

Luiz Felipe Morlin Ambra

**INFLUÊNCIA DA TÉCNICA CIRÚRGICA DE
RECONSTRUÇÃO DOS ESTABILIZADORES
ESTÁTICOS MEDIAIS DA PATELA NA
PRESSÃO DE CONTATO E ESTABILIDADE
PATELOFEMORAL: ESTUDO BIOMECÂNICO.**

**Tese apresentada à Universidade Federal de São Paulo, para obtenção do
título de Doutor em Ciências.**

São Paulo

2017

Ambra, Luiz Felipe

Influência da técnica cirúrgica de reconstrução dos estabilizadores estáticos mediais da patela no mecanismo de contato e estabilidade patelofemoral: estudo biomecânico. / Luiz Felipe Morlin Ambra--São Paulo, 2017.

Páginas de pré texto XVI.

Total de páginas 118p.

Tese (doutorado) – Universidade Federal de São Paulo. Programa de Pós-graduação em Cirurgia Translacional.

Biomechanical effects of MPTL reconstruction – a comparison with two techniques for MPFL reconstruction.

Palavras-chave: 1. Joelho 2. Articulação patelofemoral 3. Luxação patelar 4. Cadáver.

Luiz Felipe Morlin Ambra

**INFLUÊNCIA DA TÉCNICA CIRÚRGICA DE
RECONSTRUÇÃO DOS ESTABILIZADORES
ESTÁTICOS MEDIAIS DA PATELA NO
MECANISMO DE CONTATO E ESTABILIDADE
PATELOFEMORAL: ESTUDO BIOMECÂNICO.**

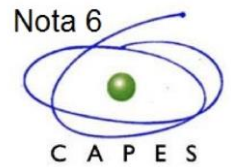
Orientador: Prof. Dr. Flávio Faloppa

Orientador no Exterior: Prof. Dr. Andreas H. Gomoll

Coorientador: Prof. Carlos Eduardo da Silveira Franciozi



**PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM
CIRURGIA TRANSLACIONAL**



COORDENAÇÃO: Prof. Dr. Miguel Sabino Neto

ORIENTADOR: Prof. Dr. Flávio Faloppa

ORIENTADOR NO EXTERIOR: Prof. Dr. Andreas H. Gomoll

COORIENTADORES: Prof. Carlos Eduardo da Silveira Franciozi

2017

DEDICATÓRIA

Aos meus pais José Roberto e Ana Maria, pelo esforço e dedicação realizados durante todos estes anos para garantir a melhor educação possível aos seus filhos. Pelo apoio e incentivo pela busca dos meus objetivos. Por me ensinarem a seguir o caminho da ética e integridade, não importando as dificuldades.

Aos meus irmãos João e Quito pelo suporte incondicional. Pela admiração mútua e cumplicidade na vida pessoal e profissional.

A minha esposa Paula por estar sempre ao meu lado durante esta caminhada. Pela cumplicidade em cada etapa da construção deste trabalho. Pelo amor e companheirismo que me fortalecem na busca dos meus objetivos.

Aos meus sogros Ernesto e Eliza pelo apoio, confiança e carinho. Ao meu cunhado André pelo incentivo com seu otimismo contagiante.

Ao meu afilhado Duda e minha sobrinha Isabela por serem essas crianças fantásticas, que com um carinho inocente nos enchem de felicidade nos pequenos gestos.

AGRADECIMENTOS

Ao orientador Prof. Dr. Flávio Faloppa, Professor Titular do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Escola Paulista de Medicina da Universidade Federal de São Paulo (DOT/EPM-UNIFESP), pelo suporte, não só para a realização desta tese, mas também na carreira profissional.

Ao coorientador Prof. Carlos Eduardo da Silveira Franciozi, Professor Afiliado e Chefe da Preceptoria do Programa de Residência Médica em Ortopedia e Traumatologia do DOT/EPM-UNIFESP, pelo apoio e incentivo desde o início da Residência Médica.

Ao Prof. Andreas H. Gomoll, Professor Associado do Departamento de Cirurgia Ortopédica da Universidade de Harvard (EUA), pela parceria e suporte que viabilizou a realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Arnaldo Hernandez, Professor Associado do Instituto de Ortopedia e Traumatologia (IOT) da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (FMUSP) e Chefe do Grupo de Medicina do Esporte do IOT-FMUSP, pelos ensinamentos na vida profissional e pessoal. Por ser um exemplo a ser seguido na vida acadêmica e assistencial.

Aos colegas e amigos do grupo do Joelho Prof. Luiz Aurélio Mestriner, Prof. Mario Carneiro Filho, Prof. Marcus Vinicius Luzo, Dr. Antônio Altenor Bessa de Queiroz, Dr. Marcelo Seiji Kubota, Dr. Antônio Maseo de Castro, Dr. Fabio Pacheco Ferreira, Dr. Geraldo Granata, Dr. Antônio Milani, Dr. Marcelo Petrili, Dr. Edgar dos Santos Pereira Jr, Dr. Leonardo Albertoni, Dr. Ozório de Almeida Lima, Dr. João Paulo Moura e

Dr. Pedro Debieux Vargas Silva pelos ensinamentos desde o início da especialidade e privilégio de fazer parte deste grupo.

Aos amigos, Dr. Guilherme Gracitelli e Dr Fernando Cury Resende, pela parceria profissional e acadêmica desde a Residência Médica, até os dias de hoje.

A amiga Amy Phan pelo auxílio imprescindível neste estudo e companheirismo durante meu estágio do doutorado no exterior.

A amiga Dra. Laura de Girolamo pelos ensinamentos e colaborações em diversos estudos durante o estágio do doutorado no exterior.

A Sra. Roseli N.P. Paschoa pelo incentivo e suporte fundamental na pós graduação.

A Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - CAPES pelo suporte financeiro que possibilitou o estágio no exterior.

A Fundação Lemann pelo apoio durante o estágio no exterior.

“O sucesso nasce do querer, da determinação e persistência em se chegar a um objetivo. Mesmo não atingindo o alvo, quem busca e vence obstáculos, no mínimo fará coisas admiráveis.”

Sumário

DEDICATÓRIA	V
AGRADECIMENTOS	VI
LISTAS	X
RESUMO	XIV
<i>ABSTRACT</i>	XVI
1. INTRODUÇÃO	1
2. OBJETIVO	5
3. LITERATURA	9
4. MÉTODOS	29
5. RESULTADOS	61
6. DISCUSSÃO	67
7. CONCLUSÕES	79
8. REFERÊNCIAS	79
NORMAS ADOTADAS	90
APÊNDICES	92
ANEXOS	96

LISTAS

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1:** Joelho após dissecação e osteotomia33
- Figura 2:** Joelho preparado para teste.....34
- Figura 3:** Posicionamento do cabo para tração lateral da patela.....35
- Figura 4:** Joelho após lesão dos estabilizadores mediais estáticos.....37
- Figura 5:** Joelho após reconstrução do LPFM com *tendão músculo do grácil*.....40
- Figura 6:** Joelho após reconstrução do LPFM com *tendão músculo do quadríceps*.....43
- Figura 7:** Joelho após reconstrução do LPTM com *ligamento patelar*.....46

Figura	8:	Sistema
<i>Tekscan</i>		48
Figura 9:	Posicionamento do joelho no aparato de teste.....	49
Figura	10:	Sensor
<i>Tekscan</i>		51
Figura 11:	Representação gráfica da pressão de contato patelofemoral.....	53
Figura	12:	<i>MicroScribe</i>
<i>G2</i>		54
Figura 13:	Aferição da posição da patela utilizando <i>Microscribe G2</i>	56
Figura 14:	Gráfico da pressão média de contato na articulação patelofemoral.....	63
Figura 15:	Gráfico da pressão média de contato na articulação patelofemoral lateral.....	64

Figura 16: Gráfico da pressão média de contato na articulação patelofemoral

medial.....65

Figura 17: Gráfico dos resultados de lateralização da patela em 30 graus de

flexão.....66

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS, ACRÔNIMOS E SÍMBOLOS

°	Graus
®	Marca Registrada
%	Por cento
cm	Centímetros
BWH	<i>Brigham Women's Hospital</i>
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
DOT	Departamento de Ortopedia e Traumatologia

EPM	Escola Paulista de Medicina
et al.	E outros
EUA	Estados Unidos da América
FMUSP	Faculdade de Medicina de Universidade de São Paulo
IKDC	<i>International Knee Documentation Committee</i>
IMC	Índice de massa corpórea
Inc	<i>Incorporation</i> (corporação)
IOT	Instituto de Ortopedia e Traumatologia
LCM	Ligamento colateral medial
LPFM	Ligamento patelofemoral medial
LPMM	Ligamento patelomeniscal medial
LPTM	Ligamento patelotibial medial
Kg/cm ²	Quilogramas por centímetro quadrado
kg	Quilogramas
MA	Massachusetts
mm	Milímetros
MPa	Megapascal (unidade de pressão [SI])
N	Newtons
RM	Ressonância magnética
TA-GT	Distância entre Tuberosidade Anterior da tíbia e a Garganta da Tróclea
UNIFESP	Universidade Federal de São Paulo

VMO Músculo vasto médio oblíquo

RESUMO

Introdução: Diversos procedimentos cirúrgicos já foram descritos para correção da instabilidade patelar crônica. Embora estudos clínicos tenham demonstrado bons resultados a curto prazo, o efeito da técnica cirúrgica sobre a biomecânica patelofemoral precisa ser melhor investigada.

Objetivos: Avaliar a influência da técnica de reconstrução dos estabilizadores mediais estáticos da patela na pressão de contato patelofemoral, assim como na translação lateral da patela. **Métodos:** Oito joelhos de cadáveres foram avaliados em cinco condições: nativo, lesão dos restritores mediais estáticos da patela, reconstrução anatômica do ligamento patelofemoral medial usando autoenxerto do *tendão do músculo grácil*

“LPFM-G”, reconstrução do ligamento patelofemoral medial utilizando a transferência do *tendão do músculo quadríceps* “LPFM-QD” e reconstrução do ligamento patelotibial medial com transferência do *ligamento patelar* “LPTM”. A pressão de contato patelofemoral foi avaliada em 30, 60 e 90 graus de flexão do joelho. A translação lateral patelar foi avaliada em 30 graus de flexão em todas as condições experimentais. **Resultado:** Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre as médias das pressões de contato patelofemoral nas cinco condições analisadas ($p>0,05$). Em relação à translação lateral da patela, a reconstrução do LPTM não conseguiu restaurar a estabilidade patelar (lateralização média da patela [mm]: nativo: 9,48, lesão: 22,05, LPFM-G: 8,1, LPFM-QD: 11,32, LPTM: 23,44), ($p<0,001$). **Conclusões:** As técnicas cirúrgicas “LPFM-G” e “LPFM-QD” foram efetivas para restaurar a estabilidade medial patelar sem afetar as pressões de contato patelofemoral. Em contrapartida, a reconstrução do LPTM utilizando o *ligamento patelar* não foi capaz de restaurar a estabilidade patelar em 30 graus de flexão, embora não tenha alterado a pressão de contato patelofemoral.

ABSTRACT

Introduction: Several procedures have been described to treat chronic patellar instability. We evaluated restoration of patellar stability and changes in patellofemoral contact pressures. **Objectives:** To evaluate the effect of the reconstruction of the medial static restraint of the patella regarding the patellar stability and changes in patellofemoral contact pressures. **Methods:** Eight human cadaveric knees were evaluated in five different conditions: native, medial static patellar restraint lesion, medial patellofemoral ligament reconstruction with gracilis tendon free autograft “MPFL-G”, medial patellofemoral ligament reconstruction using quadriceps tendon transference “MPFL-QD”, medial patellotibial ligament

reconstruction using patellar tendon transference “MPTL”. Contact pressures were measured at 30, 60 and 90 degrees of flexion. Patellar lateral displacement was evaluated with the knee positioned at 30 degrees. The same protocol was used for all conditions. **Results:** No statistical difference was found for mean contact pressures among all techniques. However, while both techniques of MPFL reconstruction were able to restore the medial restraint, MPTL failed to restore patellar lateralization to the native condition (Mean lateralization of the patella [mm]: NATIVE: 9.48; lesion: 22.05; MPFL-G: 8.1; MPFL-QD: 11.32; MPTL-PT: 23.44) ($p < .001$). **Conclusion:** Both “MPFL-G” and “MPFL-QD” are effective in restoring medial patellofemoral stability without affecting patellofemoral contact pressures. Although the MPTL did not increase contact pressures, it failed to restore patellar stability at 30 degrees of flexion.

1. INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

A instabilidade patelofemoral (PF) é uma das afecções mais comuns que acometem o joelho. A luxação aguda da patela é responsável por dois a 3% de todas as lesões no joelho, sendo a segunda causa de hemartrose traumática no joelho (Stefancin, Parker 2007). Na população em geral, a incidência de luxação aguda da patela é de 5,8/100.000 habitantes, subindo para 29/100.000 habitantes quando considerada apenas a faixa etária entre 10 e 17 anos de idade (Hawkins et al. 1986; Fithian et al. 2004).

A luxação patelofemoral é um fenômeno mecânico no qual a patela perde o contato com a tróclea femoral, deslocando-se lateralmente. O primeiro episódio, normalmente, ocorre devido a trauma de alta energia, seguido por edema e efusão no joelho acometido. Inicialmente, no primeiro evento, o tratamento não cirúrgico é usualmente recomendado (Weber et al. 2016).

Após o primeiro episódio de luxação, apesar do tratamento conservador adequado, alguns pacientes evoluem com instabilidade patelar recorrente, apresentando novos episódios de luxação até mesmo em atividades de baixa demanda. Estudos demonstram que pacientes tratados não cirurgicamente apresentam taxa de recorrência entre 15% e 71%, após o primeiro episódio, e mais de 50%, após o segundo episódio (Macnab 1952; Fithian et al. 2004; Camanho et al. 2009; Mäenpää et al. 2009). Baseado nestes dados, após o segundo episódio o tratamento cirúrgico é recomendado (Weber et al. 2016).

A causa da luxação lateral recorrente da patela é multifatorial. A estabilidade patelar é influenciada pelo alinhamento do membro,

morfologia da tróclea e da patela, bem como integridade dos restritores mediais da patela. Alterações desses fatores, como displasia da tróclea, patela alta, aumento do ângulo Q, *genu* valgo, anteversão femoral aumentada levam ao mal alinhamento do mecanismo extensor e incongruência patelofemoral e são, conhecidamente, fatores de risco para luxação patelofemoral (Dejour et al. 1994; Fithian 2004; Panni et al. 2011; Arendt et al. 2016; Askenberger et al. 2017). O reconhecimento desses fatores como causadores desta afecção, e posterior correção no plano de tratamento, é essencial para o sucesso do procedimento.

Os estabilizadores mediais estáticos da patela são o retináculo medial, o ligamento patelofemoral medial (LPFM), o ligamento patelotibial medial (LPTM) e o ligamento patelomeniscal medial (LPMM). O LPFM, principal estabilizador estático contra o deslocamento lateral da patela, atua principalmente em extensão. É o responsável por 53-72% da força de restrição à lateralização da patela entre extensão completa e 30 graus de flexão (Conlan et al. 1993; Desio et al. 1998; Hautamaa et al. 1998; Sandmeier et al. 2000; Panagiotopoulos et al. 2005; Favaro et al. 2011; Philippot et al. 2012). O LPTM e o LPMM são considerados os restritores secundários à lateralização da patela, sendo mais requisitados a partir dos 60 graus de flexão (Philippot et al. 2012). Em conjunto, o LPTM e o LPMM são responsáveis por 26% da força de restrição, contra à lateralização da patela em extensão total e 46% em flexão de 90 graus (Philippot et al. 2012).

