconstrução do LPFM e transferência da TAT.

Em uma nota técnica, Schottle et al.⁽⁸⁸⁾, em 2008, realizam a reconstrução anatômica do LPFM com a utilização de enxerto autólogo do tendão do grácil. Os autores realizam a fixação do enxerto a 30° de flexão do joelho em um formato triangular em sua inserção patelar, realizando-se dois túneis na patela, evitando-se a utilização de material de síntese nesta região.

Com o intuito de estabelecer as indicações para a realização da reconstrução do LPFM, assim como a necessidade da realização do procedimento associado com a transferência medial da TAT, Colvin e West⁽⁸⁹⁾, em 2008, definem que a instabilidade recidivante da patela pode resultar de anormalidades ósseas como por exemplo: patela alta, distância da tuberosidade anterior da tíbia à garganta da tróclea (TA-GT) > 20mm, displasia troclear, ou anormalidades de partes moles, como a lesão do LPFM e deficiência do músculo vasto medial oblíquo. Adicionalmente, os autores

contraindicam a realização de release lateral, tanto isolado quanto associado, para o tratamento da instabilidade patelar, bem como ressaltam que pacientes sem alterações da altura patelar ou TA-GT > 20mm, independente de displasia troclear, são candidatos à reconstrução do LPFM. O realinhamento distal, desta forma, é indicado em paciente com aumento da TA-GT e patela alta. No entanto, a presença de condrose patelar medial ou proximal contraindica o procedimento devido ao potencial para sobrecarregar os tecidos que já estão em evolução para degeneração.

Em 2008, Christiansen et al.⁽⁹⁰⁾, em uma série de casos com 44 pacientes, com seguimento de 12 a 36 meses, reconstruindo o LPFM com enxerto autólogo do tendão do grácil e realizando dois túneis na patela, demonstram resultados pós-operatórios com uma taxa de recidiva da luxação de 2% e problemas com a síntese utilizada em 7% dos pacientes. Não são evidenciadas melhoras da dor no aspecto medial da patela, sendo sua persistência relacionada a lesões condrais na articulação patelofemoral.

No intuito de avaliar a reconstrução isolada do LPFM, Ronga et al.⁽⁹¹⁾, utilizando como enxerto o tendão semitendíneo e túnel duplo na patela, demonstram resultados satisfatórios com a técnica apresentada, sendo considerada pelos autores, uma opção confiável. São excluídos do estudo os pacientes com fatores predisponentes associados.

Como método de fixação na reconstrução do LPFM, Deie et al. ⁽⁶³⁾, em 2011, utilizam um plugue ósseo para fixação do enxerto autólogo do semitendíneo na inserção femoral, demonstrando excelentes resultados. Há um caso (3.2%) de recidiva da instabilidade da patela encontrado em sua série.

Servien et al. ⁽⁷⁾, em 2011, analisam a reconstrução do LPFM quanto ao seu posicionamento na inserção femoral e sua reprodutibilidade. Um total de 29 túneis femorais são confeccionados e avaliados de forma prospectiva com um mínimo de 24 meses de seguimento. Imagens de radiografia e ressonância magnética são utilizadas para a avaliação. No que se refere aos túneis femorais, 20 (69%) são considerados em uma posição adequada pela imagem de radiografia e 19 (65%) são considerados em uma localização satisfatória pela imagem de ressonância magnética. O estudo destaca a dificuldade em se reproduzir a reconstrução do LPFM no que diz respeito ao posicionamento do enxerto no fêmur, durante a reconstrução do ligamento. A verificação da imagem radiográfica é recomendada para a visualização do posicionamento do túnel femoral durante a cirurgia.

Com o objetivo de estudar a mudança de comprimento do enxerto durante a reconstrução do LPFM em relação ao posicionamento do túnel femoral e evidenciar o melhor ponto de fixação, Tateishi et al. ⁽⁷⁸⁾, em 2011, avaliam 27 pacientes no intra-operatório. Verifica-se a mudança de comprimento de dois pontos, da patela e do fêmur, utilizando os aparelhos

denominados Isotac® e Isometric Posicioner®, durante a flexo-extensão passiva. A determinação da localização do túnel femoral é reiterada como o principal responsável pela mudança de comprimento do enxerto na reconstrução do LPFM. A avaliação da mudança de comprimento do enxerto e a avaliação radiográfica no intra-operatório são consideradas essenciais para um posicionamento adequado.

3. MÉTODOS

3 MÉTODOS

3.1 Obtenção e preparação das peças anatômicas

O estudo foi realizado com 20 peças anatômicas de joelho retiradas de dez cadáveres recentes, procedentes do Serviço de Verificação de Óbitos da Capital (SVO), após aprovação pela Comissão Científica do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (IOT-HCFMUSP) e pela Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa – CAPPesq. Todos os cadáveres foram selecionados tendo como causa de morte doenças não consumptivas. Foram retirados os dois joelhos de cada cadáver, sendo dissecados, retirando-se a musculatura, vasos e nervos, preservando o segmento distal do fêmur e proximal da tíbia, os complexos ligamentares lateral e medial, os ligamentos cruzados, cápsula posterior e musculatura extensora neste segmento.

Todas as peças foram identificadas e acondicionadas em sacos plásticos mantidos sob congelamento a -20°C ^(92, 93), até o momento dos ensaios que foram realizados após um intervalo máximo de duas semanas. Para a realização dos ensaios, as peças foram descongeladas, imersas em solução fisiológica isotônica de NaCl a 0,9% ⁽⁹³⁾, por um período mínimo de duas horas, à temperatura ambiente.

3.2 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.⁽¹⁾, e a sua fixação foi efetuada nos ângulos entre 0°, 45°, 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 integras, em seguida com o ligamento lesado e por último com o ligamento reconstruído e fixado no joelho posicionado nos ângulo de 0°, 45°, 60° e 90° graus de flexão. A sequência dos ângulos de fixação do joelho durante a reconstrução do ligamento foi feita sem repetir a mesma sequência de início dos testes, para cada joelho estudado, ou seja, a cada ensaio um ângulo diferente de flexão do joelho foi determinado, entre 0°, 30°, 60° e 90° graus.

3.3 Etapas experimentais: procedimentos cirúrgicos

As operações foram realizadas no Laboratório de Biomecânica do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (IOT-HCFMUSP). Inicialmente foi realizada a inspeção do ligamento patelofemoral medial identificando-se a sua integridade.

Após os ensaios mecânicos com o joelho apresentando o LPFM íntegro e identificado, a peça foi retirada da máquina de ensaios para em

seguida serem realizados os procedimentos cirúrgicos descritos a seguir. Inicialmente provocando-se uma lesão no LPFM para posteriormente ser realizada a sua reconstrução.

A peça foi inspecionada, identificando-se o ponto de inserção femoral do ligamento patelofemoral medial, marcando esse ponto com a passagem de um Fio de Kirchner de 2 mm. Em seguida foi realizada uma lesão no LPFM, próximo à inserção femoral com a utilização de um bisturi de lâmina de 21 mm, de maneira transversa. Os testes foram novamente realizados na máquina de ensaios com o ligamento sob esta condição.

3.3.1 Reconstrução com ligamento patelar

O procedimento cirúrgico foi realizado conforme a técnica sugerida por Camanho et al.⁽¹⁾, iniciando-se com uma incisão proximal à margem superior da patela, entre o seu terço medial e proximal centrada no terço medial da patela, em direção à margem medial da TAT (Figura 1).

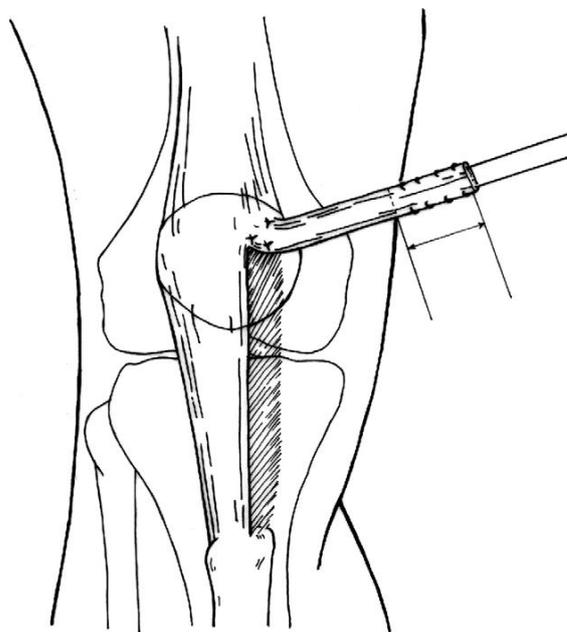


Figura 1. Ressecção de um terço medial do ligamento patelar em direção ao bordo medial da patela, entre o terço médio e proximal. (Adaptado por Camanho et al.⁽¹⁾)

Iniciamos pela inserção distal do ligamento patelar, utilizando um osteótomo com o objetivo de remover 2 cm de tendão com o periósteo, do local de sua inserção óssea na TAT, do terço medial do ligamento patelar. Seguindo proximalmente, desinserimos o ligamento em seu terço medial em direção à patela, mantendo-o inserido entre o seu terço médio e superior.

Uma lâmina de bisturi nº11 foi utilizada para que cuidadosamente pudéssemos destacar o ligamento patelar em sua transição no terço proximal e medial da patela. Nesse momento suturamos o ligamento no periósteo usando fios de sutura Ethibond nº5 (Arthrex, Naples, FL) para que o enxerto pudesse ser rodado e direcionado medialmente.

Após a dissecação do enxerto, ressecamos a cápsula medial e abordamos o epicôndilo medial. Nesta área, identificamos a inserção do ligamento patelofemoral medial, que foi previamente marcada, visualizando a sua integridade. Nesse momento, medimos a distância do enxerto até a sua inserção femoral e realizamos suturas de Krackow⁽⁹⁴⁾ em sua margem livre, usando fios de sutura não-absorvíveis.

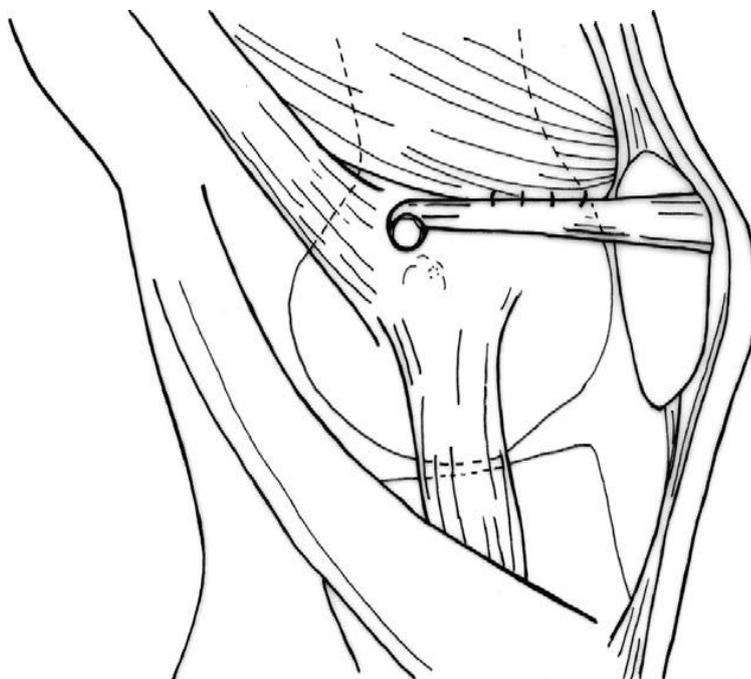


Figura 2. Visão esquemática da fixação das estruturas mediais, mostrando a inserção do enxerto (Adaptado por Camanho et al.⁽¹⁾).

No próximo passo, confeccionamos o túnel ósseo no fêmur, transfixando as duas corticais, com a utilização de uma broca de 8.0 mm de diâmetro, através do ponto identificado previamente da inserção do LPFM íntegro, com o fio guia.

Um parafuso canulado de 9.5 mm de diâmetro e 30 mm de comprimento foi então introduzido lateralmente no túnel ósseo acoplado a uma célula de carga de 20 Kgf, desenvolvidos no Laboratório de Biomecânica para este propósito, contendo uma peça metálica com dois furos, permitindo a fixação do enxerto com a passagem das duas extremidades do fio Ethibond nº 5 (Arthrex, Naples, FL), suturando-os nesta extremidade e permitindo a introdução do enxerto pela extremidade medial do túnel ósseo.

Nesse momento, a peça foi reposicionada na máquina de ensaios para a realização dos testes mecânicos. Com a peça reposicionada, o enxerto foi fixado entre os ângulos de 0°, 45°, 60° e 90° os quais foram iniciados de forma alternada entre os testes.

3.4 O método de ensaio

Com o joelho descongelado previamente, o fêmur e a tíbia foram respectivamente cortados com 20 cm e 16 cm de comprimento, medidos a partir da interlinha articular do joelho. A medula óssea do fêmur foi retirada com auxílio de uma fresa, para facilitar a posterior fixação do fêmur ao dispositivo mecânico.

Todas as peças previamente selecionadas para o estudo foram avaliadas mecanicamente em três situações distintas: com o LPFM íntegro, lesado e reconstruído. 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 flexo-extensão, de 120° a 0°, sem nenhuma carga aplicada lateralmente na patela. Na segunda sequência, foram repetidos mais três testes com o joelho submetido ao mesmo movimento de flexo-extensão, no entanto, com a patela lateralizada através de uma carga estática de 33,3N (3,39Kg).

Foi desenvolvido no Laboratório de Biomecânica do IOT-HCFMUSP, com o auxílio do engenheiro e tecnólogo da instituição, 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 5 tf.

O joelho foi fixado no dispositivo de modo que o fêmur ficasse na posição horizontal e preso ao suporte do fêmur através de uma haste inserida na medula femoral e fixada por três parafusos. A haste femoral juntamente com o joelho puderam ser ajustados horizontalmente e verticalmente.