Considerada lesão essencial na instabilidade patelar, a rotura do LPFM está presente entre 96 e 100% dos pacientes que sofreram luxação traumática da patela (Sallay et al. 1996; Nomura et al. 2002). Frequentemente, após um episódio de luxação patelar, os restritores

mediais da patela se tornam insuficientes devido à frouxidão dos tecidos moles e, conseqüentemente, perda da restrição à translação lateral da patela. Em vista disso, a restauração da competência dos estabilizadores estáticos mediais da patela é considerada um dos pilares do tratamento da instabilidade patelofemoral.

A reconstrução do LPFM é o procedimento mais realizado atualmente no tratamento da instabilidade patelar (Kyung, Kim 2015). Descrito, primeiramente por Ellera Gomes (1992), a reconstrução do LPFM ganhou popularidade e diversas técnicas foram descritas. Uma revisão sistemática avaliando a reconstrução do LPFM no tratamento da instabilidade patelar, demonstrou que, independente da técnica utilizada, a reconstrução do LPFM levou à melhora da função do joelho com baixo índice de recorrência (Song et al. 2016). No entanto, o autor destaca como importantes limitações do estudo, a falta de padronização da técnica e o curto tempo de seguimento.

Na cirurgia de reconstrução do LPFM, o correto posicionamento do enxerto é essencial para restaurar a função e cinemática do ligamento nativo (Steensen et al. 2004; Nomura et al. 2005; Gobbi et al. 2016a). O mau posicionamento do enxerto pode levar a recorrência da instabilidade, luxação medial da patela iatrogênica, aumento da pressão de contato na articulação PF e restrição de arco de movimento (Elias, Cosgarea 2006; Bollier et al. 2011). Nos últimos anos, diversos estudos dedicaram-se à avaliação da anatomia e biomecânica do LPFM e, conseqüentemente, a influência desses fatores na técnica cirúrgica.

Em relação a cinemática, o LPFM é isométrico entre 0 e 40 graus de flexão (Smirk, Morris 2003). Ainda, a amplitude do arco de movimento em que o ligamento está mais tenso é entre zero e 60 graus de flexão, tornando-

se mais frouxo em graus maiores de flexão (Higuchi et al. 2010; Oka et al. 2014). Baseado nestes dados, atualmente, recomenda-se a fixação do enxerto entre zero e 30 graus de flexão, a faixa onde o ligamento é mais isométrico e apresenta maior tensão (Thaunat, Erasmus 2009).

Adicionalmente, estudos que avaliaram a biomecânica da reconstrução do LPFM demonstraram que o posicionamento não anatômico do enxerto no fêmur, resulta em significativa perda da isometria do ligamento, levando ao aumento da tensão no enxerto durante a flexão (Smirk, Morris 2003; Stephen et al. 2012; Gobbi et al. 2016b). Similarmente, um estudo que avaliou a pressão na articulação PF após a reconstrução LPFM demonstrou que tensão no enxerto maior que 2N, e posicionamento da inserção femoral não anatômico causam significativo aumento da pressão de contato na articulação PF (Stephen et al. 2014). Estes estudos possibilitaram o melhor entendimento da função e mecanismo do LPFM e, são de grande valia, para o aperfeiçoamento da técnica cirúrgica.

Em 1922, Galeazzi descreveu a tenodese do *tendão do músculo semitendíneo* para o tratamento da instabilidade patelar em crianças, reconhecida como a primeira representação da reconstrução do LPTM. Desde então, modificações desta técnica foram descritas, variando o tipo e posicionamento do enxerto, assim como a associação com a reconstrução com LPFM (Rillmann et al. 1998; Ebied, El-Kholy 2011; Giordano et al. 2011; Grannatt et al. 2012; Sobhy et al. 2012; Zaffagnini et al. 2013).

Podemos classificar a reconstrução do LPTM em dois grupos, anatômicas e não anatômicas. Na técnica descrita por Galeazzi (1922), a extremidade distal do *tendão do músculo semitendíneo* é mantida inserida na tíbia, enquanto a extremidade proximal é transferida para a borda ínfero

medial da patela. A inserção anatômica do LPTM é descrita entre 10 e 20 milímetros (mm) distal ao platô tibial e 15 e 20 mm medial ao *ligamento patelar* (Hinckel et al. 2017b), enquanto a inserção do *tendão do músculo semitendíneo* esta localizada a cerca de 40 mm distal ao platô tibial e 6 mm medial ao *ligamento patelar* (Grassi et al. 2013). Assim, variações desta técnica, que mantém a inserção nativa do *tendão do músculo semitendíneo*, podem ser consideradas não anatômicas (Galeazzi 1922; Ebied, El-Kholy 2011; Giordano et al. 2011; Aulisa et al. 2012; Grannatt et al. 2012; Sobhy et al. 2012). Por outro lado, as técnicas baseadas na transferência do terço medial do *ligamento patelar*, medialmente, como descrita por Rillmann et al. (1998), Zaffagnini et al. (2013) e Hinckel et al. (2016) posiciona o enxerto na área de inserção do ligamento nativo, podendo ser consideradas técnicas anatômicas. Adicionalmente, alguns autores descrevem a reconstrução do LPTM em associação com a reconstrução do LPFM (Ebied, El-Kholy 2011; Giordano et al. 2011; Sobhy et al. 2012; Hinckel et al. 2016), enquanto outros recomendam a reconstrução do LPTM isolada (Rillmann et al. 1998; Grannatt et al. 2012; Zaffagnini et al. 2013). No entanto, falta na literatura evidência em relação a melhor técnica a ser utilizada.

Clinicamente, algumas séries de casos, com luxação recorrente da patela, tratados com reconstrução do LPTM com acompanhamento de médio prazo, tem demonstrado resultados satisfatórios com melhora dos escores funcionais e baixa taxa de recidiva (Rillmann et al. 1998; Ebied, El-Kholy 2011; Aulisa et al. 2012; Sobhy et al. 2012; Zaffagnini et al. 2013). Entretanto, contrastando com estes resultados, numa série de casos com 28 pacientes com luxação recorrente da patela tratados com a reconstrução do LPTM isolada (técnica de Galeazzi modificada), 87% dos pacientes

apresentaram recidiva da luxação (Grannatt et al. 2012). Estes resultados conflitantes destacam a necessidade do aprofundamento do estudo da reconstrução do LPTM.

Recentemente, estudos anatômicos e biomecânicos proporcionaram maior entendimento da importância do LPTM na mecânica da articulação patelofemoral (Kaleka et al. 2016; Hinckel et al. 2017a). No entanto, até o presente momento, nenhum estudo avaliou a biomecânica da reconstrução do LPTM.

Neste contexto, este estudo foi desenvolvido para avaliar três técnicas de reconstrução dos restritores mediais estáticos da patela. A primeira técnica selecionada para este estudo foi a reconstrução do LPTM, utilizando como enxerto o *tendão do músculo grácil*. Esta técnica já foi avaliada, previamente, em estudos semelhantes, podendo ser considerada referência na reconstrução do LPTM. Adicionalmente, a reconstrução do LPTM com transferência do *tendão do músculo quadríceps* foi selecionada, pois é uma reconstrução não anatômica largamente utilizada em nosso meio. Finalmente, a reconstrução do LPTM foi incluída neste estudo pelo recente destaque na literatura, associada à escassez de informações referentes à biomecânica da reconstrução do LPTM. Neste estudo, foi utilizada a técnica anatômica para reconstrução do LPTM, por entender que, assim como o LPTM, o posicionamento anatômico do ligamento é essencial para restauração da biomecânica PF.

Diante disso, este estudo busca avaliar a influência da técnica cirúrgica na pressão de contato patelofemoral, visando principalmente esclarecer e comparar a recente técnica do LPTM anatômico, ainda não estudado, com as já consagradas técnicas de reconstrução do LPTM utilizando o *tendão do músculo grácil* e do *músculo quadríceps*.

2. OBJETIVO

- 1- Avaliação biomecânica de técnicas cirúrgicas utilizadas para reconstrução dos estabilizadores estáticos mediais da patela, na pressão de contato patelofemoral em 30, 60 e 90 graus de flexão;
- 2- Avaliar o efeito das reconstruções dos estabilizadores estáticos mediais da patela na translação lateral da mesma em 30 graus de flexão.

3. LITERATURA

3. LITERATURA

Galeazzi (1922) descreveu a tenodese do *tendão do músculo semitendíneo* para o polo inferior da patela para o tratamento da luxação lateral da patela em crianças. Esta é considerada a primeira representação da reconstrução do LPTM.

Kaplan (1957) descreveu sobre os estabilizadores do joelho, expondo três reforços na região anteromedial do joelho. O retináculo vertical, um reforço transversal da patela em direção ao menisco, e outro da patela em direção ao *tendão da cabeça medial do músculo gastrocnêmio*. Considera-se este último reforço, a primeira referência na literatura ao LPFM.

Baker et al. (1972) publicaram os resultados da tenodese do *tendão do músculo semitendíneo* realizada em 58 crianças com seguimento médio de cinco anos. Oitenta e um por cento dos casos apresentaram resultados bons ou excelentes. Apenas dois casos apresentaram recorrência da luxação.

Warren, Marshal (1979) descreveram a anatomia do compartimento medial do joelho. Neste estudo clássico, foram dissecados 134 joelhos de

cadáver fresco. Os autores detalharam a anatomia das partes moles da região medial do joelho, dividindo as estruturas em três camadas. Este estudo é o primeiro a descrever e nomear de forma consistente o LPFM e sua localização na segunda camada, com origem na patela e inserção no *epicôndilo medial*.

Hall et al. (1979) avaliaram o resultado da tenodese do *tendão do músculo semitendíneo* para o tratamento da luxação recorrente da patela em crianças. Foram incluídos neste estudo 17 pacientes (22 joelhos) com acompanhamento médio de 43 meses. Trinta e oito por cento apresentaram resultados ruins ou péssimos, principalmente devido a dor.

Terry (1989) descreveu sobre a anatomia e biomecânica do mecanismo extensor, este estudo relata o LPTM como condensação oblíqua do *retináculo medial da patela* que se origina na porção inferior e medial da patela e se insere na porção anteromedial da tíbia, 1,5 centímetros (cm) distal à linha articular.

Ellera Gomes (1992) apresentou os resultados da reconstrução do LPFM em 30 pacientes com luxação recidivante da patela. Neste estudo, foi utilizado uma fita de poliéster como enxerto posicionado na porção central da patela e no *epicôndilo medial*. Oitenta e três por cento dos pacientes apresentaram melhora clínica significativa com média de

seguimento de 39 meses. Este estudo foi a primeira descrição da reconstrução do LPFM.

Conlan et al. (1993) avaliaram a biomecânica dos restritores mediais estáticos da patela contra a translação lateral em 25 joelhos de cadáveres. Este estudo analisou a contribuição de cada ligamento na restrição à lateralização da patela através do corte sequencial do LPFM, retináculo medial, LPTM e LPMM. Em média, estes foram responsáveis por 53, 11, 5 e 22 por cento (%), respectivamente. Este foi o primeiro estudo a identificar o LPFM como o restritor primário à lateralização da patela.

Sallay et al. (1996) investigaram as características anatômicas após a luxação da patela por meio de radiografia, ressonância magnética (RM) e exploração cirúrgica. A avaliação por RM demonstrou lesão do LPFM em 91% (21/23) dos joelhos avaliados. Durante a exploração cirúrgica foi encontrado lesão do LPFM em 94% (15/16) dos joelhos.

Desio et al. (1998) em um estudo biomecânico utilizando nove joelhos de cadáveres, quantificaram a força de restrição dos estabilizadores estáticos mediais à lateralização da patela. Os joelhos foram posicionados em 20 graus de flexão e foi aplicada 200 Newtons (N) de força lateralmente à patela. O LPFM foi o principal restritor à lateralização patelar, responsável por 60% de força. O LPMM e o retináculo lateral foram responsáveis por 13 e 10%, respectivamente. Neste estudo, os autores ressaltam que o LPTM não apresentou restrição significativa à translação

patelar.

Hautamaa et al. (1998) avaliaram a translação da patela com lesão dos restritores mediais da patela e após o reparo dos mesmos. Os joelhos foram posicionados em 30 graus de flexão, com tração do *tendão do músculo quadríceps* de 9N de força. A translação lateral e medial da patela foi analisada aplicando uma força de 22N medial ou lateral. Os autores demonstraram que a lesão do LPFM aumentou a excursão lateral da patela em 50% e o reparo reconstituía a estabilidade patelar.

Farahmand et al. (1998) investigaram a força necessária para deslocar a patela lateralmente em cinco milímetros, no arco de movimento entre zero e 90 graus de flexão do joelho. Neste estudo a força necessária para a translação lateral da patela foi relativamente constante entre zero e 60 graus. De 60 a 90 graus de flexão, houve um aumento significativo desta força.

Rillmann et al. (1998) publicaram os resultados de uma série de casos de pacientes submetidos à transferência da porção medial do *ligamento patelar* para a borda medial da tíbia, representando o LPTM, para o tratamento da luxação recorrente da patela. Foram incluídos no estudo 36 pacientes com acompanhamento médio de 62,8 meses. Nenhum paciente apresentou recorrência da luxação, e 98% dos pacientes

apresentaram resultados bons ou excelentes.

Powers et al. (1998) avaliaram a pressão de contato patelofemoral e a excursão patelar em duas condições diferentes de tração do mecanismo extensor. Foram comparadas a tração axial única, paralela a diáfise femoral representando o músculo reto femoral e o músculo vasto intermédio, com a tração em múltiplos planos, representando cada feixe do *músculo quadríceps* na respectiva força e direção. Neste estudo a pressão de contato patelofemoral foi superestimada em zero e 90 graus de flexão, com a tração axial única em relação a tração múltipla.

Letts et al. (1999) apresentaram os resultados da tenodese do *tendão do músculo semitendíneo* para a porção ínfero medial da patela. Foram incluídas no estudo 22 crianças (26 joelhos) com acompanhamento médio de 38 meses. Ao final do acompanhamento 88% dos pacientes apresentavam-se assintomáticos. Dois pacientes apresentaram recorrência da luxação e um apresentou dor persistente.

Sandmeier et al. (2000) avaliaram a cinemática da patela na presença da lesão dos restritores estáticos da patela e após a reconstrução do LPFM. A excursão patelar foi avaliada sem força de lateralização e com 22N de

força de lateralização. Os autores demonstraram que sob força de lateralização a excursão patelar alterava significativamente na ausência dos restritores mediais, e era reestabelecida pela reconstrução do LPFM. Sem a força de lateralização à excursão patelar, a cinemática patelar não foi alterada.

Smirk, Morris (2003) correlacionaram o posicionamento do enxerto na reconstrução do LPFM em relação a cinemática patelofemoral de zero a 120 graus de flexão. Foram avaliados três pontos de fixação patelar e sete pontos de fixação femoral, em 25 joelhos. Os autores concluíram que o LPFM não é isométrico durante todo o arco de movimento do joelho. Na amplitude entre zero e 40 graus foi quando o LPFM demonstrou ser mais isométrico e apresentou maior comprimento. Em maiores graus de flexão houve diminuição do comprimento do enxerto. Em relação ao posicionamento do enxerto, os autores concluíram que a região central ou terço superior da patela foram os mais satisfatórios. Em relação ao fêmur, o posicionamento anatômico (5mm posterior e 10mm distal ao *tubérculo adutor*) demonstrou ser o mais isométrico.

Ellera Gomes et al. (2004) novamente descrevem uma técnica de reconstrução do LPFM, agora utilizando autoenxerto de *tendão do músculo semitendíneo*. Nesta técnica o enxerto foi fixado no centro da patela num túnel transversal na região central e na inserção do *adutor magno* no fêmur. Foram tratados 16 pacientes com luxação recidivante da patela, apenas um paciente apresentou sintomas de apreensão.

Mountney et al. (2005) avaliaram a força de resistência do LPFM e dos principais métodos de fixação utilizados na cirurgia para reconstrução do ligamento patelofemoral medial. O LPFM apresentou força de resistência média de 208N. A força de resistência apresentada pelos métodos de fixação foram: suturas isoladas 37N, âncora com sutura 124N, parafuso de interferência em túnel ósseo cego 126N e parafuso de interferência em túnel ósseo, atravessando o fêmur até a cortical lateral, 195N.