A conexão do dispositivo com a base da máquina de ensaios foi feita pela mesa de apoio que era ajustável verticalmente (Figura 3).

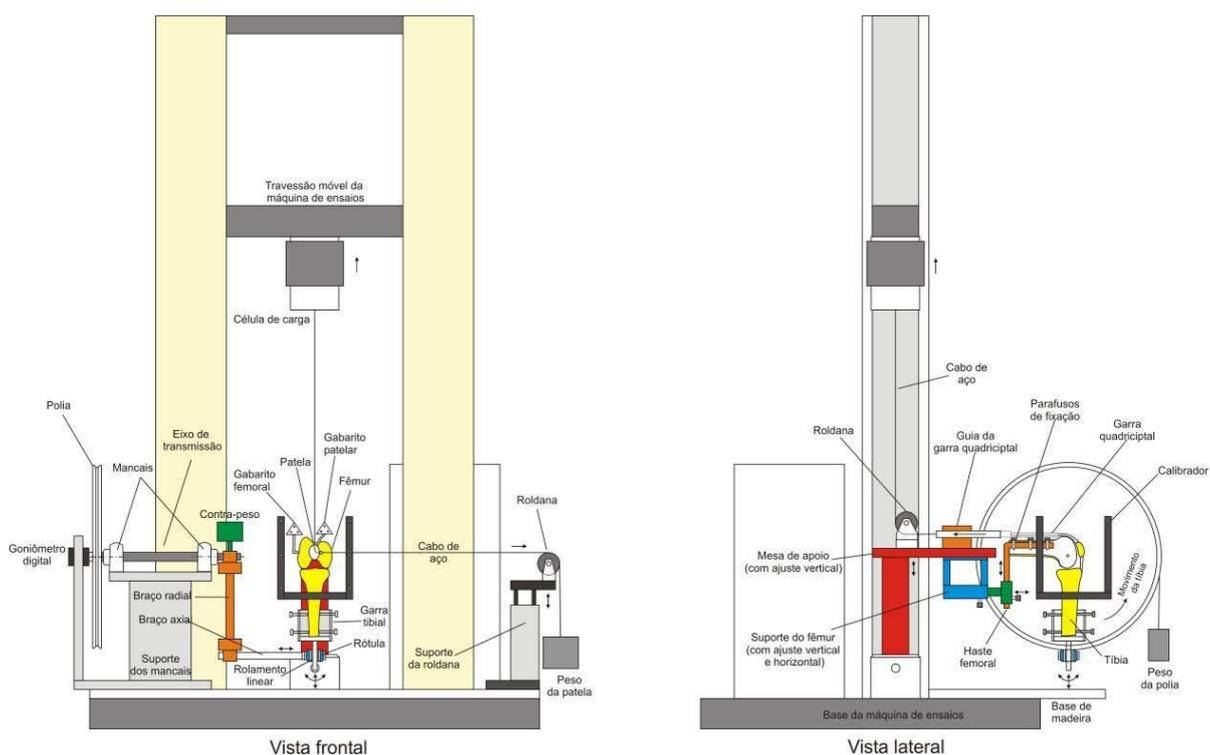


Figura 3. Representação esquemática do joelho esquerdo posicionado no dispositivo mecânico acoplado à máquina universal de ensaios mecânicos. Vista frontal e lateral dos componentes do dispositivo.

Com o intuito de promover o movimento de flexo-extensão do joelho, o quadríceps do cadáver foi fixado por uma garra cujo movimento foi auxiliado por um guia conectado à célula de carga e ao travessão móvel da máquina através de um cabo de aço de 1,5 mm de diâmetro. Uma roldana de 37 mm de diâmetro foi utilizada para direcionar o movimento do cabo entre a célula de carga e o guia da garra quadrípital (Figura 4). A extensão do joelho ocorreu quando o travessão móvel da máquina subia e a flexão, quando o travessão móvel descia.

A garra quadrípital compunha-se por uma chapa de aço com perfil semelhante à letra Ω , onde em sua base havia oito parafusos canulados,

quatro de cada lado. Para cada par de parafusos, um cabo de aço de 1,5 mm de diâmetro e 400mm de comprimento foi passado entre os parafusos e as extremidades do cabo foram travadas por meio de um sistema de parafuso e porca, totalizando quatro cabos distribuídos entre os pares de parafusos canulados (Figura 4). A musculatura foi inserida entre a chapa de aço e os quatro cabos de aço, e sua fixação foi feita pelo afastamento dos parafusos em relação à garra.



Figura 4. Garra quadricipital utilizada para a fixação do quadríceps através dos oito parafusos canulados e quatro cabos de aço.

A tíbia foi conectada a um mecanismo rotacional que permitiu os movimentos de flexo-extensão do joelho e rotação da tíbia. Uma garra cilíndrica com parafusos radiais foi utilizada para a fixação da tíbia e em sua base havia uma haste que se conectava a um rolamento linear (marca SKF®) e uma rótula

(marca SKF®) permitindo o deslocamento livre da garra tanto axialmente como angularmente (Figura 5).

Com a finalidade de promover uma resistência mecânica e torque constante ao movimento de extensão do joelho durante o ensaio, a garra tibial, o rolamento linear e a rótula foram acoplados a dois braços, um chamado de braço axial (ajustável) e outro chamado de braço radial (comprimento fixo) os quais foram presos a um eixo de transmissão (suportado por dois mancais com rolamento) fixados em uma polia de 372 mm de diâmetro medidos a partir de seu de canal interno. Um contrapeso foi acoplado a uma das extremidades do braço radial com o intuito de equilibrar as forças geradas na outra extremidade pelo próprio peso do braço fixo, da garra tibial e da tibia. Um cabo de aço de 1 mm de diâmetro envolvendo a polia foi fixado em um peso que gerava o torque de resistência ao movimento de extensão do joelho (Figura 3). O torque adotado foi de 10,33 N.m e a força necessária para gerar esse torque foi calculada pela expressão:

$$F = \frac{T}{R}$$

Onde:

F: Força ou peso (N)

T: Torque (N.m)

R: Distância entre o centro da polia e a força tangencial exercida pelo cabo (m)

Como a distância entre o centro da polia e o centro do cabo de aço foi de $0,186\text{m} + 0,0005\text{m}$, ou seja, $R = 0,1865\text{ m}$ e $T = 10,33\text{ N.m}$, portanto:

$$F = \frac{10,33\text{N.m}}{0,1865\text{ m}} \rightarrow F = 55,39\text{ N}$$

Convertendo o peso de $55,39\text{ N}$ em uma massa sob a ação da gravidade, sabendo que $1\text{ N} = 1\text{ kg.m.s}^{-2}$, portanto:

$$\text{massa} = \frac{55,39\text{ kg.m.s}^{-2}}{9,81\text{ m.s}^{-2}} \rightarrow \text{massa} = 5,65\text{ kg}$$

Nos ensaios onde a patela foi lateralizada sob a ação de uma carga estática, a mesma foi transfixada em seu bordo lateral por um parafuso cortical que permitiu a fácil conexão de um cabo de aço de 1 mm de diâmetro que foi preso em sua outra extremidade a um peso de $33,3\text{ N}$ ($3,39\text{ kg}$). Uma roldana de 37 mm de diâmetro foi posicionada a 560 mm de distância da patela sobre um suporte com ajuste vertical com a função de manter o cabo de aço que se ligava à patela, paralelo à base da máquina e perpendicular ao cabo que se ligava ao peso (Figura 3- Vista frontal).

De acordo com o lado do joelho, o dispositivo mecânico foi posicionado na máquina de ensaios de modo que a patela pudesse ser lateralizada através do peso suspenso por um cabo, ao lado do dispositivo. A figura 5 ilustra um joelho direito posicionado no dispositivo mecânico.



Figura 5. Joelho direito fixado no dispositivo mecânico evidenciando o peso acoplado à polia (à direita) e o peso utilizado para lateralizar a patela (à esquerda)

Para monitorar a posição angular da tíbia em relação ao fêmur foi acoplado ao eixo de transmissão (Figura 3) um goniômetro digital marca Autonics®, modelo E40S6-1800-3-T-24 com resolução de $0,05^\circ$. A leitura do goniômetro foi feita pelo sistema de aquisição de dados ADS2000 da Lynx® dotado de contador de quadratura. O sistema foi conectado ao computador via rede Ethernet de 10Mb/s.

A força atuante no quadríceps e necessária para provocar o movimento de flexo-extensão do joelho foi medida indiretamente pela célula de carga de 5 tf , ajustada para a escala de 500 kgf. Os valores de carga variaram de 80N a

600N ao longo do movimento de flexo-extensão do joelho quando submetido a um torque de 10,33 N.m.

Após o ensaio com o joelho íntegro, a reconstrução do ligamento patelofemoral medial foi efetuada com o joelho fora do dispositivo mecânico, para isso, o joelho juntamente com suas garras de fixação foram desconectados do resto do dispositivo, através de quatro parafusos, dois que fixaram a garra quadricipital ao guia quadricipital e outros dois que fixaram a haste femoral ao suporte do fêmur (Figura 3). Antes da retirada da haste femoral, a posição da mesma em relação ao suporte do fêmur foi medida através de um paquímetro Mitutoyo® com resolução de 0,05 mm com o propósito de reproduzir o mesmo posicionamento do joelho no dispositivo mecânico.

Com objetivo de padronizar uma força de 1 kgf. exercida no enxerto durante a fixação do mesmo nos quatro diferentes ângulos de flexão do joelho, o Laboratório de Biomecânica desenvolveu um sistema de fixação não convencional que utilizou um parafuso canulado de 9,5 mm de diâmetro externo e uma célula de carga de 20 kgf. (Figura 6).

A célula de carga apresentou o formato da letra 'C' contendo duas vigas paralelas com dois pequenos furos em cada viga. A viga superior foi instrumentalizada com quatro extensômetros elétricos de 350 Ω ligados em ponte de Wheatstone. O Laboratório de Biomecânica desenvolveu um

equipamento microprocessador com a função de ler a célula de carga e enviar, via USB, as medidas para o computador. Foi feita uma calibração prévia da célula de carga, na faixa de 0 a 20 kgf., utilizando como padrão ouro uma célula de carga aferida de 100 kgf. que fazia parte da máquina de ensaios mecânicos. O erro encontrado foi de 0,05 kgf.

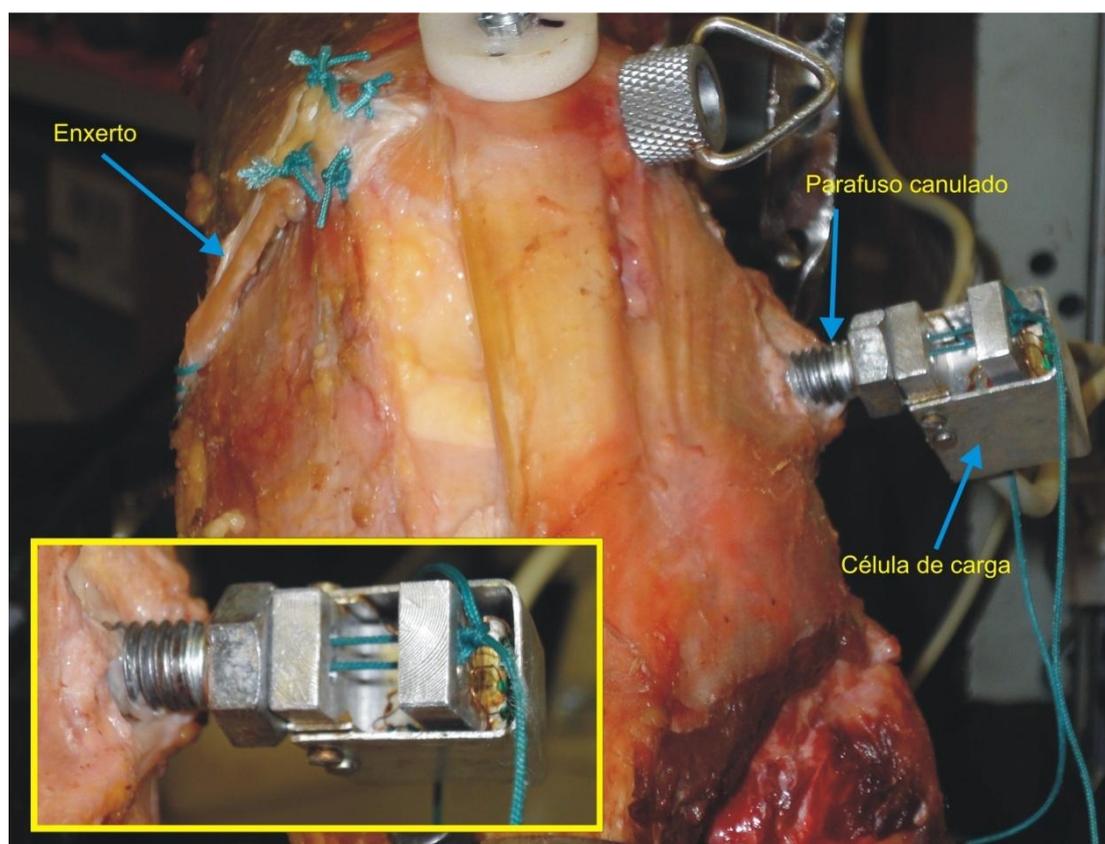


Figura 6. Sistema de fixação do enxerto com o parafuso canulado e a célula de carga. Em detalhe os fios de Ethibond amarrados na viga superior da célula de carga.

Primeiramente o parafuso foi rosqueado na porção medial do túnel ósseo de 9 mm de diâmetro, depois os dois fios de Ethibond suturados no enxerto foram passados pelo túnel e pela parte canulada do parafuso e cada fio foi inserido nos dois furos de cada viga da célula de carga. Os fios foram então amarrados mantendo um pequeno tensionamento no enxerto. O tensionamento

final de 1kg do enxerto foi feito pelo desrosqueamento do parafuso canulado que afastou a célula de carga promovendo um acréscimo de carga no enxerto (Figura 6- detalhe).

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 de Abdel-Aziz e Karara⁽⁹⁵⁾, que mediu, durante os ensaios, o posicionamento da patela com o joelho posicionado a 120°, 105°, 90°, 75°, 60°, 45°, 30°, 15° e 0° de flexo-extensão.

Esse sistema foi composto por um programa de computador, por duas câmeras fotográficas digitais, por um calibrador e por dois gabaritos. Utilizaram-se câmeras da marca Canon®, modelo EOS Rebel T2i com resolução de 18 Mpixels, com flash embutido e dotadas de objetivas modelo EFS com distância focal de 18 mm a 135 mm.

Todos os pares de fotos tirados pelas duas câmeras fotográficas foram feitos ao mesmo tempo, para isso utilizou-se um controle remoto por infravermelho modelo RC-6 da Canon® o qual foi posicionado no travessão móvel da máquina de ensaios de modo que a luz provinda do controle pudesse chegar às duas câmeras fotográficas fazendo com que as mesmas disparassem as fotos, no mesmo instante, juntamente com seus respectivos flashes.

O acionamento do controle remoto foi feito por uma chave acionada eletricamente (relê) cujos terminais foram ligados em paralelo com os terminais da chave de acionamento presente no controle. O relê foi conectado ao sistema de aquisição de dados (ADS 2000) para que o acionamento pudesse ser feito através do computador. Testes preliminares indicaram que o atraso entre as duas fotos tiradas ficaram em torno de 0,01 s.

O calibrador compunha-se de uma estrutura metálica de forma cúbica, contendo em sua base quatro hastes de secção quadrada posicionadas a 190 mm entre si, em cada haste havia três marcadores cilíndricos equidistantes de 95 mm, totalizando 12 marcadores distribuídos nas quatro hastes (Figura 7) os quais delimitaram um volume estimado de 190 mm x 190 mm x 190 mm (6,86 litros). O centro de cada marcador foi definido pela intersecção de duas retas ortogonais as quais demarcaram quatro quadrantes pintados de preto e branco (Figura 7- detalhe do marcador do calibrador).

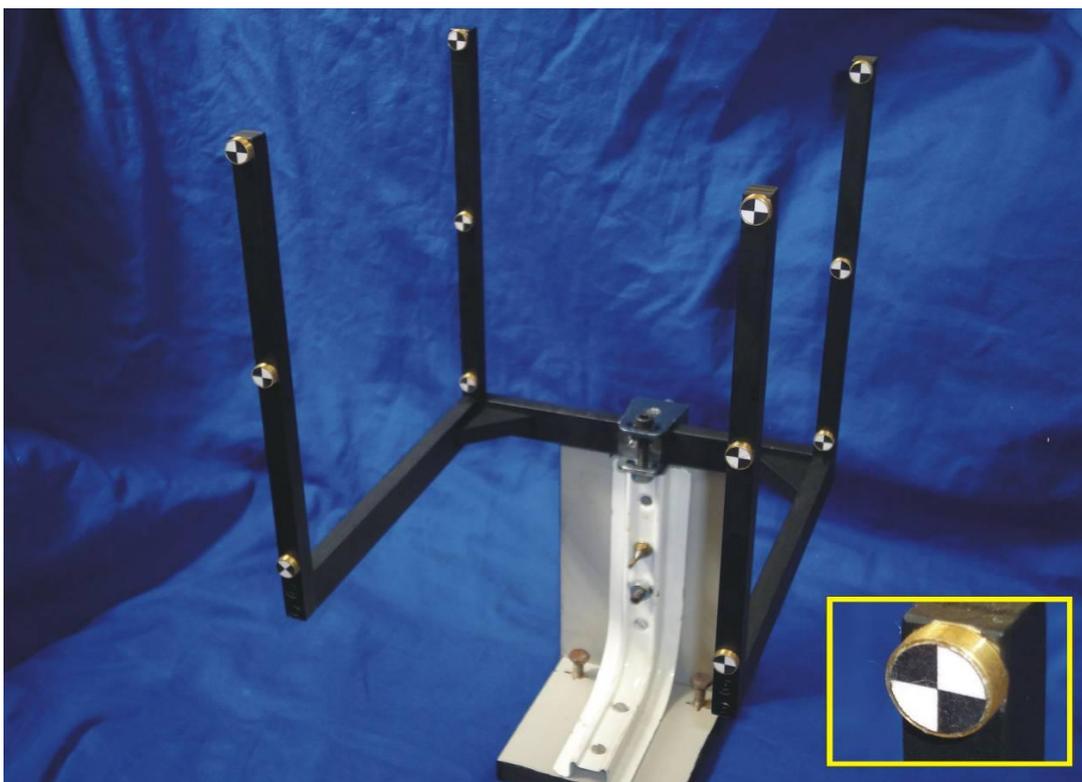


Figura 7. Calibrador utilizado no processo de medição tridimensional, mostrando em detalhe um de seus marcadores.

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- FEI¹, utilizando um máquina de medição de coordenadas tridimensional marca Mitutoyo®, modelo QM-353/189-314 BR com uma incerteza de medição de 0,012 mm.

O gabarito foi composto por uma pequena chapa triangular contendo três pontos semelhantes aos marcadores do calibrador, distribuídos nos vértices de um triângulo equilátero e equidistantes aproximadamente 21,3 mm.

¹ Certificado de medição nº 63.0412/10

Foram utilizados dois gabaritos cujas medidas foram aferidas² 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 8).

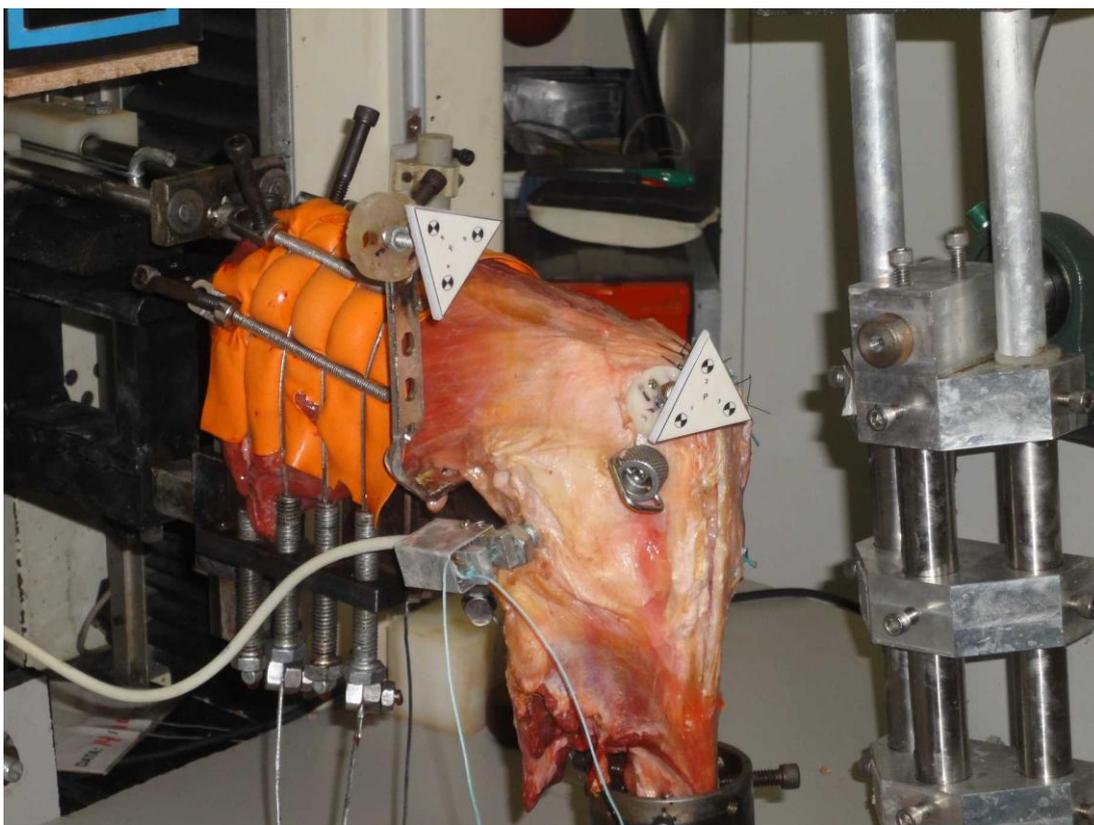


Figura 8. Gabaritos triangulares utilizados no processo de medição tridimensional.

O processo de medição tridimensional foi dividido em duas etapas: calibração e medição. Na etapa de calibração, o joelho foi retirado do dispositivo mecânico e no seu lugar colocou-se o calibrador de forma que os limites internos do calibrador abrangessem a articulação. As duas câmeras fotográficas foram posicionadas em um tripé (marca Gitzo®, modelo Cremalleire 3) através de uma base de madeira, com uma distancia de 620 mm

² Certificado de medição nº 63.0411/10

entre as câmeras. O centro da base de madeira do tripé foi posicionado a 1,8 m do calibrador e a uma altura de 1,5 m. As duas câmeras foram fixadas firmemente na base de madeira e o alinhamento das mesmas foi convergente para que o calibrador pudesse ser enquadrado adequadamente (Figura 9). Os pés do tripé foram fixados numa chapa de acrílico com a finalidade de impedir qualquer movimento das câmeras durante os ensaios mecânicos.



Figura 9. Etapa de calibração mostrando as duas câmeras fotográficas focalizando o calibrador.

A etapa de calibração encerrou-se com o acionamento, via computador, do controle remoto que disparou simultaneamente as duas câmeras, registrando nesse instante, um par de fotos do calibrador.

Na etapa de medição, o calibrador foi retirado do dispositivo e o joelho foi reposicionado e fixado no dispositivo por intermédio dos quatro parafusos descritos anteriormente.

O tecnólogo do Laboratório de Biomecânica desenvolveu 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, bem como registrar o ângulo de flexo-extensão do joelho através do goniômetro digital e a força proveniente da célula de carga. Independentemente da situação do joelho (íntegro, lesado ou reconstruído) e da aplicação ou não da carga estática para a lateralização da patela, o ensaio de flexo-extensão do joelho seguiu os seguintes procedimentos: com o peso de 26,81 N acoplado à polia, o joelho foi posicionado a 120° de flexão (através do movimento do travessão móvel da máquina de ensaios) utilizando uma referência presente no dispositivo mecânico. Pelo programa de computador, foi atribuído ao valor de leitura do goniômetro, o ângulo de 120° como a posição angular inicial. A partir desse instante, a gravação do ensaio foi acionada, fazendo com que o travessão móvel da máquina subisse a uma velocidade constante de 50 mm/min., gerando desse modo o movimento de extensão do joelho. A cada incremento de 15° o relê do controle remoto foi acionado para que as máquinas fotográficas registrassem os pares de fotos nos ângulos de 120°, 105°, 90°, 75°, 60°, 45°, 30°, 15° e 0° (Figura 10).

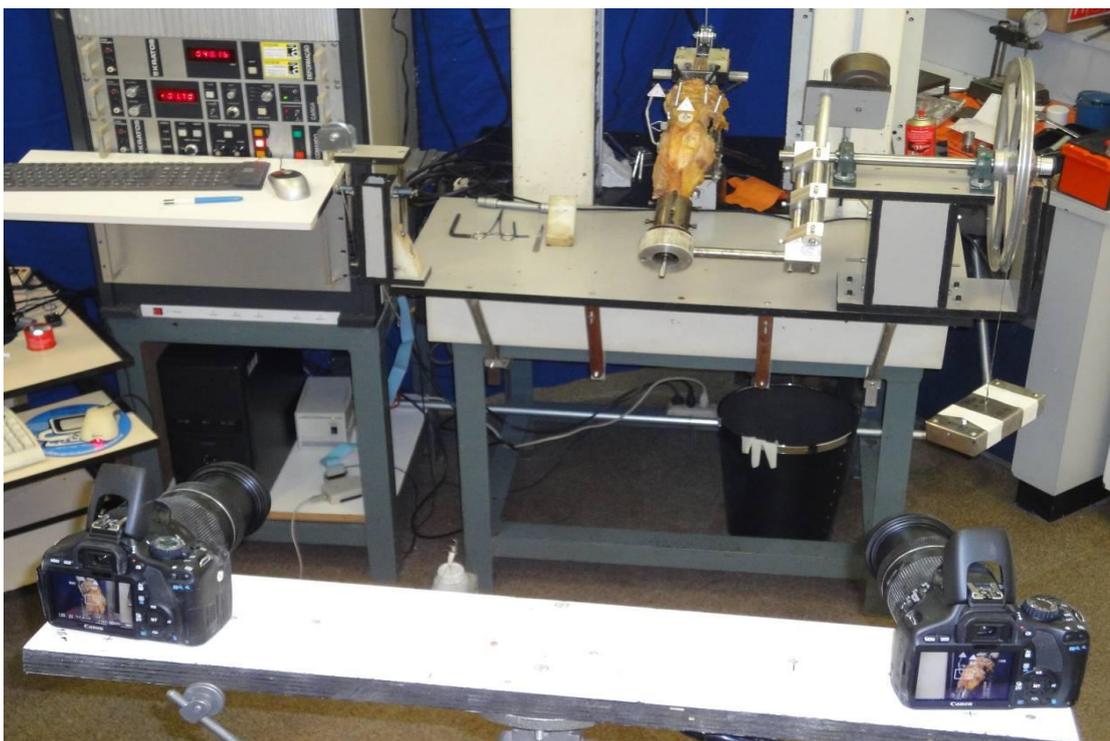


Figura 10. Etapa de medição mostrando as duas câmeras fotográficas focalizando o joelho e os gabaritos da patela e do fêmur.