Nomura et al. (2005) em um estudo anatômico com 20 joelhos, descreveram a morfologia e inserção do LPFM. Em média, o LPFM apresentou comprimento de 58,8mm, largura de 12mm e espessura de 0,44mm. O centro da inserção patelar foi localizado a 27% do polo superior e a inserção femoral 9,5mm proximal e 5mm posterior ao centro do *epicôndilo medial*. O centro da inserção femoral foi localizado com 61% do comprimento anteroposterior do côndilo femoral medial.

Panagiotopoulos et al (2006) investigaram a função biomecânica dos estabilizadores estáticos da patela, em oito joelhos de cadáveres. Neste estudo, o LPFM foi responsável por 50% dessa estabilidade, o LPMM 24%, o LPTM 13% e o retináculo medial 13%. Os autores discutem a importância dinâmica do *músculo vasto medial oblíquo* (VMO). Anatomicamente, os autores descrevem a fusão das fibras do LPFM com

fibras do VMO, e que a contração desse músculo pode gerar encurtamento do LPFM, tracionando a patela contra a porção medial da tróclea, mantendo-a reduzida entre 20 e 30 graus iniciais de flexão. Assim, consideram que a dinamização do LPFM pelo VMO aumenta, ainda mais, a importância deste ligamento como estabilizador da patela. Concluem, sugerindo que na cirurgia de reconstrução do LPFM, essa conexão com o VMO, deve ser restaurada cirurgicamente.

Beck et al. (2007) em um estudo biomecânico, compararam a pressão de contato patelofemoral na condição nativa, com a lesão do LPFM e após a reconstrução do LPFM, utilizando três níveis de tensionamento do enxerto 2N, 10N e 30N. O sistema *Teckscan* (*Tekscan Inc, Boston, MA*) foi utilizado para mensurar a pressão de contato na articulação PF. O estudo demonstrou que forças maiores que 2N aumentaram, excessivamente, a pressão de contato patelofemoral.

Ostermeier et al. (2007) compararam o efeito da técnica de fixação na reconstrução do LPFM com autoenxerto de tendão do *músculo semitendíneo* em oito joelhos na pressão de contato patelofemoral. Foram comparadas duas técnicas de fixação do enxerto, a fixação estática da extremidade proximal livre do tendão do *músculo semitendíneo* no *tubérculo adutor*, com a fixação dinâmica, mantendo a parte proximal do tendão fixa ao *músculo semitendíneo* e transferindo a extremidade distal livre do tendão para a borda medial da patela, passando profundamente à porção proximal do colateral medial, utilizando o *epicôndilo medial* como polia. Não houve diferença da pressão de contato patelofemoral entre as duas técnicas apresentadas.

Smith et al. (2007) publicaram a primeira revisão sistemática da reconstrução do LPFM para a instabilidade patelar. Foram incluídos oito estudos, totalizando 186 reconstruções. Os autores concluem que a reconstrução do LPFM apresenta resultados favoráveis. No entanto, os autores ressaltam limitações metodológicas apresentadas nos trabalhos, como estudos tipo série de casos, com amostra pequena, falta de controle para variáveis de confusão, ausência de dados sobre reabilitação e falta de padronização da técnica cirúrgica.

Gomes (2008) em um estudo clínico com 24 pacientes (12 pacientes em cada grupo), comparou uma técnica estática com enxerto de tendão *músculo adutor magno* autólogo e outra dinâmica com utilização da metade do *tendão do músculo semitendíneo* autólogo com passagem pelo túnel osteoperiosteal ao redor do tendão do adutor magno para reconstrução do LPFM, não foi encontrada diferença estatística entre os dois grupos.

Melegari et al. (2008) avaliaram a pressão de contato patelofemoral após a reconstrução do LPFM utilizando autoenxerto do *tendão do músculo quadríceps* em 11 joelhos de cadáveres. Foram comparadas duas posições de fixação do enxerto no fêmur, na região do *epicôndilo medial* e o *tubérculo adutor*. Neste estudo, o enxerto foi tensionado com um quilograma (kg) de força. Não foi encontrada diferença estatística da

pressão de contato femoral entre os dois pontos avaliados.

Hernandez et al. (2009) descreveram a reconstrução do LPFM utilizando autoenxerto do tendão do músculo quadríceps, associado ao avanço do músculo vasto médio oblíquo, em pacientes esqueleticamente imaturos, com luxação recidivante da patela.

Camanho et al. (2009) compararam o tratamento cirúrgico e conservador em 33 pacientes com luxação aguda da patela. Os pacientes tratados cirurgicamente apresentaram resultados significativamente melhores que o grupo tratado sem cirurgia. No grupo tratado conservadoramente, 50% apresentaram recidiva da lesão, enquanto no grupo tratado cirurgicamente, nenhum paciente apresentou novo episódio de luxação, no seguimento médio de 40,4 meses.

Higuchi et al. (2010) analisaram a variação do comprimento do LPFM *in vivo* utilizando exame de ressonância magnética. O comprimento médio do LPFM com o joelho posicionado em extensão completa foi de 52 ± 3 mm em homens e 43 ± 2 mm em mulheres. O comprimento do enxerto apresentou pequena variação entre zero e 60 graus de flexão. A partir de 60 graus de flexão, o comprimento do enxerto diminuiu. Os autores concluem que o LPFM apresenta maior contribuição à restrição lateral da patela nos primeiros 60 graus de flexão.

Ebied, El-Kholy (2011) apresentaram os resultados da reconstrução combinada do LPTM e do LPFM, utilizando o *tendão do músculo semitendíneo*. Nesta técnica, a extremidade distal do tendão foi mantida inserida na tíbia e a extremidade proximal transferida para o *epicôndilo medial*, passando de distal para proximal, por um túnel longitudinal na borda medial da patela. Foram incluídos no estudo 25 joelhos com luxação recorrente da patela. Dezenove joelhos apresentaram resultados excelentes, cinco bons e apenas um resultado razoável.

Howells et al. (2012) publicaram os resultados de 193 pacientes submetidos a reconstrução do LPFM, utilizando enxerto do *tendão do músculo semitendíneo* autólogo para tratamento da luxação recorrente da patela. O seguimento médio foi de 16 meses. Nenhum paciente apresentou recidiva da luxação durante o seguimento. Houve melhora significativa dos escores clínicos, entre o pré e pós-operatório.

Aulisa et al. (2012) analisaram o resultado da tenodese do *tendão do músculo semitendíneo* para a porção ínfero medial da patela. Foram incluídas no estudo 14 crianças com seguimento médio de 4,4 anos. Todos apresentaram resultados bons ou excelentes. Não houve recidiva em nenhum dos pacientes avaliados.

Philippot et al. (2012) avaliaram a cinemática patelar em nove joelhos de cadáver de zero a 90 graus de flexão. Foram testados, sequencialmente, a condição nativa, após secção da junção do vasto medial

oblíquo (VMO) com o LPFM, seguida da secção isolada do LPFM, e após, a secção conjunta do LPTM e do LPMM. O LPFM foi responsável por 50 a 60% da força de estabilização medial, durante os primeiros 30 graus de flexão. A contribuição do LPTM e LPMM, conjuntamente, à translação lateral aumentou de 26% em extensão, para 46% em 90 graus de flexão. Além disso, o LPTM e LPMM foram responsáveis por 28-72% da inclinação patelar e 32-92% da manutenção da rotação patelar normal de zero a 90 graus de flexão.

Stephen et al. (2012) investigaram a isometria do LPFM em oito joelhos de cadáveres. O ponto entre o *epicôndilo medial* e o *tubérculo adutor* foi o mais isométrico, e sendo coincidente com a origem anatômica do próprio LPFM foi o ponto mais recomendável para a reconstrução. Avaliando diferentes posições de fixação no fêmur e na patela, os autores demonstraram que erros de posicionamento na direção proximal-distal influenciaram mais a isometria do que erros na direção anterior-posterior. Ademais, a mudança no ponto de inserção patelar teve pouco efeito na isometria do LPFM.

Santos Netto et al. (2012) em nosso meio, estudaram a anatomia do LPFM utilizando imagem de ressonância magnética em 23 joelhos. O LPFM apresentou comprimento médio de 46,5mm e espessura média de 1,4mm. Em relação a espessura do LPFM foi encontrada uma correlação positiva com o comprimento anteroposterior do *côndilo lateral* e distância interepicondilar. Também foi encontrada uma correlação negativa com a idade dos pacientes.

Sobhy et al. (2012) avaliaram os resultados da reconstrução do LPFM associada à reconstrução do LPTM utilizando a transferência do tendão do *músculo semitendíneo*. Trinta e três pacientes com luxação recorrente da patela foram incluídos no estudo com seguimento médio de 32,2 meses. Nenhum paciente apresentou recorrência da luxação. Apenas um caso apresentou resultado não satisfatório.

Grannatt et al. (2012) analisaram, retrospectivamente, 34 pacientes submetidos a tenodese do *tendão do músculo semitendíneo* na porção inferomedial da patela. O seguimento médio foi de 70 meses. Oitenta e dois por cento dos pacientes apresentaram recidiva da luxação.

Shah et al. (2012) revisaram as complicações e falhas relacionadas a reconstrução do LPFM. Foram incluídos neste estudo 25 artigos, totalizando 629 joelhos, apresentando 164 complicações (26,1%). Avaliação pós-operatória demonstrou que 52 dos 629 joelhos apresentavam queixas de apreensão. Quatro pacientes apresentaram fratura da patela, em todos os casos foi realizado túnel ósseo na patela.

Stephen et al. (2013) demonstraram a influência da lesão do LPFM na cinemática patelofemoral. Neste estudo, foram avaliados a pressão de contato patelofemoral e a excursão patelar de zero a 115 graus de flexão. A lesão do LPFM gerou aumento da pressão de contato lateral e da inclinação

lateral da patela nos primeiros graus de flexão, assim como diminuiu a pressão medial na mesma amplitude de movimento.

Zaffagnini et al. (2013) apresentaram os resultados de 27 pacientes submetidos a reconstrução do LPTM isolada, utilizando a transferência da porção medial do *ligamento patelar* para o tratamento da luxação recorrente da patela. Oitenta e três por cento dos casos demonstram *International Knee Documentation Committee* (IKDC) objetivo normal ou quase normal. Nenhum paciente apresentou recidiva da luxação.

Placella et al. (2014) publicaram a primeira revisão sistemática sobre anatomia do LPFM. Foram inclusos 17 estudos entre 1980 e 2012, somando 312 joelhos de cadáveres. O LPFM foi encontrado em 99% das descrições, apresentando médias de comprimento de 56,9 mm e de largura de 17,8 mm. A inserção patelar foi descrita nos 2/3 proximais em 56,9% dos casos e, na sua metade proximal, em 41,2% dos casos. A inserção femoral foi descrita no *tubérculo adutor* em 29,6%, no *epicôndilo medial* em 17,8% e, em sítio diferente destes, em 44% das vezes. Relação íntima entre o LPFM e o retináculo medial é identificada em 46,6% das vezes, enquanto uma junção com o vasto medial oblíquo é descrita em 82,5% dos joelhos. Além disso, uma relação com fibras do *ligamento colateral medial* (LCM) é encontrada em 48,2%, dos casos. Os autores concluem que a anatomia do LPFM apresenta grande variação, mas que a presença do ligamento é um consenso.

Shalhoub, Maletsky (2014) compararam a cinemática patelofemoral em diferentes configurações de tração do *músculo quadríceps*. A tração dos quatro ventres do *músculo quadríceps*, separadamente, com a carga proporcional a área seccional de cada ventre e direção fisiológica, e a tração linear aplicada ao músculo reto femoral e músculo vasto intermédio, apresentam diferenças apenas no início da flexão, em torno de 15 graus de flexão e, acima de 90 graus de flexão. No restante do arco de movimento não foi encontrada diferença na cinemática PF, entre os dois métodos.

Stephen et al. (2014) investigaram a pressão de contato patelofemoral após a reconstrução do LPFM. Neste estudo, foram avaliadas três posições de fixação do enxerto no fêmur (posição anatômica, 5mm distais e 5mm proximais), e três forças de tensionamento do enxerto (2N, 10N e 30N). O enxerto posicionado, anatomicamente, e tensionado a 2N, restaurou a pressão de contato patelofemoral. Em contrapartida, o túnel posicionado, proximal ou distal, da localização anatômica, elevou a pressão de contato patelofemoral e aumentou a inclinação medial da patela.

Rood et al. (2015) avaliaram a pressão de contato patelofemoral na reconstrução do LPFM, utilizando fixação dinâmica (partes moles) e estática. A reconstrução com fixação estática, apresentou pressão de contato patelofemoral de três a cinco vezes maior do que a condição nativa entre 60 e 110 graus de flexão. A força de tensionamento do enxerto não foi controlada durante a fixação femoral, neste estudo.

Gobbi et al. (2016a) estudaram a cinemática patelar após a reconstrução do LPFM *in vivo*, utilizando tomografia computadorizada dinâmica. Foram avaliados dez pacientes com instabilidade recorrente da patela com seguimento mínimo de seis meses. Os pacientes apresentaram melhora significativa dos escores clínicos, em relação ao pré-operatório e, nenhum, apresentou recorrência da luxação. Entretanto, a reconstrução do LPFM não corrigiu o *tilt* e lateralização da patela nos pacientes avaliados.

Hinckel et al. (2016) descreveram a reconstrução do LPFM com *tendão do músculo quadríceps* associada à reconstrução do LPTM, com a transferência da porção medial do *ligamento patelar*.

Gobbi et al. (2016b) avaliaram a isometria do LPFM, em posições diferentes de fixação no fêmur e na patela, em dez joelhos de cadáveres. Foram combinados três pontos na patela e sete pontos no fêmur. A mensuração das distâncias entre os pontos foi realizada por fotometria, entre zero e 120 graus de flexão. O par de pontos mais isométricos foi o centro da patela e 5mm anterior ao *epicôndilo medial* no fêmur.

Lorbach et al. (2016) compararam a pressão patelofemoral na reconstrução do LPFM com a utilização de enxerto do *tendão do músculo*

grácil e da *fáscia lata*. Oito joelhos foram incluídos em cada grupo. A reconstrução do LPFM com o *tendão do músculo grácil* apresentou menor pressão de contato femoral em 45 graus de flexão, em comparação com a condição intacta. No grupo onde a *fáscia lata* foi utilizada como enxerto, foi observado uma redução da pressão de contato em 45, 60, 75 e 90 graus de flexão. Os autores concluem que, embora as duas opções sejam viáveis, para a reconstrução do LPFM, nenhuma das técnicas reestabeleceu completamente a biomecânica patelofemoral do joelho nativo.

Stephen et al. (2016) investigaram a influência do tipo de enxerto na reconstrução do LPFM. Foram avaliados, neste estudo, a reconstrução com o *tendão do músculo grácil*, *tendão do músculo quadríceps* e *fáscia lata*. Os enxertos foram tensionados em 2N e 10N de força. Adicionalmente, três posições de fixação femoral foram avaliadas: anatômica, 5mm distal e 5mm proximal. Os resultados demonstraram que o tipo de enxerto não influenciou na pressão de contato femoral. Entretanto, a fixação do enxerto em 10N, ou o posicionamento não anatômico da inserção femoral, levaram a um aumento da pressão de contato patelofemoral, principalmente no início da flexão.

Kaleka et al. (2016) avaliaram a anatomia do LPTM e LPMM em 30 joelhos. O LPTM foi encontrado em 26 dos 30, e o LPMM em 28 dos 30 joelhos avaliados. Em média, a inserção do LPTM na patela se encontrou a

35,1mm de distância do polo superior da patela. Na tíbia 13,5mm distal à superfície articular e 43mm medial à *tuberosidade da tíbia*. O LPMM apresentou sua origem na patela, em média, a 36mm do polo superior da patela.