Como as fotos foram tiradas com o joelho em movimento e como o acionamento do relê induziu a um pequeno atraso no seu acionamento, testes preliminares foram feitos para determinar em que instante as fotos deveriam ser tiradas para que correspondessem aos ângulos anteriormente.

Para facilitar a identificação dos pares de fotos que foram utilizados na análise de fotogrametria, foi instalado um monitor de cristal líquido-LCD (Liquid Cristal Display) contendo informações como: a situação do joelho (íntegro, lesado ou reconstruído) segundo os ângulos estudados com ou sem carga aplicada à patela. O controle do monitor foi feito pelo mesmo programa descrito anteriormente através de uma interface serial conectada ao LCD. O monitor foi

posicionado no dispositivo mecânico de maneira que as duas câmeras pudessem enquadrá-lo adequadamente (Figuras 11 e 12).

Após a finalização dos ensaios mecânicos foi utilizado outro programa de computador, desenvolvido pelo tecnólogo do Laboratório de Biomecânica, com a função de efetuar as medições tridimensionais dos gabaritos usando como referência o primeiro marcador do calibrador.

O programa relacionou as coordenadas bidimensionais dos marcadores presentes nos dois gabaritos, localizados no par de fotografias obtido no processo de medição (foto esquerda – figura 11 e foto direita – figura 12), com as coordenadas bidimensionais dos 12 marcadores, localizados nas duas fotografias obtidas no processo de calibração (foto esquerda – figura 13 e foto direita – figura 14) através do método de transformação linear direta (DLT) como descrito por Abdel-Aziz e Karara⁽⁹⁵⁾. O centro de cada marcador foi localizado automaticamente pelo programa que gerou um relatório com as coordenadas espaciais dos seis marcadores distribuídos nos dois gabaritos.

Foram alteradas as referências espaciais das medidas do gabarito da patela as quais anteriormente foram relacionadas ao calibrador, bem como passaram a referenciar centro do gabarito do fêmur com o objetivo de manter o fêmur como referência para as medidas de deslocamento da patela.

Em seguida foram calculadas as medidas de desvio látero-medial do marcador da patela nas condições de aplicação de carga e sem carga lateral. O desvio látero-medial foi calculado pela diferença da distância dos pontos centrais do gabarito da patela e do fêmur, no eixo látero-medial, com e sem carga.

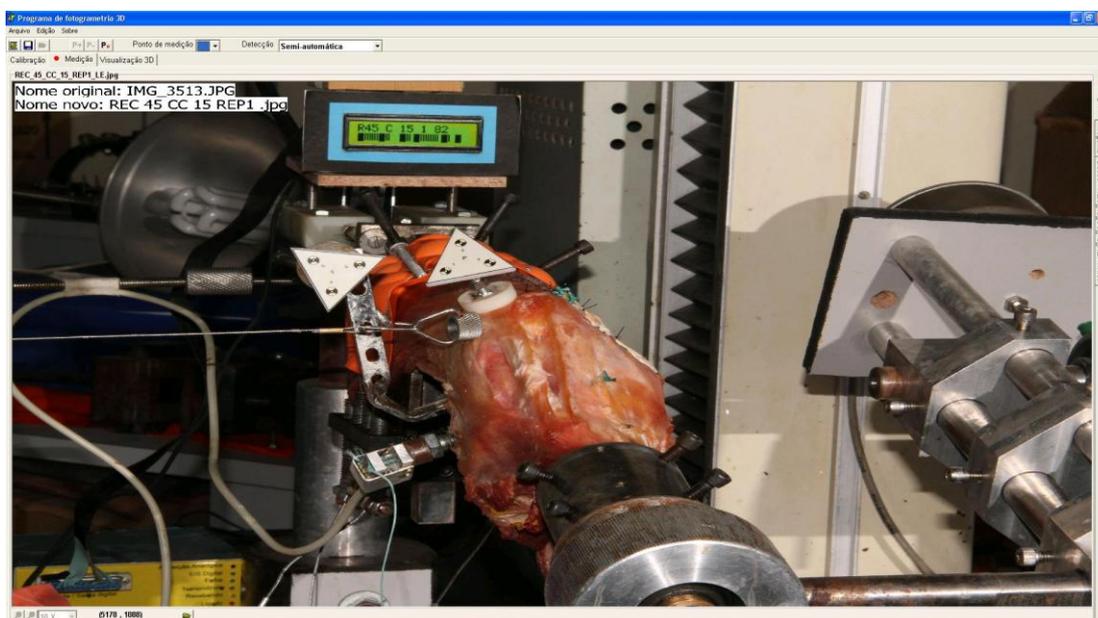


Figura 11. Tela do programa de fotogrametria 3D mostrando o processo de medição dos centros dos marcadores dos gabaritos da patela e do fêmur na foto tirada à esquerda do dispositivo.

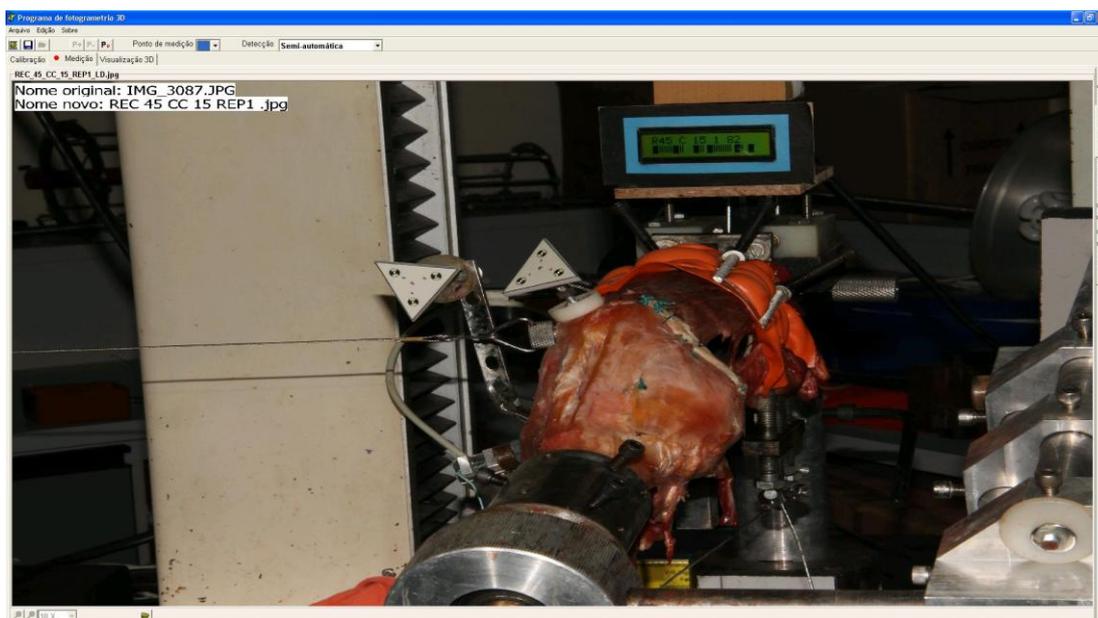


Figura 12. Tela do programa de fotogrametria 3D mostrando o processo de medição dos centros dos marcadores dos gabaritos da patela e do fêmur na foto tirada à direita do dispositivo.



Figura 13. Tela do programa de fotogrametria 3D mostrando o processo de calibração dos centros dos marcadores do calibrador na foto tirada à esquerda do dispositivo.

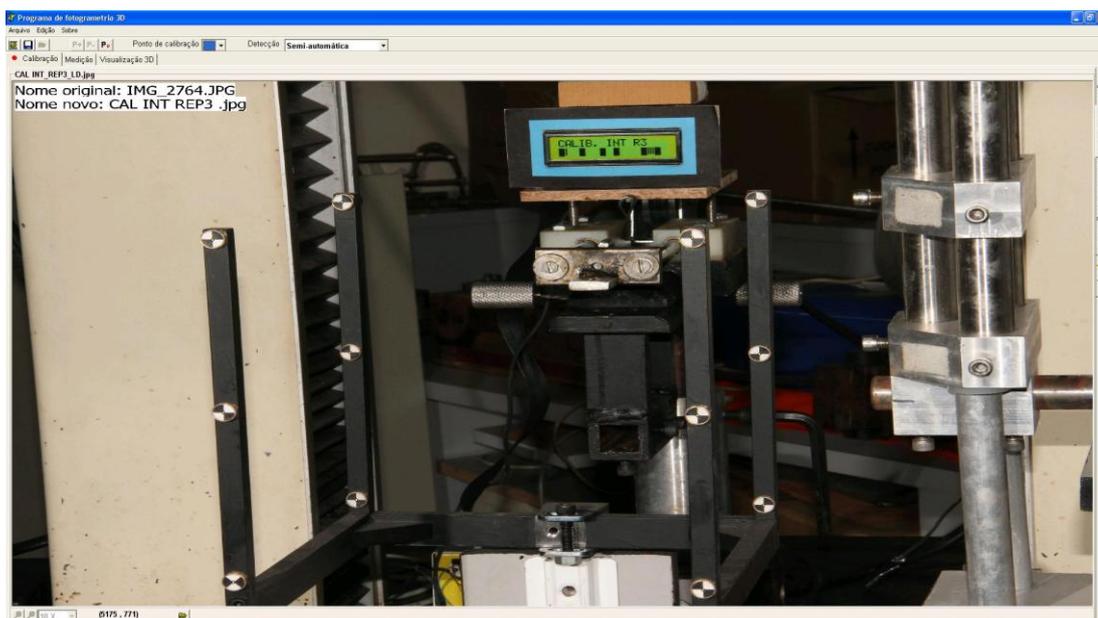


Figura 14. Tela do programa de fotogrametria 3D mostrando o processo de calibração dos centros dos marcadores do calibrador na foto tirada à direita do dispositivo.

As diferenças entre as distâncias, com e sem carga aplicada na patela, foram agrupadas segundo o ângulo de fixação do enxerto (0° , 45° , 60° e 90°) e situação do joelho (íntegro, lesado e reconstruído). Os resultados foram tabulados a partir das médias das três repetições

3.5 Análise dos dados

3.5.1 Organização do banco de dados e softwares utilizados

Os dados foram inseridos e analisados no banco de dados dos programas estatísticos STATA versão 11.0 e SAS versão 8.0. Utilizou-se o Excel® para confecção das tabelas e gráficos.

3.6 Análise estatística

Inicialmente calculou-se a lateralização da patela a partir da diferença entre os deslocamentos laterais médios obtidos com e sem carga aplicada na patela.

Em seguida, efetuou-se a análise descritiva da variável lateralização da patela para cada ângulo de reconstrução do joelho (íntegro, lesado e reconstruído) e em cada ângulo de flexão do enxerto (0°, 15°, 30°, 45°, 60°, 75°, 90°, 105° e 120°). Para tanto apresentou-se a tabela com as medidas resumo de tendência central e dispersão (média, desvio padrão (DP), mediana, mínimo e máximo).

Paralelamente foi construído um gráfico com desvio-médio de lateralização para cada situação (íntegro, lesado e reconstruído) a que foram

submetidos os joelhos entre 0° e 120° de flexão do joelho e seus respectivos intervalos com 95% de confiança (IC95%).

Finalmente foi realizada a Análise de Variância (ANOVA) com dois fatores (ângulo de reconstrução do enxerto e ângulo flexão do joelho), supondo matriz de correlações componente simétrica entre os joelhos, para verificar se houve diferença na lateralização da patela quanto a esses fatores ^(96, 97). Para as comparações, empregou-se o teste de comparações múltiplas de Tukey⁽⁹⁶⁾ para identificar onde ocorreram as diferenças com significância estatística.

Neste estudo adotou-se nível de significância de 5%.

4. RESULTADOS

4 RESULTADOS

Os resultados foram obtidos a partir da análise de seis joelhos nas seis condições estudadas, ou seja, LPFM íntegro, reconstruído a 0°, reconstruído a 45°, reconstruído a 60°, reconstruído a 90° e lesado.

A tabela 1 mostra a estatística descritiva das diferenças entre as distâncias, com e sem carga aplicada na patela, segundo o ângulo de flexão do enxerto (0°, 15°, 30°, 45°, 60°, 75°, 90°, 105° e 120°) e a situação do joelho (íntegro, lesado e reconstruído). Estes resultados foram obtidos a partir da média das três mensurações realizadas em cada joelho para cada situação.

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

Com o intuito de verificar se houve diferença na lateralização da patela em cada ângulo de reconstrução do enxerto e em cada ângulo de flexão do joelho, empregou-se a Análise de Variância de medidas repetidas com dois fatores, sendo o ângulo de flexo-extensão o valor de repetição⁽⁹⁶⁾.

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 flexo-extensão 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 flexo-extensões empregadas (interação reconstrução*flexo-extensão; $p = 0,997$) (Gráficos 1 e 2).

Para melhor visualização, os gráficos 1 e 2 e as tabelas 2 e 3 mostram os resultados encontrados para a lateralização da patela independentemente do ângulo de flexão do joelho e independentemente do ângulo de reconstrução do enxerto, respectivamente.

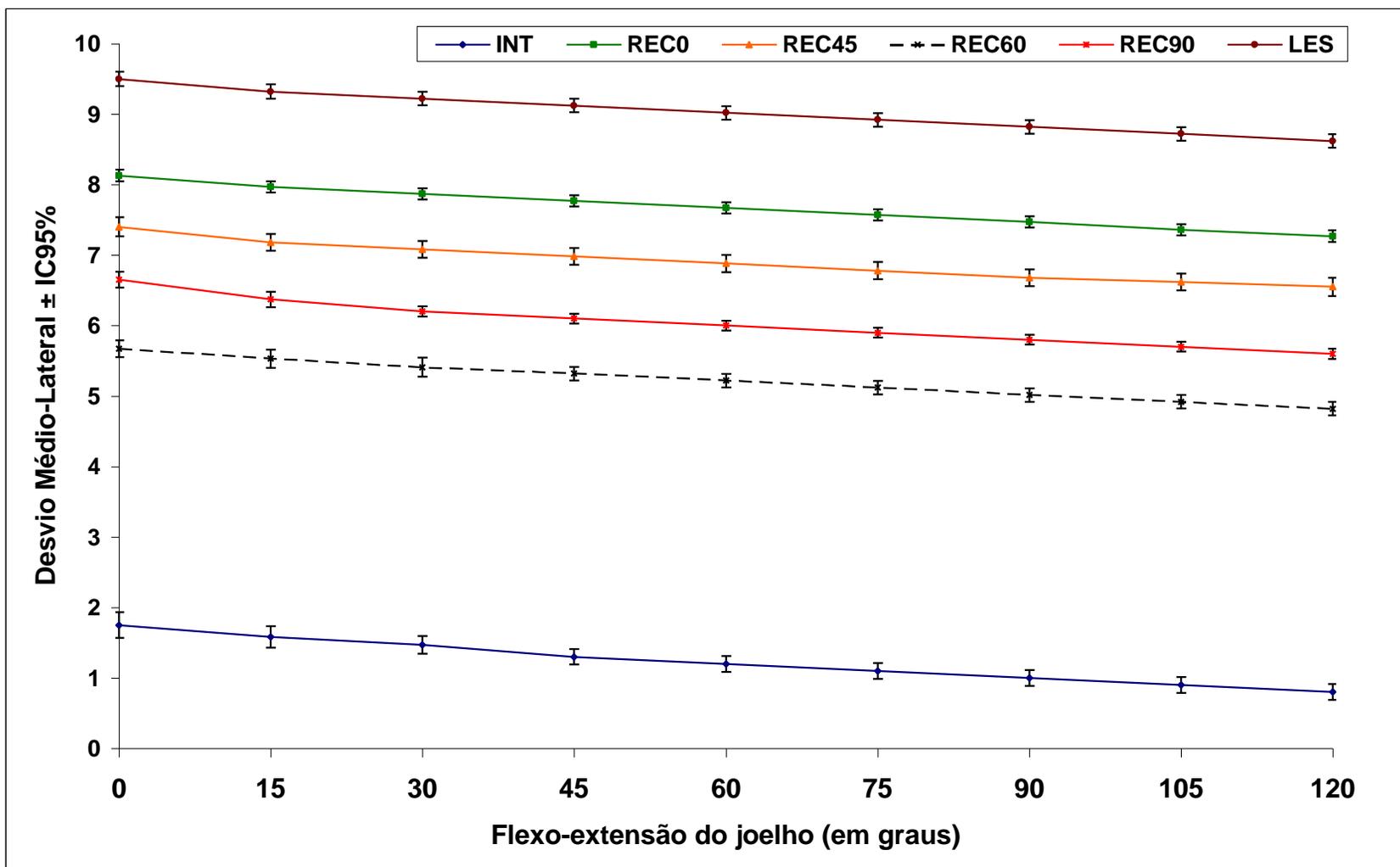


Gráfico 1. Desvio médio lateral da patela ± IC95% segundo ângulo de reconstrução do enxerto e ângulo de flexão do joelho.

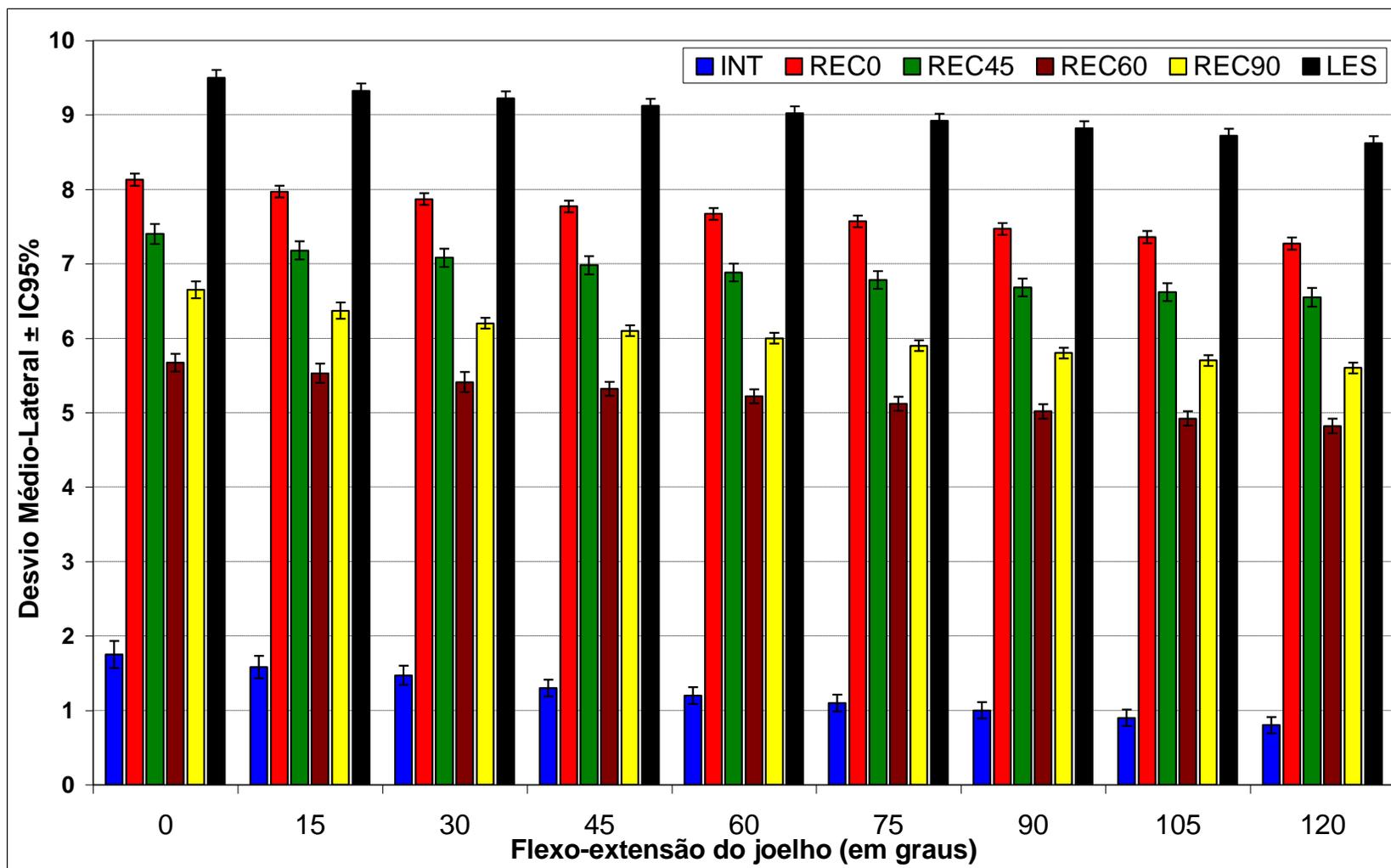


Gráfico 2. Desvio médio lateral da patela \pm IC95% segundo ângulo de reconstrução do enxerto e ângulo de flexão do joelho.

Tabela 2. Descrição da lateralização da patela segundo ângulo de reconstrução do enxerto independentemente do ângulo de flexo-extensão do joelho.

Condições do LPFM	média	DP	mediana	mínimo	máximo
Íntegro	1,23	0,34	1,20	0,60	2,10
Reconstruído 0°	7,67	0,29	7,70	7,10	8,30
Reconstruído 45°	6,91	0,30	6,90	6,30	7,60
Reconstruído 60°	5,22	0,30	5,20	4,70	5,90
Reconstruído 90°	6,04	0,33	6,00	5,50	6,80
LESADO	9,02	0,29	9,00	8,40	9,60

Tabela 3. Descrição da lateralização da patela segundo ângulo de flexo-extensão do joelho independentemente do ângulo de reconstrução do enxerto.

FLEXO-EXTENSÃO	média	DP	mediana	mínimo	máximo
0°	6,51	2,47	7,00	1,50	9,60
15°	6,33	2,47	6,80	1,40	9,40
30°	6,21	2,48	6,60	1,30	9,30
45°	6,10	2,50	6,50	1,10	9,20
60°	6,00	2,50	6,40	1,00	9,10
75°	5,90	2,50	6,30	0,90	9,00
90°	5,80	2,50	6,20	0,80	8,90
105°	5,70	2,50	6,10	0,70	8,80
120°	5,61	2,50	6,00	0,60	8,70

Visando verificar em que ângulos de reconstrução do enxerto ocorreram diferenças com significância estatística, deu-se prosseguimento às comparações múltiplas de Tukey⁽⁹⁶⁾ (Tabela 4).

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

Tabela 4. Comparações múltiplas dos desvios-médios para a lateralização da patela nos ângulos de reconstrução do enxerto.

COMPARAÇÃO		diferença média estimada	erro padrão	valor de <i>p</i>
Íntegro	Lesado	-7,787	0,022	<0,001
Íntegro	Reconstruído 0°	-6,441	0,022	<0,001
Íntegro	Reconstruído 45°	-5,674	0,022	<0,001
Íntegro	Reconstruído 60°	-3,991	0,022	<0,001
Íntegro	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

Analogamente, buscou-se identificar em que ângulos de flexão do joelho ocorreram diferenças com significância estatística independentemente do ângulo de reconstrução (Tabela 5). Para todas as condições de LPFM,

observou-se maior lateralização no ângulo de flexo-extensão em ângulos flexo-extensões menores.

Tabela 5. Comparações múltiplas dos desvios-médios para a lateralização da patela nos ângulos de flexão do joelho.

COMPARAÇÃO		diferença média estimada	erro padrão	valor de <i>p</i>
0°	15°	0,183	0,028	<0,001
0°	30°	0,300	0,028	<0,001
0°	45°	0,411	0,028	<0,001
0°	60°	0,511	0,028	<0,001
0°	75°	0,611	0,028	<0,001
0°	90°	0,711	0,028	<0,001
0°	105°	0,806	0,028	<0,001
0°	120°	0,900	0,028	<0,001
15°	30°	0,117	0,028	0,003
15°	45°	0,228	0,028	<0,001
15°	60°	0,328	0,028	<0,001
15°	75°	0,428	0,028	<0,001
15°	90°	0,528	0,028	<0,001
15°	105°	0,622	0,028	<0,001
15°	120°	0,717	0,028	<0,001
30°	45°	0,111	0,028	0,006
30°	60°	0,211	0,028	<0,001
30°	75°	0,311	0,028	<0,001
30°	90°	0,411	0,028	<0,001
30°	105°	0,506	0,028	<0,001
30°	120°	0,600	0,028	<0,001
45°	60°	0,100	0,028	0,017
45°	75°	0,200	0,028	<0,001
45°	90°	0,300	0,028	<0,001
45°	105°	0,394	0,028	<0,001
45°	120°	0,489	0,028	<0,001
60°	75°	0,100	0,028	0,017
60°	90°	0,200	0,028	<0,001
60°	105°	0,294	0,028	<0,001
60°	120°	0,389	0,028	<0,001
75°	90°	0,100	0,028	0,017
75°	105°	0,194	0,028	<0,001
75°	120°	0,289	0,028	<0,001
90°	105°	0,094	0,028	0,029
90°	120°	0,189	0,028	<0,001
105°	120°	0,094	0,028	0,029

5. DISCUSSÃO

5 DISCUSSÃO

5.1 Os testes biomecânicos

A padronização utilizada para a coleta, o armazenamento e o preparo das peças anatômicas deste estudo seguiu a metodologia empregada por Beynnon e Amis, em 1998⁽⁹³⁾.

A instabilidade patelofemoral pôde ser resultante de fatores anatômicos que contribuíram para uma maior lateralização da patela. No entanto, estudos como os de Ahmad⁽¹⁶⁾ em 2000, Steinner⁽³⁸⁾ em 2006 e Watanabe⁽⁸⁷⁾ et al., em 2008, demonstram que a reconstrução do LPFM isolada é eficaz mesmo em casos com fatores predisponentes associados. Sendo assim, os fatores predisponentes à luxação da patela puderam ser desconsiderados nas peças submetidas aos estudos. Somando-se a isto, a mesma situação foi alcançada em todos os ensaios, sendo que a força que impulsionou a luxação da patela pôde ser padronizada em todas as sequências dos ensaios. A escolha da força aplicada lateralmente na patela esteve de acordo com os dados conhecidos os quais resultaram em deslocamento patelar, conforme evidencia-se em estudos prévios^(2, 40, 47). Esta força direcionada lateralmente é sugerida como menor que a força causadora da rotura completa do LPFM de 200 N^(32, 39), porém resulta em

um deslocamento lateral da patela significativo sem efeitos irreversíveis aos tecidos moles mediais que contribuem para a sua restrição⁽⁴⁰⁾. Neste estudo, a força aplicada lateralmente foi fixada na margem lateral da patela para minimizar a influência da inclinação patelar, de acordo com o estudo de Sandmeier, em 2000⁽⁴⁷⁾. Sendo assim, os fatores de instabilidades (displasia patelar, troclear e aumento da TA-GT) que podem 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⁽⁵⁷⁾.