Hinckel et al. (2017) avaliaram a anatomia do LPTM e LPMM, em nove joelhos. Ambos os ligamento foram encontrados em todos os joelhos. A inserção do LPTM foi, em média, 13,7mm distal a interlinha articular e, 11,6mm medial ao *ligamento patelar*. Em relação ao LPMM sua inserção distal foi, em média, 21,6mm medial ao *ligamento patelar*.

Sanchis-Alfonso et al. (2017) analisaram o padrão da variação do comprimento do LPFM nos pacientes submetidos a reconstrução cirúrgica deste ligamento. Foram avaliados 24 joelhos com reconstruções não anatômicas do LPFM. Utilizando tomografia computadorizada tridimensional, foi medido o comprimento do enxerto da reconstrução LPFM e o comprimento da “virtual” reconstrução anatômica. Os pacientes que apresentaram resultados satisfatórios, o comprimento do enxerto diminuiu gradativamente da extensão para a flexão. Os pacientes que demonstraram resultado não satisfatório apresentaram condição isométrica do enxerto. No entanto, o comprimento do enxerto foi estatisticamente menor que a “virtual posição” anatômica, em todos os graus de flexão. Os autores concluem que, não apenas a isometria, mas também o padrão de mudança do comprimento, é essencial para a obtenção de bons resultados na reconstrução do LPFM.

4. MÉTODOS

4. MÉTODOS

4.1. Desenho do Estudo

Estudo primário, intervencional, pesquisa experimental *in vitro*, analítico, autocontrolado e aleatorizado.

Este estudo foi realizado no Programa de Pós-graduação em Cirurgia Translacional da Universidade Federal de São Paulo em parceria com *Brigham Women's Hospital (BWH), Harvard Medical School*, EUA, por meio de estágio de doutorado (com bolsa do Programa de Doutorado Sanduíche no Exterior - PDSE, Capes) (Apêndice 3) entre o período de agosto de 2015 e julho de 2016, com extensão do período até janeiro de 2017 (subsídio da *Cartilage Foundation*). Os experimentos foram realizados no período entre maio e agosto de 2016 no Laboratório de Ortopedia e Bioengenharia do BWH, Boston, EUA. O estudo seguiu os preceitos ético-legais da instituição, sendo autorizado pelo comitê responsável local antes do início dos experimentos (*Partners Human Research Committee* Protocol #: 2016P000021/BWH) (Apêndice 1) e Comitê de Ética na UNIFESP sob número CAAE: 72919717.4.0000.5505 (Apêndice 2).

4.2. Amostra

Foram utilizados neste estudo 12 joelhos de cadáveres congelados a fresco. Os joelhos foram adquiridos do banco de tecidos *Medcure*, acreditado pela Associação Americana de Bancos de Tecidos.

4.3. Critérios de inclusão

- Doador maior que 18 anos e menor ou igual a 50 anos de idade;
- Sem história de cirurgia prévia no joelho;
- Sem história de doença reumatológicas.

4.4. Critérios de exclusão

- Presença de lesão ligamentar ou meniscal visibilizadas na RM;
- Lesão condral ou osteocondral acometendo a superfície articular da patela e/ou tróclea, avaliado macroscopicamente e pela RM;

-
- Osteoartrose do joelho, Kellgren e Lawrence (II, III, IV) (Kellgren, Lawrence 1957);
 - Sinal de displasia troclear na radiografia lateral do joelho, caracterizada por sinal do cruzamento, esporão supra troclear ou duplo contorno (Dejour et al. 1994);
 - Distância entre Tuberosidade Anterior da tíbia e a Garganta da Tróclea (TA-GT), maior ou igual a 20mm, avaliado por RM(Dejour et al. 1994);
 - Alteração anatômica decorrente de trauma prévio;
 - Presença de Doença tumoral local.

4.5. Exames Complementares

Todos os joelhos foram submetidos a radiografia padrão anteroposterior e lateral do joelho, e ressonância magnética (RM). Antes da realização do exame de RM os joelhos eram descongelados durante 24hrs em temperatura ambiente. Após o exame os joelho foram novamente congelados.

Os exames de ressonância magnética foram obtidos em uma unidade de ressonância magnética 3-T (*Signa HDxt; GE Healthcare, Milwaukee, WI*) utilizando uma bobina para joelho (*HD TR knee*) de oito canais. Foram obtidas imagens nos planos sagital, coronal e axial. Foi realizada sequência de pulso turbo *spin eco* (TSE) utilizando os seguintes parâmetros: TR 3850ms, TE 24-36, tamanho da matriz 512x512, ângulo de inclinação 90

graus, 160 campo de visão, Espessura do corte 2mm e intervalo do corte 2mm. As imagens foram transferidas para uma estação de trabalho separada usando o aplicativo *Vitreia Enterprise Server Advanced Note 3D Musculoskeletal MR application* (Vital Images, Minnesota, MN, USA). Nesta plataforma, as imagens foram analisadas para avaliação da anatomia patelofemoral e presença de lesões associadas.

4.6. Técnica de preparo dos joelhos

Os joelhos foram armazenados no freezer a -20° Celsius. Vinte e quatro horas antes do início dos testes, os joelhos foram retirados do freezer e deixados em temperatura ambiente para descongelamento.

Os joelhos foram preparados removendo a pele e a gordura subcutânea, circunferencialmente, para obter exposição adequada dos músculos. Neste momento, o *tendão do músculo grácil* foi dissecado em toda a sua extensão e retirado para utilização como enxerto na reconstrução do LPFM. Até que este procedimento fosse realizado, o tendão era mantido em temperatura ambiente, envolto por gaze úmida com soro fisiológico 0,9%.

O tecido muscular da perna e posterior da coxa foram retirados, mantendo os ligamentos e a cápsula articular do joelho intacta, assim como o *músculo quadríceps*. Para ajustar os joelhos ao aparato de teste, foram realizadas osteotomias na diáfise femoral e tibial com 12cm de distância da linha articular. A osteotomia da fíbula foi realizada na região do colo fibular (Figura 1). Após a osteotomia, a diáfise femoral foi fixada com cimento ósseo, moldado, para permitir a fixação no aparato de teste.

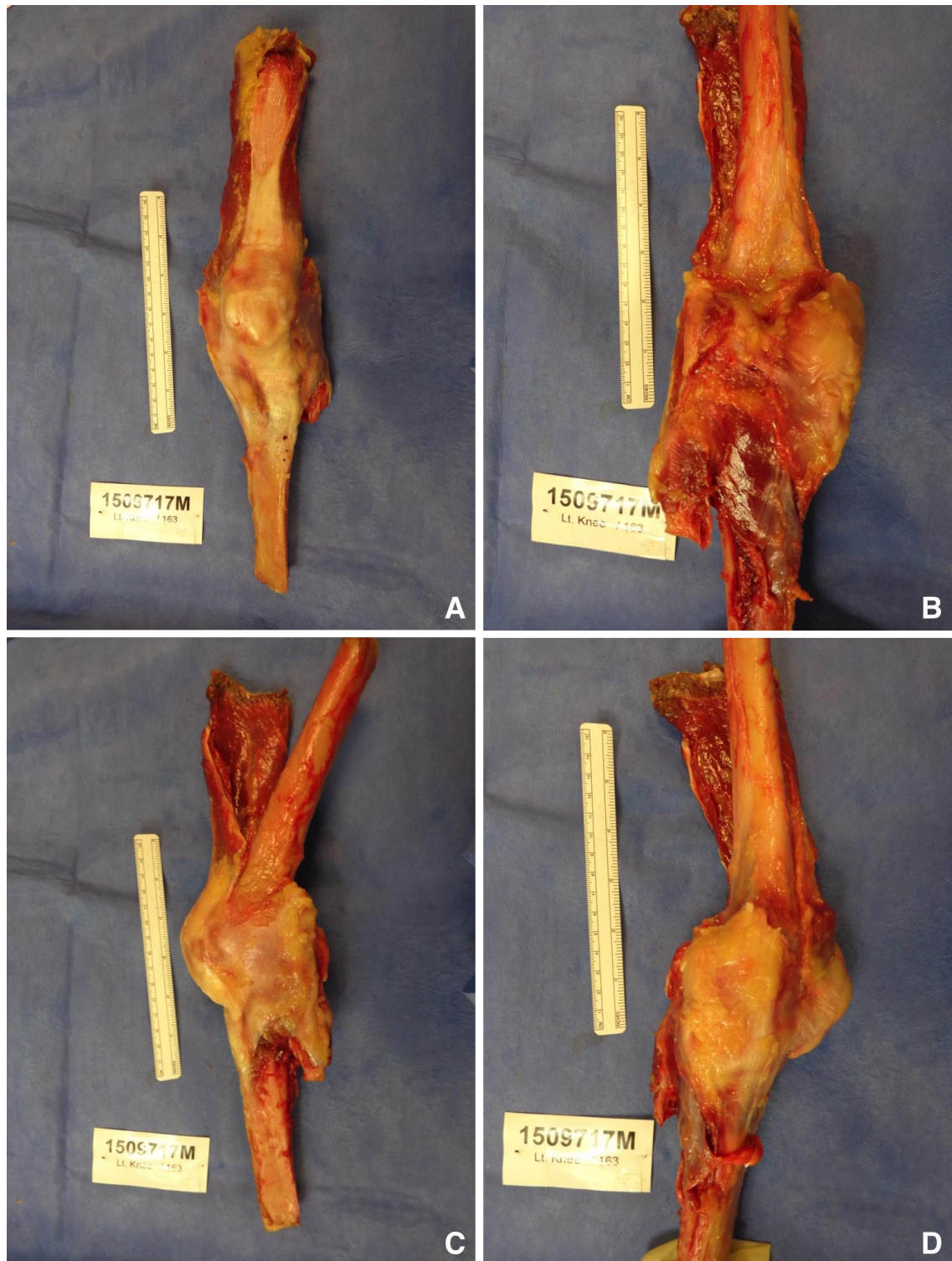


Figura 1: Joelho após dissecação e osteotomia.

Joelho dissecado mantendo o mecanismo extensor, cápsula articular e ligamentos do

joelho. (A) Aspecto anterior; (B) Aspecto Posterior; (C) Aspecto Lateral; (D) Aspecto Medial.

A extremidade proximal do *tendão do músculo quadríceps* foi envolvida com compressa cirúrgica e suturada com duas unidades de fio de sutura *Orthocord*[®] 2 (Fabricante *Ethicon*, EUA) utilizando pontos ancorados tipo *Kracow*, iniciando aproximadamente com 10cm proximal à inserção patelar (Figura 2). As extremidades proximais das suturas eram amarradas entre si, formando uma alça, que foi conectada ao cabo de tração.

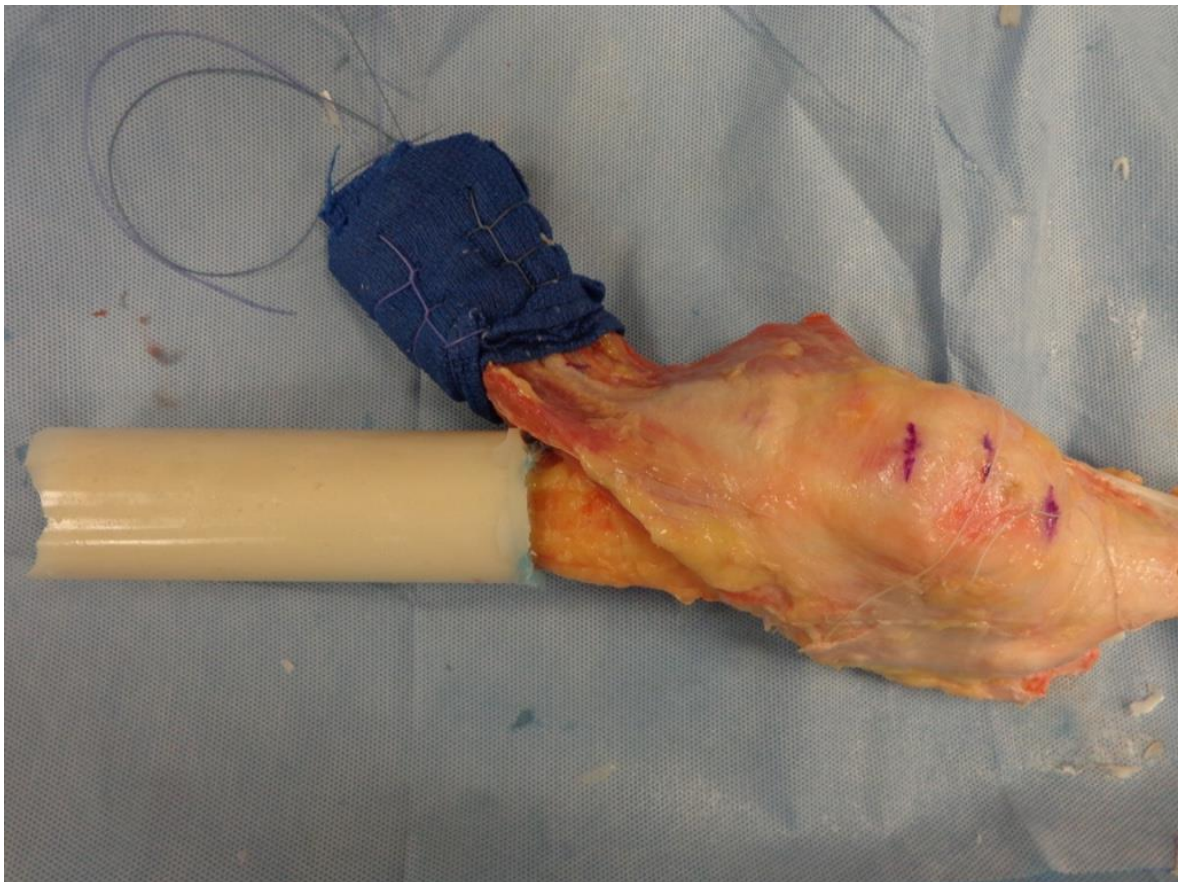


Figura 2: Joelho preparado para teste.

Aspecto do joelho após a preparação da diáfise femoral com cimento ósseo e preparação do *tendão do músculo quadríceps*.

Para o teste de lateralização da patela, foi realizado um túnel transversal de medial para lateral na porção central da patela com um fio de *Kirschner* de 2mm. Um fio de sutura *Orthocord*[®] 2 (Fabricante *Ethicon, EUA*) foi passado pelo túnel, sendo então, rebatido pela face anterior da patela. Assim, as duas extremidades do fio foram amarradas formando uma alça, a qual era conectada ao cabo de tração para aplicar a força de lateralização à patela (Figura 3).