A metodologia empregada no presente trabalho foi baseada na pesquisa de Ostermeier et al.^(50, 57) a qual apresentou similaridades com nossa pesquisa no que se refere a um dispositivo que permitiu o movimento de extensão do joelho através do tracionamento do quadríceps com uma resistência ao movimento, da carga lateral aplicada na patela e da mensuração da translação da patela. No entanto, a concepção mecânica do dispositivo e o método de mensuração de deslocamento da patela são diferentes de Ostermeier et al.^(40, 50, 57, 98) que utilizam um dispositivo mecânico acionado por cilindros hidráulicos que movimentam o quadríceps (promovendo a extensão do joelho) e aplicam um movimento (torque) constante de flexão no joelho (resistência ao movimento). No presente trabalho, o acionamento do quadríceps foi feito por uma garra que prendeu o músculo ao travessão móvel da máquina de ensaios, onde o movimento de subida do travessão gerou deslocamento do músculo e conseqüentemente o

movimento de extensão do joelho. O torque de flexão foi gerado por um peso acoplado a uma polia que foi conectada ao braço mecânico que se articulou com a parte distal da tíbia. Esta disposição mecânica permitiu que o torque fosse constante em qualquer grau de flexo-extensão do joelho.

Ostermeier et al.^(50, 57) utilizam um movimento de extensão de 31 N.m o qual representa o movimento de extensão fisiológico medidos em indivíduos sadios quando submetidos a testes isocinéticos de extensão do joelho. No entanto, extrapolando para indivíduos que sofreram uma reconstrução do LPM, a aplicação desse valor de torque na fase inicial de recuperação pode ser prejudicial, por isso adotou-se um valor de torque que correspondeu a um terço do valor de 31 N.m para o movimento de flexão, assim como discutido por Beck et al., em 2007⁽⁵⁶⁾. Com o objetivo de manter a mesma proporção entre o torque de flexão e a carga aplicada na patela, também foi adotado o valor de um terço dos 100 N preconizado por Ostermeier et al.^(50, 57) para promover a lateralização da patela.

Como o objetivo do trabalho foi avaliar o melhor ângulo de flexão do joelho em que ocorreu a fixação do enxerto, os mesmo valores adotados de torque e carga de lateralização foram aplicados em todos os joelhos sob todas as condições estudadas. Nesse sentido, presumimos que a diminuição em um terço desses valores não foi um fator de interferência na obtenção da resposta ao objetivo proposto.

A carga de lateralização da patela foi aplicada por um cabo conectado a um peso de 3,39 kg que foi desviado por uma polia posicionada a 560 mm de distancia da patela. Como a patela se desloca em um arco de movimento ao longo da flexo-extensão do joelho, quanto maior for essa distância, menores serão as mudanças no vetor de força aplicado na patela^(40, 50, 57, 98, 99), minimizando os componentes de força que atuam no plano sagital.

O uso do rolamento linear e da rótula acoplados ao braço ajustável do dispositivo permitiu que a garra tibial e a própria tibia tivessem alguns graus de liberdade, como a translação e a rotação no eixo anatômico da tibia, além do varo e do valgo. Esses movimentos liberados mimetizaram melhor a cinemática do joelho e também permitiram que pequenos erros de alinhamento entre o eixo do dispositivo e os eixos instantâneos do joelho não interferissem nas forças atuantes na articulação.

Segundo a reconstrução do LPFM descrita por Camanho et al.⁽¹⁾, em 2007, o enxerto foi fixado no túnel ósseo por meio de um parafuso de interferência ou âncora e o seu tensionamento foi feito manualmente. Com o propósito de padronizar a carga aplicada no enxerto no momento de sua fixação, utilizou-se um sistema de fixação diferente o qual empregou uma célula de carga que atuou como elemento de fixação e ao mesmo tempo como elemento de medição da carga aplicada no enxerto ao longo do túnel ósseo. Idealmente, a célula de carga deveria estar posicionada no lado

medial do joelho para que fosse medida a carga atuante no enxerto antes do mesmo ser fixado dentro do túnel ósseo sem a interferência do atrito entre o enxerto e a entrada do túnel. Como foi possível posicionar a célula de carga somente na saída do túnel ósseo, no lado lateral, conjecturamos que a carga aplicada no enxerto foi menor que a medida pela célula de carga devido ao atrito descrito anteriormente. Com base no estudo biomecânico de Beck⁽⁵⁶⁾, em 2007, aplicamos a tensão de 1 Kg em todos os ensaios, demonstrando que a tração máxima entre 2N e 10N foram suficientes e adequadas para a estabilização da reconstrução do LPFM, bem como não causou aumento de pressão de contato medial da articulação patelofemoral.

Quanto ao sistema de mensuração do deslocamento da patela, Ostermeier et al.⁽⁵⁷⁾ utilizam em sua pesquisa um equipamento de análise de movimento por ultrassom modelo CMS-100 da empresa Zebris® que apresenta uma precisão teórica de 0,1 mm. No presente trabalho, o sistema utilizado baseou-se na técnica de fotogrametria tridimensional fundamentado no método de análise descrito por Abdel-Aziz e Karara⁽⁹⁵⁾. Este método não exigiu que os parâmetros internos e externos das câmeras fotográficas fossem conhecidos previamente, como por exemplo, a distância focal da lente da câmera (parâmetro interno) e a distância e a posição da câmera em relação ao objeto (parâmetros externos). Os parâmetros externos e internos foram determinados na etapa de calibração quando as máquinas foram posicionadas e fixadas em uma determinada posição para o correto enquadramento do calibrador.

Após o registro do par de fotos do calibrador, o mesmo pôde ser retirado, desde que as máquinas fotográficas permanecessem imóveis durante toda a etapa de medição. A precisão final desse sistema ficou subordinada à precisão das medidas tridimensionais dos marcadores do calibrador e à precisão na obtenção das coordenadas bidimensionais de cada foto tirada cuja resolução dependeu da máquina fotográfica digital utilizada. Dessa forma, foi necessária a utilização de duas máquinas fotográficas profissionais de alta resolução, o que aumentou a visualização dos postos dos marcadores pelo programa de computador desenvolvido e consequentemente a precisão do sistema.

Com o propósito de diminuir os erros nas medidas fotogramétricas, o calibrador e os gabaritos tiveram as suas medidas aferidas por uma empresa certificada na Rede Brasileira de Calibração (RBC) que utilizou equipamento adequado e com precisão em torno de centésimos de milímetro.

A vantagem de aferir os gabaritos que foram utilizados para medir o deslocamento da patela em relação ao fêmur residiu no fato de que em cada mensuração efetuada pelo programa de fotogrametria foi possível medir as distâncias entre os três marcadores presentes nos gabaritos e confrontá-las com as medidas “reais” das distâncias determinadas na aferição de cada gabarito. O erro médio encontrado em todas as medidas feitas nos ensaios aplicados aos joelhos estudados foi de 0,01mm.

Para verificar se as câmeras fotográficas registraram os pares de fotos no mesmo instante, foi feita uma série de fotografias acionadas pelo controle remoto infravermelho que foi posicionado à frente das câmeras, onde as mesmas focalizavam um relógio digital marca CASIO® dotado de cronômetro com resolução de 0,01s. Todos os pares de fotos tirados registraram o mesmo tempo decorrido no cronômetro, assim pudemos concluir que o atraso entre o acionamento das duas câmeras foi igual ou inferior a 0,01s.

Analisando os ângulos registrados nas fotografias foi possível determinar os erros em relação aos ângulos desejados e dessa forma foi possível modificar o programa do computador para que o acionamento do relê fosse feito no ângulo desejado, menos o erro angular encontrado para cada ângulo estudado.

Após os ensaios em quatro joelhos de cadáveres, para os ajustes citados anteriormente, pudemos constatar a precisão do equipamento desenvolvido, assim como a sua eficácia em avaliar a desvio médio-lateral da patela. Dessa forma, iniciamos os ensaios com os joelhos utilizados no estudo, constatando a eficácia e reprodutibilidade do sistema desenvolvido.

A força exercida pelos isquiotibiais durante a extensão do joelho promove estabilização adicional na articulação patelofemoral controlando a rotação tibial⁽¹⁰⁰⁾. Em nosso estudo padronizamos essa força fixando a tibia

e fazendo uso de um contrapeso à força extensora do quadríceps, provocando uma força de reação, semelhante a exercida pelos isquiotibiais durante a extensão do joelho^(40, 50, 57, 98). A ausência de sustentação de peso, que possui um efeito estabilizador durante o movimento da patela, pode levar a um viés sistemático⁽⁵⁰⁾. Entretanto, o método desenvolvido em nosso Laboratório de Biomecânica se mostrou adequado para um estudo comparativo como o apresentado, em que foi possível submeter a patela às mesmas condições nas situações avaliadas.

5.2 A técnica operatória

O LPFM é inicialmente descrito por Kaplan⁽⁴³⁾. Em seguida, Warren e Marshal⁽⁴⁴⁾ publicam o trabalho pioneiro descrevendo a anatomia do ligamento capsular medial do joelho dividindo em três camadas. No entanto, os estudos sobre o LPFM adquiriram mais impulso durante a década de 90.

A literatura apresenta uma série de técnicas cirúrgicas para a reconstrução do LPFM, assim como a possibilidade da utilização de diferentes enxertos autólogo e homólogos^(13, 23). Como proposta de técnica para a reconstrução do LPFM, é utilizada a tenodese dos 8 cm distais do tendão do músculo adutor magno⁽¹⁷⁾. Outra opção bastante empregada por

diferentes autores é a utilização do tendão do músculo semitendíneo, em associação com o tendão do músculo grácil ou este isoladamente^(22, 47, 101). O tendão do músculo quadríceps é também descrito, sendo este realizado de forma livre ou inserido na patela⁽⁴⁾, assim como o enxerto alógeno do trato iliotibial⁽²²⁾. Alguns autores preferem o uso do reforço do próprio retináculo medial ou a utilização de uma fita removida do retináculo, como enxerto livre^(19, 101). Em nosso estudo utilizamos o enxerto do ligamento patelar, conforme trabalho de Camanho et al.⁽¹⁾, tendo em vista que esta estrutura é utilizada rotineiramente nas cirurgias de joelho, por não haver a necessidade de utilização de materiais cirúrgicos na patela, o que aumenta os custos com implantes, assim como o risco de fraturas por necessidade de realização de túneis ósseos. A utilização de enxertos sintéticos tem mostrado um aumento na probabilidade de surgimento de processos inflamatórios e no aumento dos custos da cirurgia com a comercialização destes materiais. Esta técnica foi difundida em nosso meio e se mostra uma opção para a reconstrução do LPFM⁽¹⁾.

Outro aspecto relevante para o uso desta técnica é que a fixação do enxerto com âncoras e parafusos no fêmur se mostra muito mais resistente que o enxerto reparado e o original⁽³⁹⁾. A sutura do enxerto no perióstio em seu ponto de inserção é suficiente por apresentar baixa recidiva da lesão^(1, 18, 47, 102). Em nosso estudo utilizamos o método de sutura no parafuso acoplado a uma célula de carga com o intuito de mensurar a força utilizada

para fixar o enxerto, assim como o seu afrouxamento residual. Dessa forma pudemos padronizar a condição inicial de rigidez do enxerto.

O ponto de inserção femoral ainda mostrou-se controverso na literatura. Os primeiros estudos demonstraram que o ponto ideal deveria ser no epicôndilo medial. Estudos mais recentes têm demonstrado que o ponto femoral de inserção é posterior e distal ao epicôndilo medial, entre esta estrutura e o tubérculo adutor ^(30, 31, 33, 39, 101). Neste estudo, observamos o LPFM íntegro em todas as peças de joelhos dos cadáveres e marcamos o seu ponto original de inserção, em seu ponto central, como realizado por Schottle⁽⁵³⁾, em 2007. Em todos os ensaios confirmamos o ponto de inserção entre o epicôndilo medial e o tubérculo adutor⁽¹⁾.

A isometricidade da reconstrução é outro aspecto discutido na literatura. Steensen et al.⁽³¹⁾, em um estudo biomecânico com onze cadáveres, concluem que o ponto mais isométrico do LPFM se estende da área medial da patela, entre o terço medial e proximal até a porção entre o tubérculo adutor e epicôndilo medial. Dessa forma, mantivemos esses parâmetros em todos os ensaios como padronização, seguido da confirmação deste ponto pela observação direta da inserção do ligamento em sua integridade.

5.3 Resultados

Na literatura não foi encontrado consenso em relação à posição do joelho durante a fixação do enxerto do LPFM. Alguns autores fixam o enxerto com o joelho em 60° de flexão^(60, 101), enquanto outros acreditam que a ação do ligamento é mais importante em extensão, quando se encontra sob tensão máxima, o que não é observado em flexão⁽³⁹⁾. Camanho et al.⁽¹⁾ realizam a fixação entre 30° e 45° de flexão do joelho, quando a tendência ao deslocamento patelar é maior. Diferentes opiniões foram encontradas na literatura. Ellera Gomes⁽¹³⁾ e Ellera Gomes et al.⁽³⁵⁾ fixam em 90° de flexão, Deie et al.⁽²⁶⁾ em 30° e Yamada et al.⁽⁴²⁾ fixam o enxerto após posicionar a patela manualmente no seu eixo central, enquanto a tensão é ajustada até ao ponto em que a patela não pode ser deslocada. Até a presente data, não foram encontrados estudos direcionados a avaliar o ângulo ideal em que se deve fixar o enxerto durante a reconstrução do LPFM. Em nosso estudo pudemos observar uma tendência em se obter um menor desvio lateral da patela quando o enxerto do LPFM foi fixado em ângulos de flexão do joelho superiores a 45°, sendo que após a fixação do enxerto a 60°, ocorreu menor lateralização da patela durante o arco de movimento, não se observando diferenças significativas entre os demais ângulos. Com isso pudemos sugerir que após a fixação do enxerto no ângulo de 60°, sob condições ideais de tensionamento, menor carga foi exigida do enxerto sob condições em que se pôde provocar uma luxação patelofemoral. Da forma inversa, em ângulos

menores que 30° ocorreram maiores desvios laterais da patela, com diferenças estatísticas significativas, tanto em comparação com a situação íntegra, quanto à de reconstrução do LPFM. Na reconstrução com a flexão do joelho em 60° ocorre a tendência da patela lateralizar menos e isto pode estar relacionado ao fato de que a patela se encontra em um ponto central na tróclea, sob ação dos estabilizadores estáticos ósseos^(40, 47, 50, 57, 98, 99).

A partir de 30° de flexão do joelho, a posição correta da patela pôde ser determinada pelas estruturas ósseas, enquanto que em ângulos menores, pôde ocorrer uma medialização excessiva durante o tensionamento e posicionamento do enxerto, tendo em vista que a posição da patela passou a ser diretamente influenciada pela tensão exercida no enxerto, pelo cirurgião. Dessa forma, o julgamento da tensão adequada passa a ser individualizada para cada cirurgião, podendo-se provocar uma tensão excessiva e conseqüentemente o bloqueio da flexão do joelho, além de dor anterior nesta articulação^(27, 103).

No presente estudo, avaliamos a reconstrução do LPFM no que tange ao ângulo de fixação do enxerto, assim como o percurso médio-lateral da patela durante a flexo-entensão do joelho, sendo possível afirmar que nos primeiros ângulos de flexão do joelho ocorreu uma maior lateralização da patela, o que em condições de lesão deste ligamento, promoveu uma luxação em relação ao fêmur. Durante a flexo-extensão do joelho, pode-se observar, como em estudos biomecânicos prévios⁽¹⁰⁴⁾, que a patela tende a

luxar nos primeiros ângulos de flexão. Este fato pode ser explicado pela ausência de estruturas ósseas como estabilizadoras nestes ângulos, estando o LPFM atuando como restritor primário (Senavongse , 2005)⁽⁵⁴⁾ .

O Laboratório de Biomecânica caracterizou-se como um instrumento efetivo e confiável na avaliação dos movimentos articulares do joelho. O método utilizado no presente estudo mostrou objetividade na avaliação dos movimentos da articulação patelofemoral.

Nessa pesquisa apresentamos um dispositivo desenvolvido inteiramente em nosso Laboratório de Biomecânica do IOT-HCFMUSP, o qual permitiu simular situações mais realistas em joelhos de cadáveres por gerar tração em estruturas musculares, e que também possibilitou uma aferição de distâncias entre estruturas anatômicas, através de um método preciso baseado em análise de fotografias (fotogrametria). Consideramos esse método bastante útil em análises biomecânicas, além de reproduzível.

A metodologia aqui utilizada permitiu a avaliação da reconstrução do LPFM com diferentes enxertos, tanto autólogos, homólogos e sintéticos, a isometria do LPFM normal e reconstruído, assim como a tensão exercida no enxerto.

Esse estudo caracterizou-se como mais um instrumento para auxiliar na tomada de decisões durante a cirurgia para correção da instabilidade. O

custo da confecção do aparelho de ensaio é baixo em comparação a métodos encontrados em trabalhos internacionais como os desenvolvidos por Ostermeier et al.^(40, 50, 57, 98) podendo ser empregado em países menos desenvolvidos que carecem de recursos para compra de aparelhos de alto custo. A confecção da máquina de ensaios desenvolvida no Laboratório de Biomecânica requereu o custo total de \$5.000,00 (Cinco Mil Dólares), para a compra de peças e máquinas fotográficas.

Uma limitação do estudo se fez no pequeno número de peças anatômicas, o que pôde interferir com os valores encontrados pelos cálculos estatísticos. Durante o estudo, a possibilidade de utilização de cadáveres foi limitada pela carência de casos destinados para estudos médicos, provenientes do Serviço de Verificação de Óbitos da Cidade de São Paulo.

O cálculo amostral não foi possível devido à ausência de estudos encontrados na literatura que se direcionam ao estudo do ângulo de flexão do joelho na reconstrução do LPFM. No entanto, pela diferença em milímetros entre as condições estudadas, foi constatado que um maior número de casos poderia aumentar a evidência estatística neste estudo. No entanto, em comparação com os estudos encontrados na literatura no que tange ao número de peças anatômicas, este estudo possui validade técnica e estatística. Os trabalhos biomecânicos com o estudo de peças anatômicas encontrados na literatura utilizam uma média entre 4 e 20 peças de cadáveres para os ensaios biomecânicos^(23, 31, 32, 39-41, 47, 50, 53-55, 57-59). Em

nossa pesquisa utilizamos seis peças de cadáveres para os ensaios e mais seis que foram utilizadas para a confecção e testes preliminares, estando assim em conformidade com a quantidade de peças cadavéricas utilizadas na literatura no que concerne ao estudo do LPFM.

6. CONCLUSÕES

6 CONCLUSÕES

O método desenvolvido no Laboratório de Biomecânica foi uma ferramenta útil para avaliarmos os movimentos de lateralização da patela e dessa forma a reconstrução do LPFM.

Os resultados demonstraram uma tendência de menor lateralização da patela após a reconstrução do LPFM em ângulos superiores a 30°, mais especificamente no ângulo de 60° de flexão do joelho.

7. ANEXOS

Anexo 1.**Protocolo IOT nº 690****Pesquisador (a) Responsável:** Prof. Gilberto Luis Camanho**Pesquisador (a) Executante:** Dr. David Sadigursky**Título: Estudo *in vitro* do ângulo de fixação do enxerto autógeno na reconstrução do ligamento patelofemoral medial.****Grau de Pesquisa:** Mestrado**Área:** Ortopedia e Traumatologia**Informamos que o protocolo acima citado, foi aprovado pela CAPPesq em 08/10/2008****Nº: 0806/08.****Anexa aprovação.**

Leide de Souza Salomão

Secretaria da Comissão Científica e Estágios

Departamento de Ortopedia e Traumatologia da FMUSP

Tel/Fax: (11) 3069-6942

E-mail: com.cientifica.iot@hcnet.usp.br

Anexo 2.

APROVAÇÃO

A Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa - CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de 08/10/2008, **APROVOU** o Protocolo de Pesquisa nº **0806/08**, intitulado: "**ESTUDO, IN VITRO, DO ÂNGULO DE FIXAÇÃO DO ENXERTO AUTÓGENO NA RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO PATELOFEMORAL MEDIAL.**" apresentado pelo Departamento de **ORTOPEDIA E TRAUMATOLOGIA.**

Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar à CAPPesq, os relatórios parciais e final sobre a pesquisa (Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 196, de 10/10/1996, inciso IX.2, letra "c").

Pesquisador (a) Responsável: **Prof. Dr. Gilberto Luis Camanho**

Pesquisador (a) Executante: **David Sadigursky**

CAPPesq, 09 de Outubro de 2008

Prof. Dr. Eduardo Massad
Presidente da Comissão de
Ética para Análise de Projetos
de Pesquisa

Anexo 3.

APROVAÇÃO

A Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa - CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de 08/10/2008, **APROVOU** o Protocolo de Pesquisa nº **0806/08**, intitulado: "**ESTUDO, IN VITRO, DO ÂNGULO DE FIXAÇÃO DO ENXERTO AUTÓGENO NA RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO PATELOFEMORAL MEDIAL.**" apresentado pelo Departamento de **ORTOPEDIA E TRAUMATOLOGIA.**

Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar à CAPPesq, os relatórios parciais e final sobre a pesquisa (Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 196, de 10/10/1996, inciso IX.2, letra "c").

Pesquisador (a) Responsável: **Prof. Dr. Gilberto Luis Camanho**

Pesquisador (a) Executante: **David Sadigursky**

CAPPesq, 09 de Outubro de 2008

Prof. Dr. Eduardo Massad
Presidente da Comissão de
Ética para Análise de Projetos
de Pesquisa

Anexo 4.

FUNDAÇÃO DE AMPARO À PESQUISA DO ESTADO DE SÃO PAULO	
TERMO DE OUTORGA E ACEITACAO DE AUXÍLIO PROCESSO Nº 2009/53915-0	
O Conselho Técnico-Administrativo da Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo, doravante denominada OUTORGANTE , usando das atribuições que lhe confere o Artigo 14, letra "b", da lei Estadual no 5.918, de 18 de outubro de 1960, e de acordo com as especificações, cláusulas e condições descritas a seguir e nos Anexos, que são parte integrante deste Termo, concede:	
OUTORGADO GILBERTO LUIS CAMANHO CPF: 428.956.508-53	RECEBIDO 12 JUL. 2010 FAPESP
INSTITUIÇÃO 01 001 029 - FAC MEDICINA/USP	
LINHA DE FOMENTO AUXILIO PESQUISA - REGULAR	
PROJETO ESTUDO BIOMECANICO, IN VITRO, DO ANGULO DE FIXACAO DO ENXERTO AUTOGENO NA RECONSTRUCAO DO LIGAMENTO PATELOFEMORAL MEDIAL	
ÁREA 04010000 - MEDICINA	PERÍODO 01/05/2010 a 30/04/2012
RELATÓRIOS CIENTÍFICOS ATÉ: 30/04/2011, 30/05/2012	PRESTAÇÃO DE CONTAS ATÉ: 30/04/2011, 30/05/2012
OBSERVAÇÕES 1) Qualquer alteracao na distribuicao dos recursos entre os elementos de despesa, deve ser previamente autorizada pela Outorgante. 2) Os recursos concedidos neste Termo de Outorga devem ser utilizados na vigencia do projeto. 3) Os prazos para apresentacao de prestacao de contas e relatorios cientificos deverao ser rigorosamente observados; caso contrario, a Outorgante nao liberara qualquer recurso existente em nome do Outorgado. 4) Material de consumo (se houver): Caso sejam adquiridos materiais que nao sejam manifestamente necessarios a realizacao deste projeto, a Outorgante podera impugnar as despesas correspondentes na prestacao de contas. 5) O Outorgado reconhece que o auxilio concedido, nos termos aqui descritos, viabilizam plenamente a execucao do projeto, salvo circunstancias imprevisiveis no ato da assinatura. Solicitacoes de qualquer alteracao de orcamento, exceto em casos emergenciais, poderao ser apresentadas por ocasio da apresentacao do(s) relatorio(s) cientifico(s). 6) As instrucoes para a prestacao de contas deverao ser consultadas atraves do portal da FAPESP no endereco: www.fapesp.br/formularios . 7) Havendo concessao em moeda estrangeira, a aquisicao de bens ou pagamento de servicos no exterior, sera realizada pela FAPESP, devendo o Outorgado encaminhar a solicitacao de agendamento para o endereco eletronico agendaimportacao@trieste.fapesp.br . - Continua no anexo...	

Anexo 5.



FUNDAÇÃO DE AMPARO À PESQUISA DO ESTADO DE SÃO PAULO

FORMULÁRIO 1 - MATERIAL PERMANENTE NACIONAL

NOME DO INTERESSADO: PROF. DR. GILBERTO LUIS CAMANHO

Nº 2009/53915-0

NÚMERO DE AUTORIZAÇÃO DA CNEN:

PARA A INSTITUIÇÃO:

IOT HC FMUSP

PARA O PESQUISADOR:

DAVID SADIGURSKY

TOTAL: R\$ 5.957,80

coluna 1	coluna 2	coluna 3	coluna 4	coluna 5	coluna 6	coluna 7		
						Assessor	FAPESP	
							CAD	DC
item	quant.	descrição (somente 1 linha para cada item)	número do orçamento	preço unitário	custo do item			
1	2	MÁQUINA FOTOGRAFICA, MARCA SONY, MODELO DSC-H50 DE 9,1 MP		R\$ 2.000,00	R\$ 4.000,00			
2	2	MANCAL COMPLETO COM ROLAMENTO, MODELO SY 20 FM		R\$ 57,00	R\$ 114,00			
3	1	EIXO DE AÇO 52100 (TEMPERADO) COM DIÂMETRO DE 19MM E 300MM DE COMPRIMENTO		R\$ 120,00	R\$ 120,00			
4	1	ROLAMENTO LINEAR, MODELO RBBR 10		R\$ 72,00	R\$ 72,00			
5	1	ROTULA MODELO GEH 25 ES 2RS		R\$ 84,00	R\$ 84,00			
6	1	POLIA DE ALLUMÍNIO COM DIÂMETRO DE 400MM (TIPO 5 - 1 CANAL)		R\$ 69,00	R\$ 69,00			
7	8	ROLDANA COM ROLAMENTO		R\$ 18,00	R\$ 144,00			
8	1	ENCODER ÓPTICO INCREMENTAL, 5 A 12 V, 1800 PPR E ACESSÓRIOS		R\$ 1.032,00	R\$ 1.032,00			
9	1	MATERIA-PRIMA EM AÇO (1020) PARA USINAGEM DAS PEÇAS DO DISPOSITIVO		R\$ 322,80	R\$ 322,80			

7 - JUSTIFIQUE EM ANEXO A UTILIDADE DE CADA MATERIAL SOLICITADO PARA O DESENVOLVIMENTO DO PROJETO DE PESQUISA

8. REFERÊNCIAS

8 REFERÊNCIAS

1. 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.
2. 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.
3. 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.
4. 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.
5. 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.
6. 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.

7. Servien E, Fritsch B, Lustig S, Demey G, Debarge R, Lapra C, Neyret P. In vivo positioning analysis of medial patellofemoral ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2011;39(1):134-9.

8. Roux C. The classic. Recurrent dislocation of the patella: operative treatment. *Clin Orthop Relat Res.* 1979;(144):4-8.

9. Hauser ED. Total tendon transplant for slipping patella: a new operation for recurrent dislocation of the patella. 1938. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;452:7-16.

10. Trillat A, Dejour H, Couette A. Diagnosis and treatment of recurrent dislocations of the patella. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1964;50:813-24.