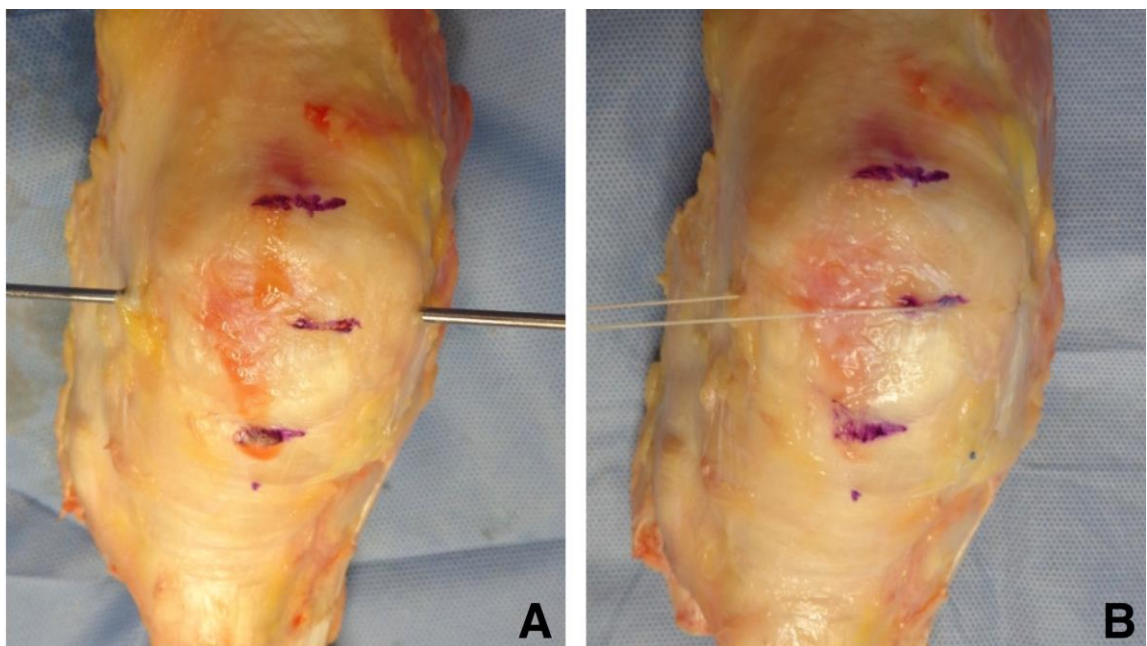


Figura 3: Posicionamento do cabo para tração lateral da patela.

(A) Posicionamento do fio guia durante a realização do túnel transversal na patela, utilizado para passagem do fio para tração lateral da patela; (B) Posicionamento do fio após passagem pelo túnel intraósseo.

Após preparação do joelho, o mesmo era fixado no aparato de teste. Todos os procedimentos foram realizados no mesmo dia, desde a preparação até os testes. Durante os testes o joelho era umedecido, periodicamente, com soro fisiológico 0,9%, utilizando um pulverizador.

4.7. Procedimentos Cirúrgicos

4.7.1. Lesão dos estabilizadores mediais da patela

Para a lesão dos estabilizadores estáticos mediais da patela o joelho foi posicionado em 30 graus de flexão. A patela foi tracionada, lateralmente, com força de 22N, enquanto uma tração de 9N foi aplicada no *tendão do músculo quadríceps* paralelamente à diáfise femoral. Com bisturi lâmina 11, os restritores mediais da patela foram incisados, de proximal para distal, próximo a borda medial da patela. Para garantir a lesão completa dos estabilizadores, qualquer estrutura que se apresentasse tensa foi realizada uma incisão, deixando intacta apenas o tecido sinovial articular (Figura 4).

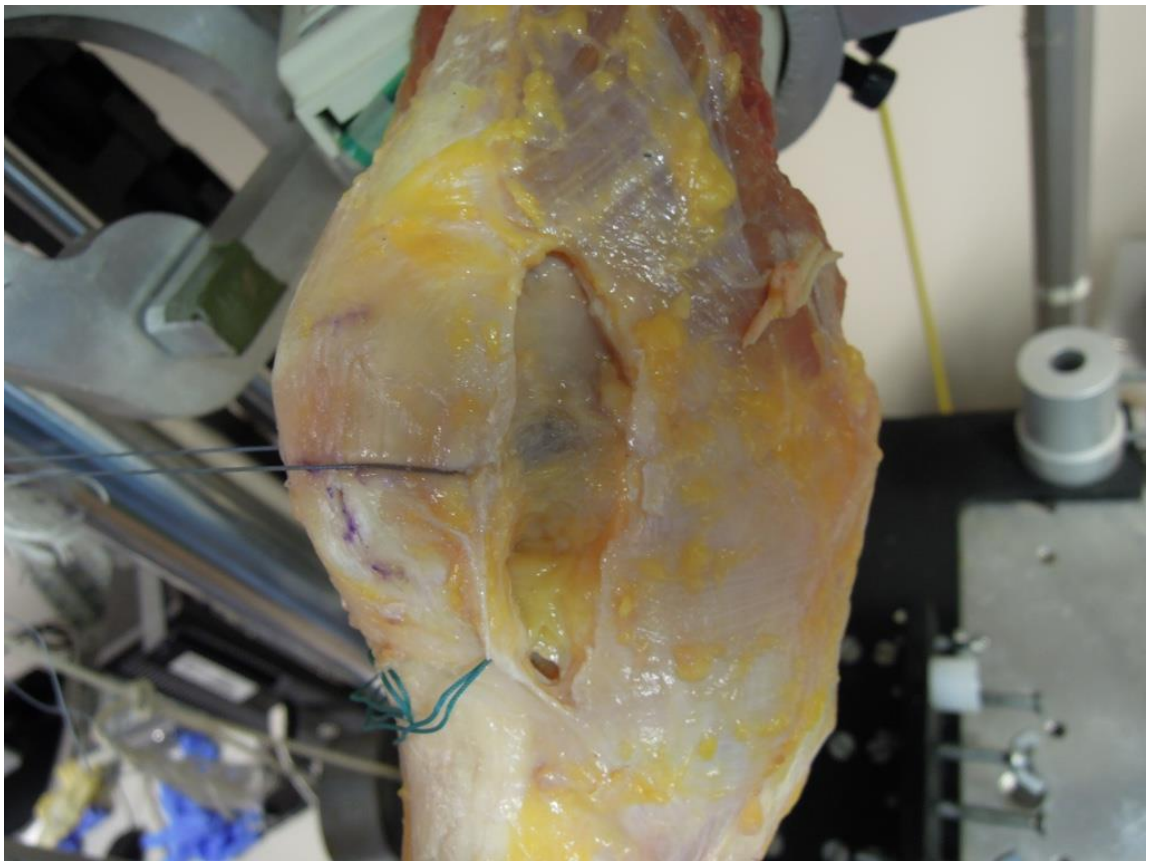


Figura 4: Joelho após lesão dos estabilizadores medias estáticos.

Aspecto anteromedial após a lesão dos estabilizadores estáticos mediais da patela (joelho posicionado em 30 graus de flexão com o *tendão do músculo quadríceps* tracionado com 9N de força e a patela tracionada lateralmente com 22N de força).

4.7.2. Reconstrução de LPFM com *tendão do músculo grácil* (LPFM-G)

4.7.2.1. Preparação do enxerto

O *tendão do músculo grácil* utilizado para este procedimento foi retirado da mesma peça utilizada a ser testada. Após retirada, o tendão foi limpo, retirando toda parte muscular e gordura inserida. As duas extremidades do tendão foram então suturadas com *fio Ethibond Excel*[®] 2 (Fabricante *Ethicon*, EUA) utilizando pontos ancorados.

4.7.2.2. Posicionamento do enxerto

Nesta técnica, o enxerto foi fixado primeiramente na patela. Foi utilizado uma âncora de titânio *FASTIN RC* com fio *Orthocord*[®] de 5.0mm (Fabricante *Depuy Mitek*, EUA). A âncora foi posicionada na junção do terço proximal e os dois terços distais da patela (Lorbach et al. 2016). A porção central do enxerto foi amarrado à âncora com um fio de sutura *Orthocord*[®] 2 (Fabricante *Ethicon*, EUA).

Após a fixação do enxerto na patela, a posição da fixação femoral foi identificada, ligeiramente proximal e posterior ao *epicôndilo medial* e distal ao *tubérculo adutor* (Nomura et al. 2005). Um fio guia foi colocado de medial para lateral na posição escolhida. Então foi testada a isometria. Para tanto, foi fixada no enxerto uma pinça *Kelly* na posição do fio guia em 30 graus de flexão. Então o joelho era movimentado entre zero e 90 graus e a movimentação da pinça *Kelly* em relação ao fio guia era medida, sendo aceitável até 5mm de movimentação do enxerto (Steensen et al. 2004). Caso a movimentação ultrapassasse este valor, um novo ponto era escolhido. Definido o ponto ideal, um túnel de 7mm foi feito com uma broca canulada.

Utilizando dissecação romba foi criado um canal entre a camada I e II do compartimento medial (Warren, Marshall 1979), a partir do aspecto medial da patela em direção ao túnel femoral. As extremidades livres do enxerto, foram então tracionadas por meio deste canal pelas suturas com auxílio de uma pinça *Kelly*. Com o auxílio de um passador de fios, as suturas do enxerto foram passadas de medial para lateral pelo túnel femoral (Stephen et al. 2016).

4.7.2.3. Tensionamento e fixação do enxerto

Após o posicionamento, as suturas fixas às extremidades do enxerto foram passadas por uma polia posicionada lateralmente a diáfise femoral e amarradas a um peso representando 2N de força por cinco minutos, para

permitir o deslizamento e ajuste do enxerto no túnel femoral. Feito isso, o joelho foi posicionado em 30 graus de flexão, e a sutura foi fixado com uma pinça *Kelly* justa cortical na saída do túnel femoral lateralmente (Stephen et al. 2016). A Figura 5 demonstra o aspecto final da reconstrução do LPFM com o *tendão do músculo grácil*.

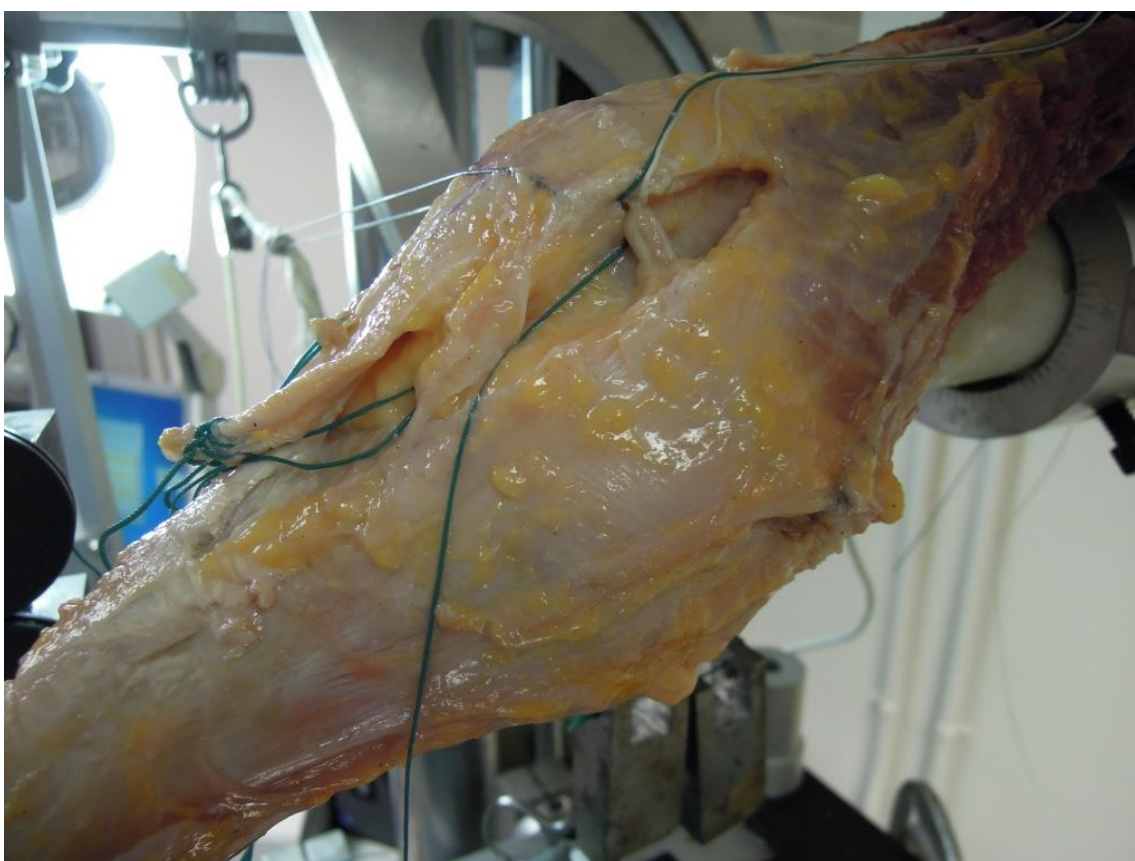


Figura 5: Joelho após reconstrução do LPFM com *tendão músculo do grácil*.

Aspecto anteromedial do joelho ao final da reconstrução do LPFM com *tendão músculo do grácil* (joelho posicionado a 30 graus de flexão com o *tendão do músculo quadríceps* tracionado com 9N de força).

4.7.3. Reconstrução do LPFM com transferência do *tendão do músculo quadríceps*

4.7.3.1. Preparação do enxerto

Durante a preparação do enxerto do *tendão do músculo quadríceps*, o joelho foi posicionado em 90 graus de flexão e o *tendão do músculo quadríceps* sob tração de 9N. Este posicionamento facilitou a visibilização e o manejo do tendão. Antes da retirada, foi feito um planejamento prévio e demarcação do tendão com caneta cirúrgica. O comprimento do enxerto necessário para a reconstrução do ligamento, foi definido pela aferição da distância do centro do *tendão do músculo quadríceps* na inserção patelar em relação a proeminência palpável do *epicôndilo medial* do fêmur, acrescida de dois centímetros. Assim, uma fita com este comprimento e sete milímetros de largura foi desenhada no terço central do tendão do músculo quadríceps. Utilizando bisturi lâmina 11, apenas a camada mais superficial do *tendão do músculo quadríceps* foi retirada, mantendo a fixação patelar intacta.

4.7.3.2. Posicionamento

Após ser liberado proximalmente, o enxerto foi girado 90° medialmente e torcido 180°, anteriormente. Neste passo, uma dissecação adicional foi realizada no lado lateral do enxerto na sua fixação patelar, para facilitar a torção do enxerto.

Mantendo esta orientação, a extremidade proximal livre do enxerto foi preparada com fio de sutura *Ethibond Excel*[®] 2 (Fabricante *Ethicon*, EUA). A passagem e fixação do enxerto no túnel femoral seguiu exatamente o mesmo protocolo descrito na técnica utilizando o *tendão do músculo grácil*.

4.7.3.3. Tensionamento e fixação

Após o posicionamento do enxerto, as suturas fixas às extremidades foram tracionadas lateralmente com 2N de força por cinco minutos, para permitir o deslizamento e ajuste do enxerto no túnel femoral. Feito isso, o joelho foi posicionado em 30 graus de flexão, e a sutura foi fixada com uma pinça *kelly*, justa cortical, na saída do túnel femoral, lateralmente (Stephen et al. 2016). A Figura 6 demonstra o aspecto final da reconstrução do LPFM com o tendão do quadríceps.

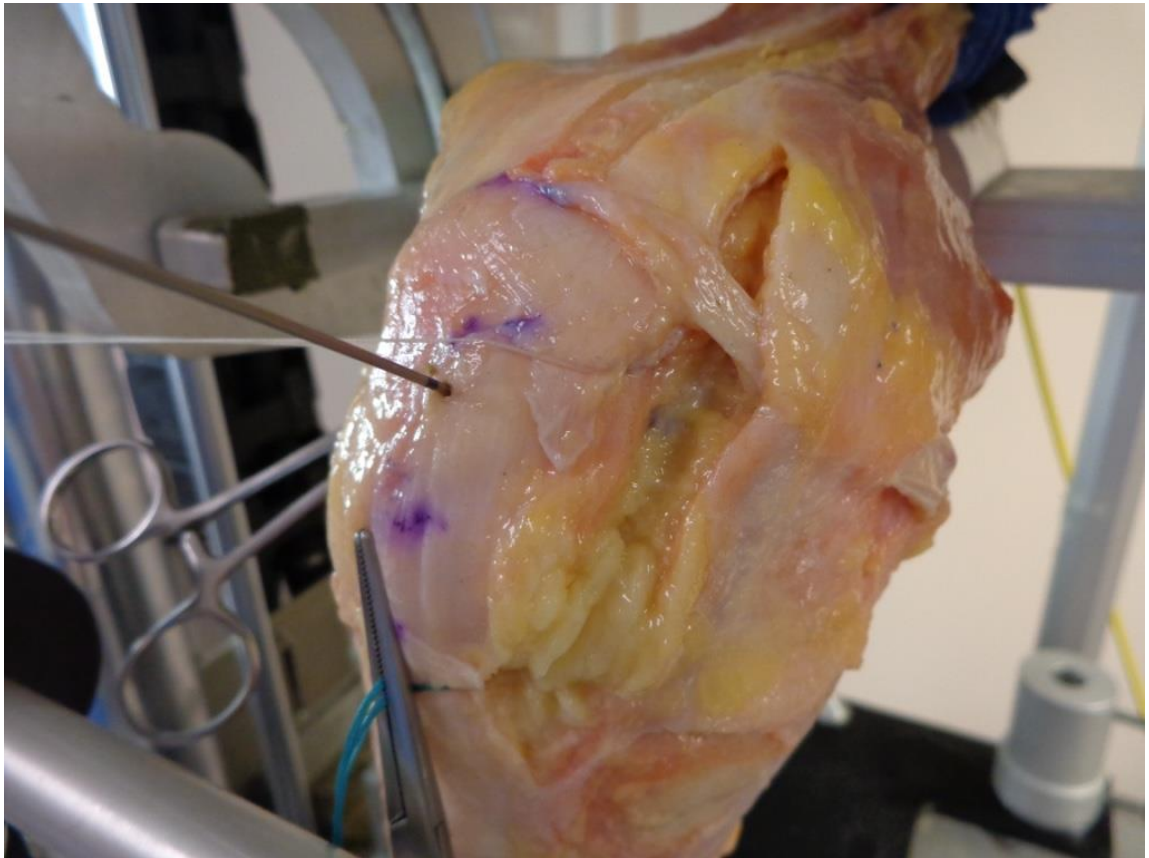


Figura 6: Joelho após reconstrução do LPFM com *tendão músculo do quadríceps*.

Aspecto anteromedial ao final da reconstrução do LPFM com *tendão do músculo quadríceps* (joelho posicionado em 30 graus de flexão com o *tendão do músculo quadríceps* tracionado com 9N de força).

4.7.4. Reconstrução de LPTM com transferência do *ligamento patelar*

4.7.4.1. Preparação do enxerto

Utilizando dissecação com bisturi lâmina 11, foi retirada uma fita de sete milímetros de largura a partir da borda medial do *ligamento patelar*. Mantendo a inserção proximal na patela o tendão foi desinserido abaixo do periósteo na sua inserção distal, na *tuberosidade da tíbia*. A extremidade distal livre foi preparada com fio de sutura *Ethibond Excel*[®] 2 (Fabricante *Ethicon*, EUA).

4.7.4.2. Posicionamento

Uma âncora de titânio *FASTIN RC* com fio *Orthocord*[®] de 5.0mm (Fabricante *Depuy Mitek*, EUA) foi posicionada em 2cm distal da interlinha articular e 2cm medial da borda medial do *ligamento patelar* (Hinckel et al. 2017b).

4.7.3.3. Tensionamento e fixação

Para a fixação da reconstrução, o joelho foi mantido em 90 graus de flexão (Philippot et al. 2012) e o *tendão do músculo quadríceps* tracionado em 9N . O enxerto foi tracionado com uma força de tração de 2N distalmente, e o enxerto foi amarrado junto a âncora posicionado na tíbia com um fio de sutura *Orthocord*[®] 2 (Fabricante *Ethicon, EUA*). O aspecto final da reconstrução é mostrado na Figura 7.



Figura 7: Joelho após reconstrução do LPTM com *ligamento patelar*.

Aspecto anteromedial do joelho ao final da reconstrução do LPTM com *ligamento patelar*. (Joelho posicionado em 90 graus de flexão com o *tendão do músculo quadríceps* tracionado com 9N de força)

4.9. Análise da pressão de contato na articulação patelofemoral

4.9.1. Equipamento para mensuração da pressão de contato

Para a mensuração da pressão patelofemoral, foi utilizado neste estudo o sistema de mapeamento de pressão *I-Scan* (*Tekscan Inc, Boston, MA*). Esta ferramenta permite a análise acurada da pressão na articulação patelofemoral, utilizando um sensor fino e flexível (Garretson 2004; Beck 2005; Beck et al. 2007; Melegari et al. 2008; Wilharm et al. 2013; Stephen et al. 2014; 2015; Suero et al. 2015; Van Haver et al. 2015; Lorbach et al. 2016).

O sensor utilizado foi o modelo 5051 *I-Scan* (*Tekscan Inc, Boston, MA*) (alcance, 0-172 kg/cm², resolução, 0,7 kg/cm²). Este modelo é quadrado, com superfície total da matriz de 56×56mm e 1mm de espessura. Cada bloco sensível tem 62 sensores por centímetro quadrado (as unidades de detecção eletroresistentes dentro de cada bloco). Foi utilizado um sensor para cada joelho.

O sensor foi conectado ao equipamento para aquisição de dados, que por sua vez, foi conectado ao computador. O *software I-Scan* (*Tekscan Inc, versão 7.00-10I*) foi utilizado para análise e coleta de dados no computador. O sistema completo está ilustrado na Figura 8.

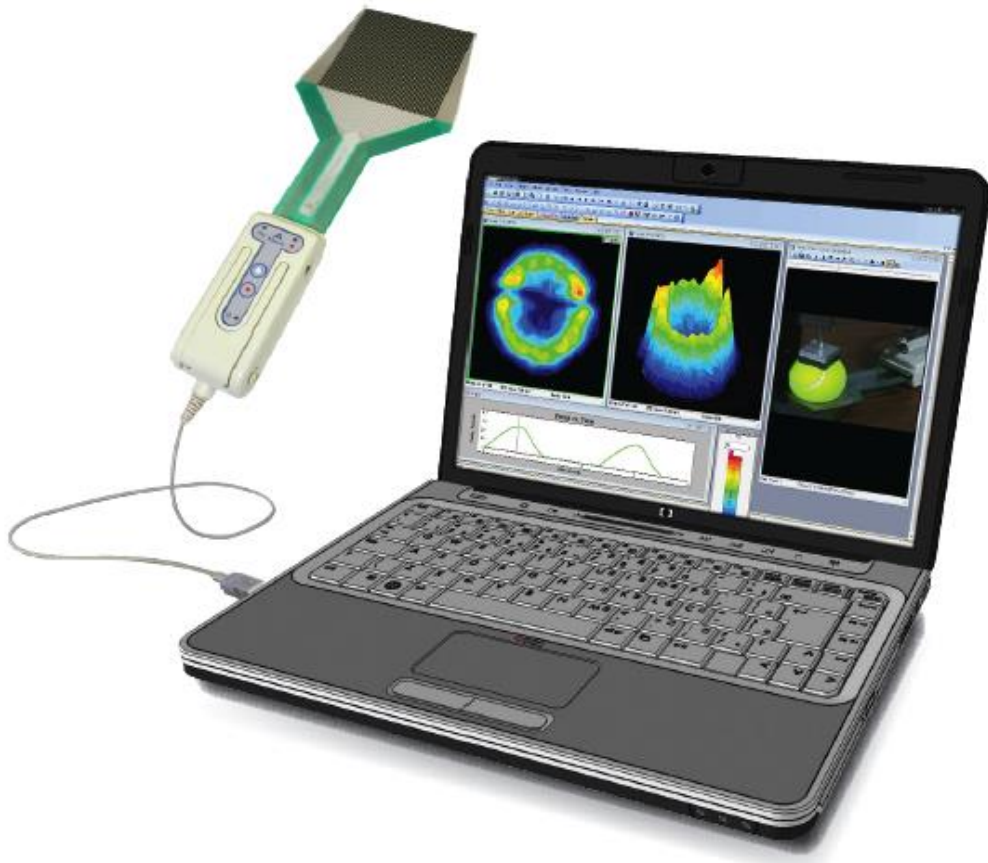


Figure 8: Sistema *tekscan*.

(fonte: <https://www.tekscan.com/product-group/test-measurement/pressure-mapping?tab=products-solutions>)

4.9.2. Preparação do joelho para análise da pressão patelofemoral

O fêmur foi fixado ao aparato de teste, Instron Universal Material Testing Machine (Model 8871, Instron, US), com a diáfise femoral paralela ao solo. A rotação foi ajustada com joelho posicionado em 90 graus de flexão e a tíbia perpendicular ao solo.

Para o controle da flexão do joelho foi utilizada uma estrutura fixa ao INSTRON. Esta estrutura era formada por uma base posicionada paralelamente à diáfise femoral. Nesta base foram fixadas 2 barras perpendicular. Estas barras serviam de fixação para duas barras transversas dispostas paralelamente entre si, como observada na figura 9. A base podia ser movimentada paralelamente ao fêmur no eixo crânio caudal. Similarmente, as barras transversas podiam ser movimentadas para cima e para baixo. Assim que atingiam a posição desejada, ambas eram travadas para a realização do teste. Deste modo, a extensão do joelho foi bloqueada em cada ângulo determinado no estudo (30, 60 e 90 graus de flexão) (Beck et al. 2007) entre as barras transversas posicionadas na região distal da tíbia. Esta montagem permitia a movimentação secundária da tíbia em varo e valgo, bem como rotação interna e externa (Farahmand et al. 1998; Beck et al. 2007; Stephen et al. 2016).

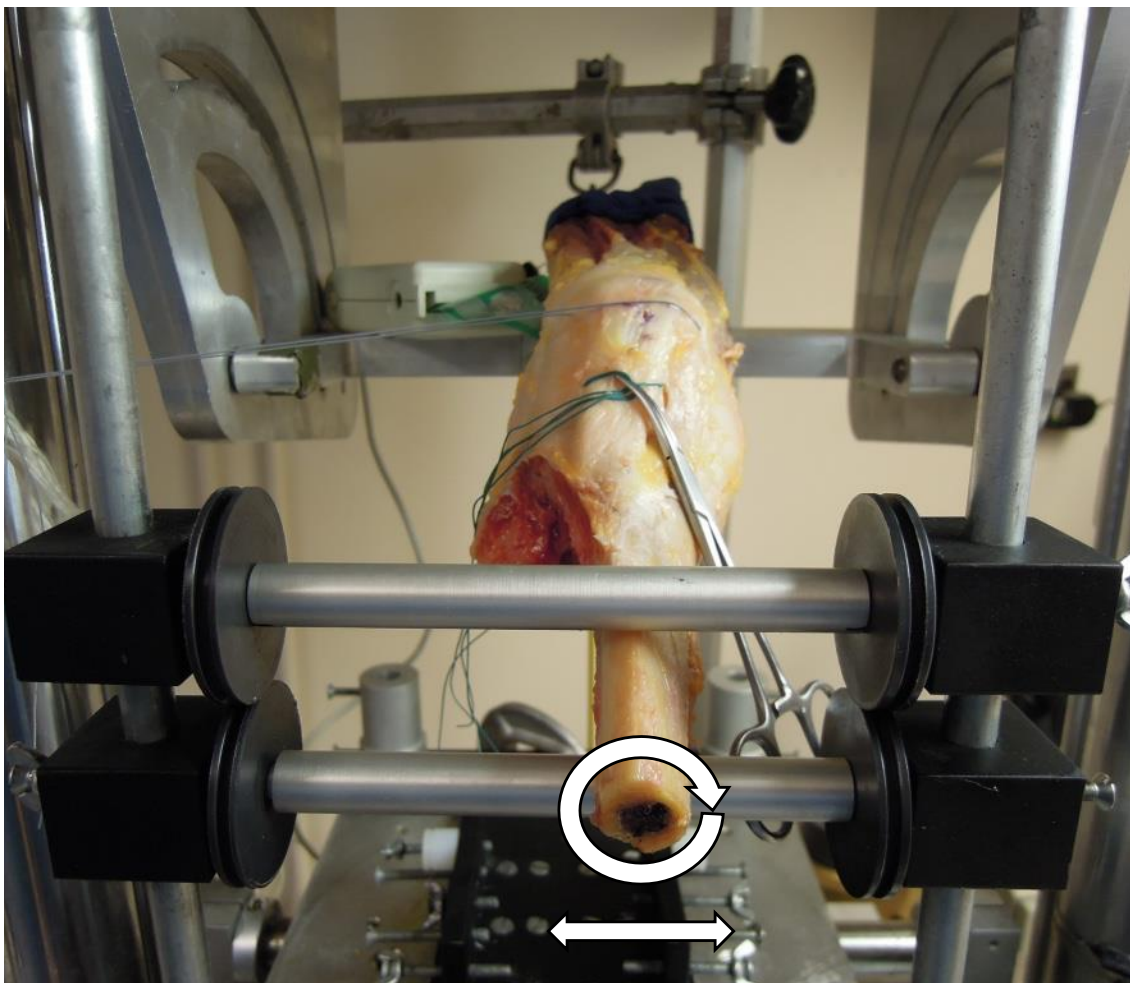


Figura 9: Posicionamento do joelho no aparato de teste.

Posicionamento do joelho em 30 graus de flexão no aparato de teste. As setas em branco demonstram a liberdade de movimento rotacional, bem como varo e valgo.

Com o joelho fixo ao aparato de teste, a sutura terminal do *tendão do músculo quadríceps* foi conectada ao cabo para tracionar o tendão do músculo quadríceps. O cabo era passado através de uma polia posicionada posterior a extremidade proximal do fêmur e alinhada à diáfise femoral, conectado a carga de teste.

Antes do posicionamento no joelho, o sensor foi preparado reforçando a extremidade com fita adesiva (“*Silver Tape*”, *Scotch*[®], *3M*). O reforço foi realizado para permitir a passagem de duas suturas *Ethibond Excel*[®] 2 (Fabricante *Ethicon*, EUA), sem danificar o sensor.

Para inserção do sensor na articulação PF, foi realizada uma abertura na cápsula proximal, entre o *tendão do músculo quadríceps* e o fêmur. Então os fios fixos na extremidade do sensor eram alçados de dentro para fora da articulação por duas pequenas incisões distais (para *ligamento patelar* medial e lateral). Assim, o sensor foi tracionado para dentro da articulação e posicionado entre a patela e tróclea. Uma pinça *kelly* foi utilizada para fixar os fios de sutura e evitar o movimento do sensor durante os testes. O ajuste e reposição dessas suturas garantiu que o sensor estivesse centrado sobre a área de contato entre a patela e a tróclea femoral.

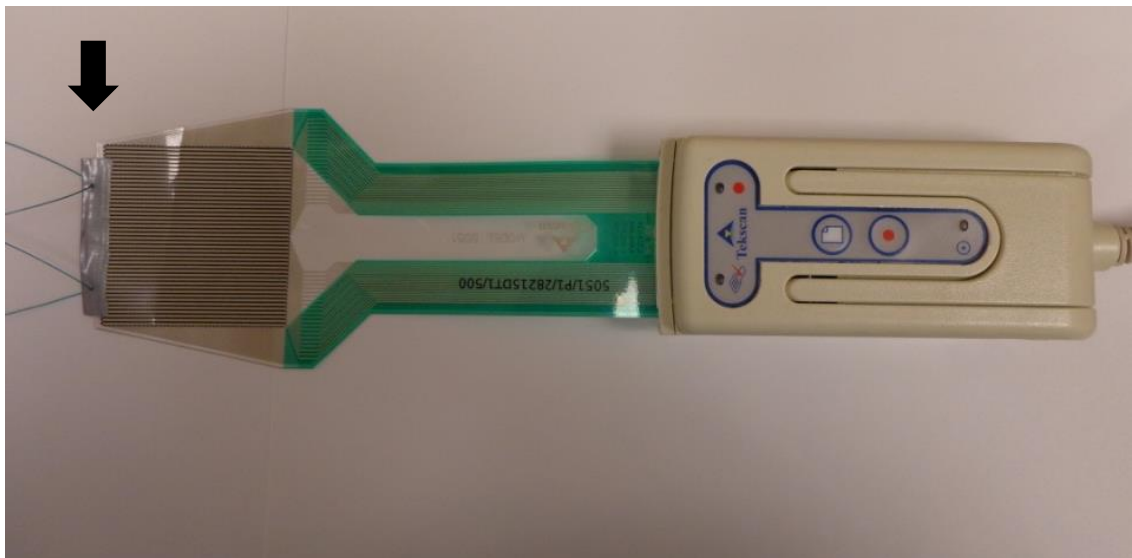


Figura 10: Sensor Tekscan.