11. Madigan R, Wissinger HA, Donaldson WF. Preliminary experience with a method of quadricepsplasty in recurrent subluxation of the patella. *J Bone Joint Surg Am.* 1975;57(5):600-7.

12. Insall J. "Chondromalacia patellae": patellar malalignment syndrome. *Orthop Clin North Am.* 1979;10(1):117-27.

13. Ellera Gomes JL. Medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent dislocation of the patella: a preliminary report. *Arthroscopy*. 1992;8(3):335-40.
14. Cohen M. Transposição da inserção do vasto medial via artroscópica. In: Camanho GL, editor. *Patologia do joelho*. São Paulo: Sarvier; 1996. p. 258-59.
15. Camanho GL. O realinhamento proximal do aparelho extensor, por via artroscópica, no tratamento da luxação femoropatelar. *Rev Bras Ortop*. 2000;35(4):109-13.
16. 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.
17. 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.
18. Burks RT, Luker, M.G. Medial patellofemoral ligament reconstruction. *Tech Orthop*. 1997;12:185-91.

19. Cossey AJ, Paterson R. A new technique for reconstructing the medial patellofemoral ligament. *Knee*. 2005;12(2):93-8.
20. 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.
21. Mikashima Y, Kimura M, Kobayashi Y, Miyawaki M, Tomatsu T. Clinical results of isolated reconstruction of the medial patellofemoral ligament for recurrent dislocation and subluxation of the patella. *Acta Orthop Belg*. 2006;72(1):65-71.
22. 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.
23. Nomura E, Horiuchi Y, Kihara M. Medial patellofemoral ligament restraint in lateral patellar translation and reconstruction. *Knee*. 2000;7(2):121-7.
24. 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.

25. Farahmand F, Tahmasbi MN, Amis AA. Lateral force-displacement behaviour of the human patella and its variation with knee flexion--a biomechanical study in vitro. *J Biomech.* 1998;31(12):1147-52.
26. Deie M, Ochi M, Sumen Y, Yasumoto M, Kobayashi K, Kimura H. Reconstruction of the medial patellofemoral ligament for the treatment of habitual or recurrent dislocation of the patella in children. *J Bone Joint Surg Br.* 2003;85(6):887-90.
27. Farahmand F, Naghi Tahmasbi M, Amis A. The contribution of the medial retinaculum and quadriceps muscles to patellar lateral stability--an in-vitro study. *Knee.* 2004;11(2):89-94.
28. Garth WP, Jr., DiChristina DG, Holt G. Delayed proximal repair and distal realignment after patellar dislocation. *Clin Orthop Relat Res.* 2000(377):132-44.
29. Hautamaa PV, Fithian DC, Kaufman KR, Daniel DM, Pohlmeier AM. Medial soft tissue restraints in lateral patellar instability and repair. *Clin Orthop Relat Res.* 1998(349):174-82.
30. Smirk C, Morris H. The anatomy and reconstruction of the medial patellofemoral ligament. *Knee.* 2003;10(3):221-7.

31. 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.
32. Amis AA, Firer P, Mountney J, Senavongse W, Thomas NP. Anatomy and biomechanics of the medial patellofemoral ligament. *Knee.* 2003;10(3):215-20.
33. Davis DK, Fithian DC. Techniques of medial retinacular repair and reconstruction. *Clin Orthop Relat Res.* 2002;(402):38-52.
34. 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.
35. 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.
36. Feller JA, Amis AA, Andrish JT, Arendt EA, Erasmus PJ, Powers CM. Surgical biomechanics of the patellofemoral joint. *Arthroscopy.* 2007;23(5):542-53.

37. Fithian DC, Paxton EW, Post WR, Panni AS. Lateral retinacular release: a survey of the International Patellofemoral Study Group. *Arthroscopy*. 2004;20(5):463-8.
38. 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.
39. 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.
40. 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.
41. Nomura E, Inoue M. Surgical technique and rationale for medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar dislocation. *Arthroscopy*. 2003;19(5):E47.
42. Yamada Y, Shino K, et al. The bi-socket medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent dislocation of the patella. *J Japan Knee society*. 2004;28:120-24.

43. Kaplan EB. Factors responsible for the stability of the knee joint. *Bull Hosp Joint Dis.* 1957;18(1):51-9.
44. Warren LF, Marshall JL. The supporting structures and layers on the medial side of the knee: an anatomical analysis. *J Bone Joint Surg Am.* 1979;61(1):56-62.
45. Hughston JC, Andrews JR, Cross MJ. The injured knee. *J Med Assoc Ga.* 1974;63(9):362-8.
46. Feller JA, Feagin JA, Jr., Garrett WE Jr. The medial patellofemoral ligament revisited: an anatomical study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1993;1(3-4):184-6.
47. 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.
48. Camanho GL, Viegas AC. Estudo anatômico e artroscópico do ligamento femoropatelar medial. *Acta Ortop Bras.* 2003;11(3):145-9.
49. Philippot R, Boyer B, Testa R, Farizon F, Moyen B. Study of patellar kinematics after reconstruction of the medial patellofemoral ligament. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2011. Epub 2011 Sep 9.

50. 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.
51. Mulford JS, Wakeley CJ, Eldridge JD. Assessment and management of chronic patellofemoral instability. *J Bone Joint Surg Br.* 2007;89(6):709-16.
52. Bicos J, Fulkerson JP, Amis A. Current concepts review: the medial patellofemoral ligament. *Am J Sports Med.* 2007;35(3):484-92.
53. Schottle PB, Schmeling A, Rosenstiel N, Weiler A. Radiographic landmarks for femoral tunnel placement in medial patellofemoral ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2007;35(5):801-4.
54. 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.
55. 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.

56. 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.
57. 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.
58. 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.
59. Parker DA, Alexander JW, Conditt MA, Uzodinma ON, Bryan WJ. Comparison of isometric and anatomic reconstruction of the medial patellofemoral ligament: a cadaveric study. *Orthopedics.* 2008;31(4):339-43.
60. Nomura E, Horiuchi Y, Kihara M. A mid-term follow-up of medial patellofemoral ligament reconstruction using an artificial ligament for recurrent patellar dislocation. *Knee.* 2000;7(4):211-5.
61. Boden BP, Pearsall AW, Garrett WE, Jr., Feagin JA Jr. Patellofemoral Instability: Evaluation and Management. *J Am Acad Orthop Surg.* 1997;5(1):47-57.

62. Camanho GL, Viegas Ade C, Bitar AC, Demange MK, Hernandez AJ. Conservative versus surgical treatment for repair of the medial patellofemoral ligament in acute dislocations of the patella. *Arthroscopy*. 2009;25(6):620-5.
63. Deie M, Ochi M, Adachi N, Shibuya H, Nakamae A. Medial patellofemoral ligament reconstruction fixed with a cylindrical bone plug and a grafted semitendinosus tendon at the original femoral site for recurrent patellar dislocation. *Am J Sports Med*. 2011;39(1):140-5.
64. Deie M, Ochi M, Sumen Y, Adachi N, Kobayashi K, Yasumoto M. A long-term follow-up study after medial patellofemoral ligament reconstruction using the transferred semitendinosus tendon for patellar dislocation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2005;13(7):522-8.
65. Dopirak R, Adamany D, Bickel B, Steensen R. Reconstruction of the medial patellofemoral ligament using a quadriceps tendon graft: a case series. *Orthopedics*. 2008;31(3):217.
66. Fisher B, Nyland J, Brand E, Curtin B. Medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar dislocation: a systematic review including rehabilitation and return-to-sports efficacy. *Arthroscopy*. 2010;26(10):1384-94.

67. Gomes JE. Comparison between a static and a dynamic technique for medial patellofemoral ligament reconstruction. *Arthroscopy*. 2008;24(4):430-5.
68. Gomes JL. Medial patellofemoral ligament reconstruction with half width (hemi tendon) semitendinosus graft. *Orthopedics*. 2008;31(4):322-6.
69. 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.
70. Schottle P, Schmeling A, Romero J, Weiler A. Anatomical reconstruction of the medial patellofemoral ligament using a free gracilis autograft. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2009;129(3):305-9.
71. Schottle PB, Fucentese SF, Romero J. Clinical and radiological outcome of medial patellofemoral ligament reconstruction with a semitendinosus autograft for patella instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2005;13(7):516-21.
72. Sillanpää PJ, Mäenpää HM, Mattila VM, Visuri T, Pihlajamäki H. A mini-invasive adductor magnus tendon transfer technique for medial patellofemoral ligament reconstruction: a technical note. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2009;17(5):508-12.

73. Smith TO, Walker J, Russell N. Outcomes of medial patellofemoral ligament reconstruction for patellar instability: a systematic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007;15(11):1301-14.
74. Teitge RA, Torga-Spak R. Medial patellofemoral ligament reconstruction. *Orthopedics.* 2004;27(10):1037-40.
75. Thauinat M, Erasmus PJ. Recurrent patellar dislocation after medial patellofemoral ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthroscopy.* 2008;16(1):40-3.
76. Philpott R, Chouteau J, Wegrzyn J, Testa R, Fessy MH, Moyen B. Medial patellofemoral ligament anatomy: implications for its surgical reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2009;17(5):475-9.
77. Thauinat M, Erasmus PJ. Management of overtight medial patellofemoral ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthroscopy.* 2009;17(5):480-3.
78. Tateishi T, Tsuchiya M, Motosugi N, Asahina S, Ikeda H, Cho S, Muneta T. 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.

79. Cotta H. On the therapy of habitual patellar luxation. *Arch Orthop Unfallchir.* 1959;51:265-71.
80. Camanho GL, Viegas AC. Tratamento da luxação femoro-patelar aguda pelo reparo do ligamento femoro-patelar medial. *Acta ortop. bras.*, 2005;13(.3):109-111.
81. Nomura E, Inoue M. Hybrid medial patellofemoral ligament reconstruction using the semitendinous tendon for recurrent patellar dislocation: minimum 3 years' follow-up. *Arthroscopy.* 2006;22(7):787-93.
82. Camanho GL, Viegas AC., Bitar AC, Demange MK, Hernandez AJ. Estudo prospectivo e comparativo entre o tratamento conservador e o cirúrgico (reparo do ligamento femoropatelar medial) nas luxações agudas de patela. *Acta Ortop Bras.* 2006;14(1):30-34.
83. Noyes FR, Albright JC. Reconstruction of the medial patellofemoral ligament with autologous quadriceps tendon. *Arthroscopy.* 2006;22(8):904 e1-7.
84. Ricchetti ET, Mehta S, Sennett BJ, Huffman GR. Comparison of lateral release versus lateral release with medial soft-tissue realignment for the treatment of recurrent patellar instability: a systematic review. *Arthroscopy.* 2007;23(5):463-8.

85. Stefancin JJ, Parker RD. First-time traumatic patellar dislocation: a systematic review. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;(455):93-101.
86. Tom A, Fulkerson JP. Restoration of native medial patellofemoral ligament support after patella dislocation. *Sports Med Arthrosc.* 2007;15(2):68-71.
87. 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.
88. Schottle PB, Romero J, Schmeling A, Weiler A. Technical note: anatomical reconstruction of the medial patellofemoral ligament using a free gracilis autograft. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2008;128(5):479-84.
89. Colvin AC, West RV. Patellar instability. *J Bone Joint Surg Am.* 2008;90(12):2751-62.
90. Christiansen SE, Jacobsen BW, Lund B, Lind M. Reconstruction of the medial patellofemoral ligament with gracilis tendon autograft in transverse patellar drill holes. *Arthroscopy.* 2008;24(1):82-7.

91. Ronga M, Oliva F, Longo UG, Testa V, Capasso G, Maffulli N. Isolated medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar dislocation. *Am J Sports Med.* 2009;37(9):1735-42.
92. Markolf KL, Mensch JS, Amstutz HC. Stiffness and laxity of the knee--the contributions of the supporting structures. A quantitative in vitro study. *J Bone Joint Surg Am.* 1976;58(5):583-94.
93. Beynonn BD, Amis AA. In vitro testing protocols for the cruciate ligaments and ligament reconstructions. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1998;6 Suppl 1:S70-6.
94. Krackow KA, Thomas SC, Jones LC. A new stitch for ligament-tendon fixation. Brief note. *J Bone Joint Surg Am.* 1986;68(5):764-6.
95. 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.
96. Neter J, Kutner MH, Nachtsheim CJ, Wasserman W, editors. *Applied Linear Statistical Models.* 4 ed. Chicago: Irwin; 1996.

97. Kirkwood BR, Sterne JAC. *Essentials of Medical Statistics*. 2nd Ed. London: Blackwell Science Ltd; 2006.
98. Ostermeier S, Holst M, Hurschler C, Windhagen H, Stukenborg-Colsman C. Dynamic measurement of patellofemoral kinematics and contact pressure after lateral retinacular release: an in vitro study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2007;15(5):547-54.
99. Ostermeier S, Stukenborg-Colsman C, Wirth CJ, Bohnsack M. Reconstruction of the medial patellofemoral ligament by tunnel transfer of the semitendinosus tendon. *Oper Orthop Traumatol*. 2007;19(5-6):489-501.
100. 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.
101. Nomura E, Inoue M, Osada N. Anatomical analysis of the medial patellofemoral ligament of the knee, especially the femoral attachment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2005;13(7):510-5.
102. Steensen RN, Dopirak RM, Maurus PB. Minimally invasive "crescentic" imbrication of the medial patellofemoral ligament for chronic patellar subluxation. *Arthroscopy*. 2005;21(3):371-5.

103. Tanner SM, Garth WP Jr., Soileau R, Lemons JE. A modified test for patellar instability: the biomechanical basis. *Clin J Sport Med.* 2003;13(6):327-38.

104. Amis AA. Current concepts on anatomy and biomechanics of patellar stability. *Sports Med Arthrosc.* 2007;15(2):48-56.