Sensor preparado para colocação no joelho. A seta preta evidencia o reforço na extremidade do sensor e os fios de sutura utilizados para posicionamento e fixação.

4.9.3. Configuração do Sistema para análise da pressão patelofemoral

Após o posicionamento na articulação patelofemoral, o sensor foi calibrado dentro do joelho a ser testado em 30, 60 e 90 graus de flexão. A calibragem foi realizada com uma força de tração no *tendão do músculo quadríceps* de 200N, 10% acima da força utilizada no protocolo de teste (Brimacombe et al. 2009).

O *software IScan* foi configurado para mensurar a pressão patelofemoral em três áreas, faceta medial, faceta lateral e toda a patela. Antes de cada teste, as três áreas eram selecionadas baseada na imagem em momento real, e as informações de cada uma das áreas foram analisadas, separadamente.

Para determinar o limite entre a faceta medial e lateral, durante a preparação do joelho, foi realizado uma perfuração de 2mm da cortical anterior até a superfície articular. Na articulação a perfuração saia no ápice da crista interfacetária na porção distal da patela. Assim, durante o teste, um fio guia com ponta romba tocava levemente o sensor através desta perfuração. Este toque era visibilizado na imagem em momento real, e serviu como referência da transição entre a faceta medial e lateral. Uma janela medial e outra lateral a esta marcação, que representavam, respectivamente, as forças de contato na faceta medial e lateral da patela.

4.9.4. Protocolo de teste para avaliação da pressão patelofemoral

Após preparação do joelho e montagem do aparato de teste como descrito acima, eram iniciados os testes. As pressões de contato foram avaliadas em cada situação em três graus de flexão, em 30, 60 e 90 graus.

Primeiramente, o joelho foi estabilizado na flexão a ser testada. Então o *tendão do músculo quadríceps* foi tracionado, paralelamente, a diáfise do fêmur com uma carga de 178N (Garretson 2004; Beck 2005). Após aplicar a carga, foram aguardados 10 segundos para equilíbrio das forças, então a imagem foi salva e os dados extraídos para planilha de *Excel (Microsoft®)*. A figura demonstra a imagem coletada pelo *software IScan*.

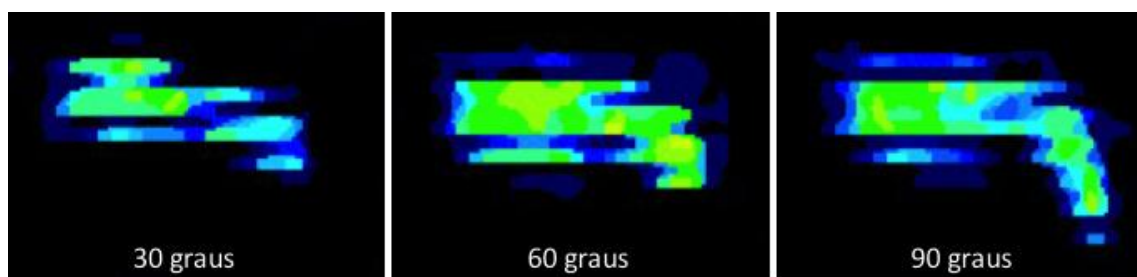


Figura 11: Representação gráfica da pressão de contato patelofemoral.

Imagem gráfica da pressão de contato patelofemoral no *software IScan*, na condição nativa em 30, 60 e 90 graus de flexão do joelho.

Em cada situação foram avaliadas as seguintes variáveis:

- Pressão de contato total na patela (Mpa)
- Pressão de contato na faceta medial da patela (Mpa)
- Pressão de contato na faceta lateral da patela (Mpa)

4.10. Análise da Lateralização da Patela

4.9.1. Equipamento para mensuração da pressão de contato

A translação lateral da patela foi medida utilizando um digitalizador tridimensional (3D) - *MicroScribe G2 (Immersion Corp, San Jose CA, EUA, precisão 0.022mm)* (Figura 12). Este sistema possui um *probe* com mobilidade em cinco eixos. Este equipamento utiliza um sistema de coordenadas (X, Y, Z) para identificar a posição da extremidade do *probe* em qualquer ponto no espaço ao seu alcance.



Figura 12: *MicroScribe G2*.

Inicialmente, o instrumento foi conectado ao computador e os eixos de coordenadas configurados no software *MicroScribe Utility*. Foram usadas as seguintes referências:

- eixo X: paralelo ao eixo dos côndilos posteriores do fêmur;
- eixo Z: perpendicular ao eixo X, no plano axial;
- eixo Y: perpendicular ao eixo X, no plano coronal.

4.10.2. Protocolo de teste para avaliação da translação lateral da patela

Para a medida da lateralização da patela, o joelho foi posicionado em 30 graus de flexão e uma carga de 9N no *tendão do músculo quadríceps*

para simular a tensão em repouso (Hautamaa et al. 1998). Uma força de deslocamento, orientada lateralmente, foi aplicada na patela por meio de um cabo conectado ao fio de sutura fixado transósseo na patela. O cabo foi passado pela polia e conectado a uma carga de 22N (Beck et al. 2007).

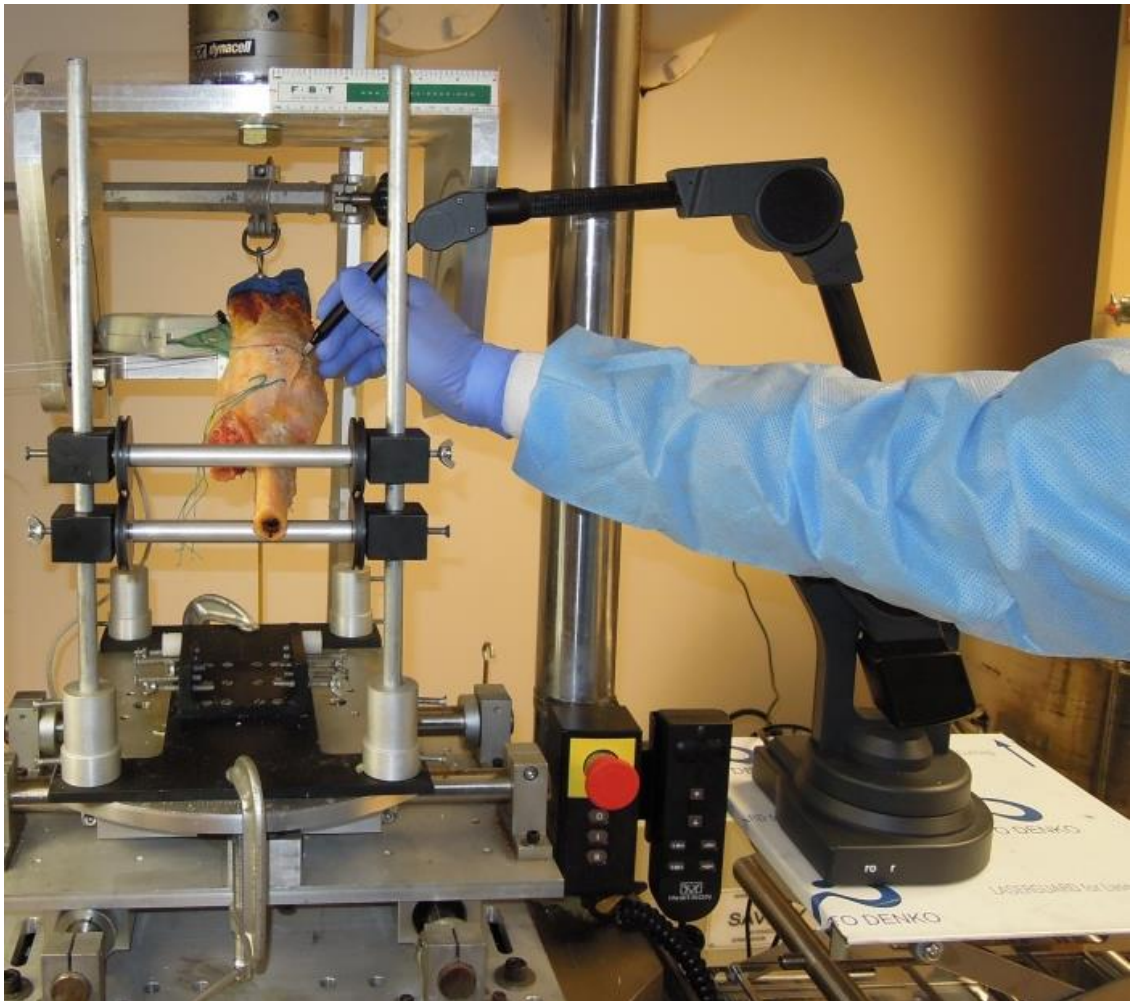


Figura 13: Aferição da posição da patela utilizando *Microscribe G2*.

Joelho posicionado em 30 graus de flexão e o *tendão do músculo quadríceps* tracionado com 9N de força, a ponta do *probe* é posicionado na entrada do túnel transversal da patela e a posição registrada.

A extremidade medial do túnel no centro da patela foi utilizado como referência para a coleta dos pontos. A posição deste ponto no espaço foi então coletada com o *MicroScribe* em duas situações:

- 1- Posição de repouso, sem força de lateralização;
- 2- Com força de tração lateral (22N).

Assim, a posição da patela foi registrada sem força de lateralização (P_x , P_y , P_z) e sob 22N de força de lateralização (P'_x , P'_y , P'_z). A diferença entre as coordenadas no eixo X ($P'_x - P_x$) foi definida como o deslocamento lateral da patela. A unidade de medida foi configurada em milímetros.

4.11. Sequência de Teste

Para a avaliação do efeito da técnica cirúrgica de reconstrução dos estabilizadores mediais estáticos da patela, no contato patelofemoral e translação lateral da patela, cada joelho foi avaliado em cinco situações:

- Nativo. Esta condição preservou todas as características originais do joelho, com a manipulação restrita a preparação necessária para realização dos testes e avaliações;
- Lesão dos estabilizadores mediais estáticos da patela;

-
- Reconstrução do LPFM utilizando como enxerto do *tendão do músculo grácil*;
 - Reconstrução do LPFM utilizando como enxerto a transferência de uma fita central do *tendão do músculo quadríceps*;
 - Reconstrução do LPTM utilizando como enxerto a transferência de uma fita medial do *ligamento patelar*.

Em cada condição, primeiro foi avaliado à lateralização da patela e, em seguida, foram realizados os testes para avaliação da pressão de contato patelofemoral na ordem definida pela randomização.

4.12. Randomização

Cada joelho foi avaliado, inicialmente, na forma nativa, seguido pela lesão. A sequência dos procedimentos testados seguiu a ordem determinada pela randomização em bloco. Da mesma forma, a ordem de teste em relação a posição do joelho (30, 60 e 90 graus) em cada situação, também foi randomizada.

As reconstruções foram randomizadas em blocos de três, como demonstra a Tabela 1. Em relação ao grau de flexão do joelho, a ordem de testes foi definida utilizando o mesmo protocolo de randomização, em bloco de três, conforme descrito na Tabela 2.

Tabela 1: Representação esquemática do bloco de randomização das reconstruções.

	Reconstrução 1	Reconstrução 2	Reconstrução 3
Joelho 1	LPFM-G	LPFM-QD	LPTM
Joelho 2	LPFM-QD	LPTM	LPFM-G
Joelho 3	LPTM	LPFM-G	LPFM-QD

LPFM-G: Ligamento patelofemoral medial com *tendão do músculo grácil*; LPFM-QD: Ligamento patelofemoral medial com *tendão do músculo quadríceps*; LPTM: Ligamento patelo tibial medial com *ligamento patelar*.

Tabela 2: Representação esquemática do bloco de randomização da flexão do joelho para a avaliação da pressão de contato PF.

	Posição 1	Posição 2	Posição 3
Condição 1	30 graus	60 graus	90 graus
Condição 2	60 graus	90 graus	30 graus
Condição 3	90 graus	30 graus	60 graus

A sequência foi sorteada antes de cada procedimento. Envelopes pardos, contendo papéis com número de um a três, foram utilizados para o sorteio. Após ser sorteado, o papel era retirado da pilha de sorteio e colocado novamente ao fim de três sorteios.

4.13. Análise Estatística

O poder da amostra para este estudo foi calculado considerando como uma alteração significativa na pressão de contato PF de 0.2MPa, com uma variância de ± 0.3 MPa, de acordo com um estudo prévio, que utilizou o mesmo sistema de avaliação (Stephen et al. 2015). Baseado nestes parâmetros, uma amostra de oito joelhos seria necessária para detectar uma diferença significativa com 80% de poder e 95% de confiança, esperando até 20% de perda da amostra e utilização de dois joelhos para teste do protocolo, foram solicitados 12 joelhos.

Para a análise estatística, as cinco condições avaliadas neste estudo e o grau de flexão do joelho foram consideradas como variáveis categóricas dependentes. A pressão de contato patelofemoral, juntamente com a medida de translações lateral da patela, foram consideradas variáveis independentes contínuas. As variáveis independentes, foram apresentadas na forma de média e desvio padrão nas cinco condições avaliadas, para cada grau de flexão. Foi utilizado o teste de *Shapiro-Wilk* para avaliação da normalidade da amostra. Tendo a amostra falhado em demonstrar uma distribuição normal, em ambas as variáveis independentes, foi utilizado o teste de *Kruskal-Wallis* para determinar a existência de diferenças significativas entre as condições de teste em cada grau de flexão. Análise

post hoc utilizando *Wilcoxon* com correção de *Bonferroni* foram aplicadas quando as diferenças significativas entre as condições do teste forem anotadas. A significância estatística foi definida, *a priori* para $P < 0,05$.

5. RESULTADOS

5. RESULTADOS

Foram incluídos para a análise final deste estudo oito joelhos. Dois joelhos foram utilizados para definição do protocolo de teste e, dois joelhos foram excluídos do estudo, pois apresentaram lesão da cartilagem articular, sendo, um na patela e outro na tróclea.

A Tabela 3 demonstra os dados antropométricos e demográficos dos doadores dos joelhos incluídos no estudo.

Tabela 3. Dados demográficos e antropométricos dos doadores.

Cadáveres [n]	8
Média Idade [anos] (media/DP)	46,23 / 3,34
Média Peso [kg]	78,97 / 28,2
Média Altura [metros]	1,55 / 0,2
Média Índice de Massa corpórea (IMC)	32,07 / 8,2
Sexo (M/F)	5/3

M= masculino; F= feminino.

As três técnicas cirúrgicas de reconstrução dos estabilizadores estáticos mediais da patela avaliadas, apresentaram pressão de contato patelofemoral semelhantes ao apresentado no joelho nativo, independente

do grau de flexão do joelho ($p < 0.05$). Os gráficos representados na Figuras 1, 2 e 3 demonstram a pressão de contato patelofemoral nas cinco condições testadas, nos três graus de flexão avaliados.

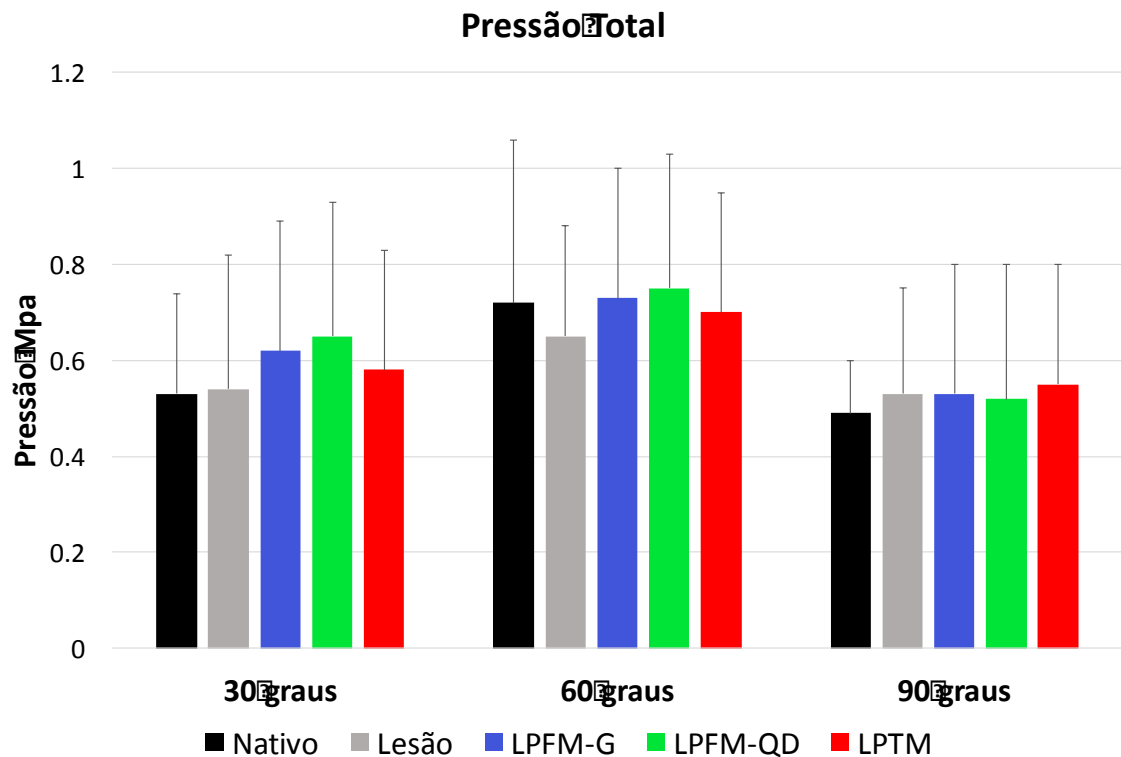


Figura 14: Gráfico da pressão média de contato na articulação patelofemoral.

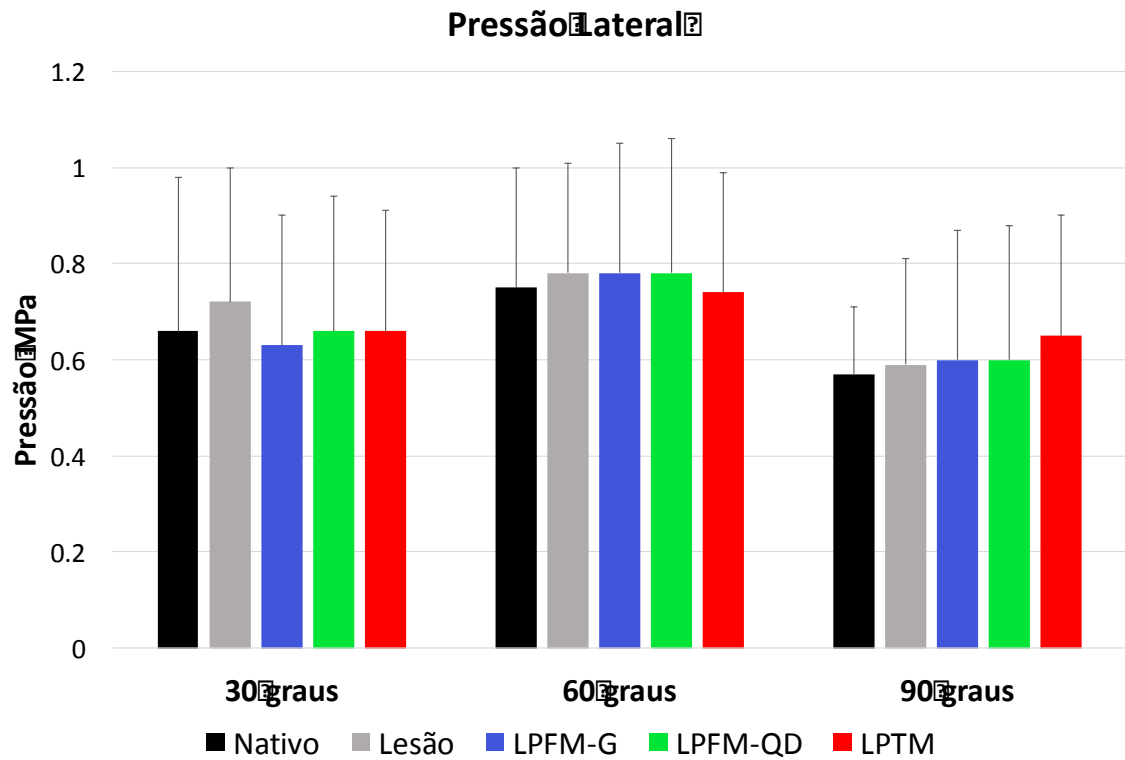


Figura 15: Gráfico da pressão média de contato na articulação patelofemoral lateral.

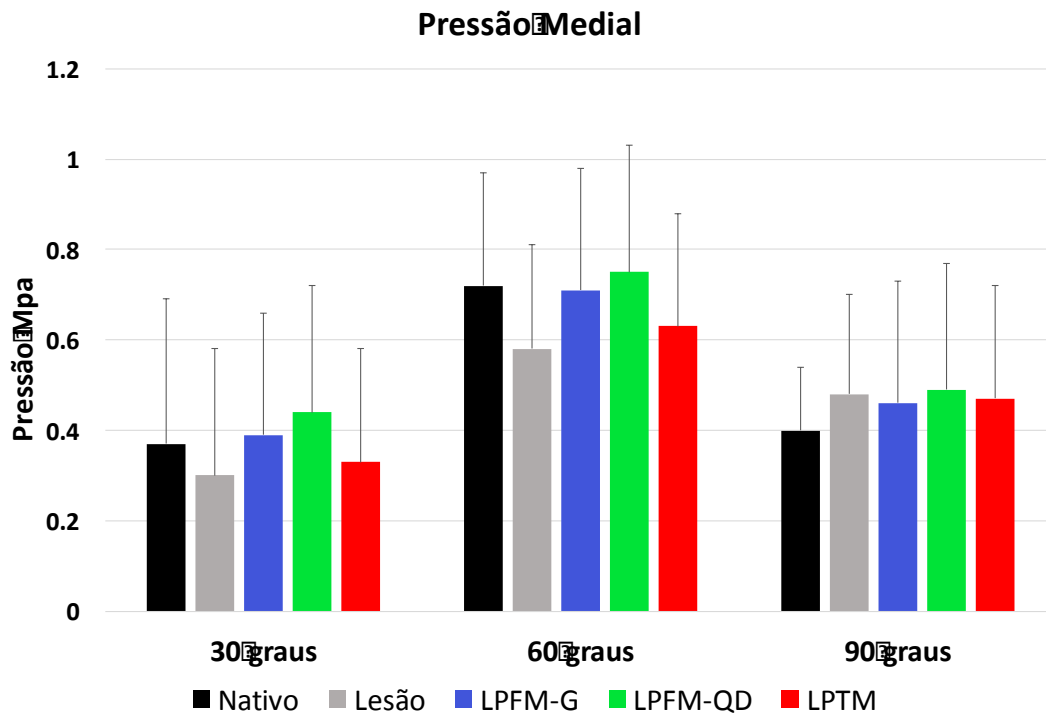


Figura 16: Gráfico da pressão média de contato na articulação patelofemoral medial.

Em relação a lateralização da patela, as reconstruções LPFM-G e LPFM-QD, apresentaram lateralização da patela semelhante ao joelho nativo. Não houve diferença estatística entre as condições nativa, LPFM-G e LPFM-QD. A reconstrução do LPTM apresentou lateralização patelar aumentada em relação a condição nativa do joelho ($p=0,0002$), com valores semelhantes a lateralização patelar na situação com lesão dos estabilizadores estáticos medial da patela. Ambas as condições, LPTM e “Lesão”, apresentaram lateralização da patela, significativamente maiores que a situação nativa ($p=0,0002$; $p=0,0001$).

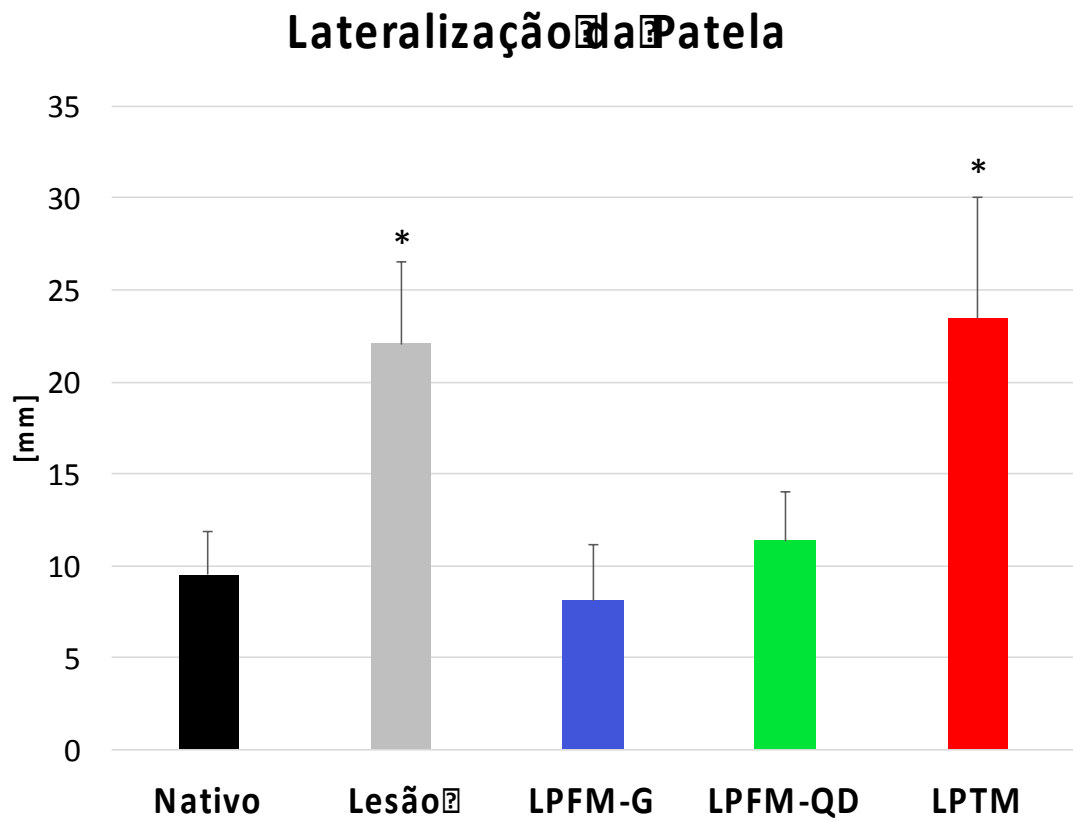


Figura 17: Gráfico dos resultados de lateralização da patela em 30 graus de flexão.

* $P < 0,05$

6. DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

O mais importante achado neste estudo é que a reconstrução do LPTM, utilizando a técnica anatômica e as reconstruções do LPFM-QD e LPFM-G, não alteraram a pressão patelofemoral em 30, 60 e 90 graus de flexão. Adicionalmente, a reconstrução do LPFM-QD e LPFM-G apresentaram lateralização da patela semelhante à condição nativa. Em contrapartida, a reconstrução do LPTM apresentou lateralização patelar significativamente maior, que a condição nativa, em 30 graus de flexão.

Recentemente, o LPTM tem ganhado maior atenção na literatura e alguns autores têm sugerido a reconstrução do LPTM, isoladamente ou em associação ao LPFM, como opção cirúrgica para a restauração da estabilidade patelofemoral, nos pacientes com luxação recorrente da patela (Hinckel et al. 2017b). Entretanto, em comparação com o LPFM, o LPTM ainda foi pouco estudado, e há escassa evidência na literatura sobre a anatomia e biomecânica da reconstrução do LPTM para o tratamento da instabilidade patelofemoral.

Até o presente momento, poucos estudos se dedicaram a avaliação da anatomia do LPTM (Placella et al. 2015). KALEKA et al. em 2016, avaliaram a anatomia do LPTM e LPMM em 26 joelhos de cadáveres. Estes autores encontraram o LPTM em 90% dos casos, e descreveram a posição anatômica do ligamento medindo sua inclinação em relação ao *ligamento patelar*. A inclinação média foi de 22,2 graus. Hinckel et al. (2017a) investigou a posição anatômica do LPTM em relação ao *ligamento patelar* e interlinha articular. A inserção patelar foi em média de 3,6mm da

inserção do *ligamento patelar* na patela. A inserção tibial, foi encontrada, em média, a 13,7mm distal a interlinha articular e 11,6mm medial ao *ligamento patelar*. Neste estudo, buscando o posicionamento anatômico na reconstrução do LPTM, a fixação tibial foi realizada com dois centímetros da interlinha articular e com dois centímetros da borda medial do *ligamento patelar*, posição semelhante a descrita nos estudos anatômicos.

Baseado em estudos biomecânicos, o LPTM tem a função de contrapor a força proximal e lateral do *músculo quadríceps* (vasto lateral) no final da extensão ativa do joelho (Ebied, El-Kholy 2011). Assim, embora a indicação da reconstrução do LPTM não esteja completamente definida, a utilização desta técnica poderia ser vantajosa em pacientes esqueleticamente imaturos, com fatores de risco anatômicos, como displasia da tróclea e patela alta. Isto porque, essas anormalidades não devem ser corrigidas na infância, devido ao alto risco de lesão da placa fisária.

Diversos estudos clínicos demonstraram bons resultados funcionais das reconstruções do LPFM (Ellera Gomes et al. 2004; Gomes 2008; Lind et al. 2009; Fisher et al. 2010; Kyung, Kim 2015; Song et al. 2016) e LPTM (Baker et al. 1972; Hall et al. 1979; Letts et al. 1999; Ebied, El-Kholy 2011; Giordano et al. 2011; Sobhy et al. 2012; Zaffagnini et al. 2013); entretanto, não há consenso sobre a técnica cirúrgica, se isolada ou associada, se anatômica ou não anatômica, superioridade de uma sobre a outra, bem como sua indicação clínica, principalmente em relação ao LPTM.

Neste estudo, a reconstrução do LPTM apresentou lateralização da patela em 30 graus de flexão, significativamente maior que a condição nativa, não sendo capaz de restaurar a estabilidade patelar nesta amplitude.

Sabendo que a luxação patelofemoral ocorre principalmente nos primeiros graus de flexão (Senavongse, Amis 2005), baseado no presente estudo, a reconstrução do LPTM não deve ser realizada isoladamente em pacientes com luxação patelofemoral recorrente. Embora alguns estudos tenham demonstrado melhora da função e baixa índice de recidiva na reconstrução do LPTM isolado, são limitados a pequenas séries de casos, com acompanhamento de curto e médio prazos. Grannatt, em 2012, publicou uma série de casos com 28 pacientes (34 joelhos), submetidos a reconstrução do LPTM isolado pela técnica de Galeazzi, não anatômica, para instabilidade patelofemoral. Com acompanhamento médio de 70 meses, aproximadamente 80% dos pacientes apresentaram recidiva da luxação. Os resultados clínicos encontrados, por esses autores, corroboram os achados biomecânicos encontrados no presente estudo.

O LPFM é o restritor primário a lateralização da patela. Atualmente, a reconstrução do LPFM é o procedimento mais realizado para o tratamento da luxação recorrente da patela (Weber et al. 2016). Estudos demonstrando resultados satisfatórios com menos de 10% de taxa de recidiva (Smith et al. 2007; Lind et al. 2009; Fisher et al. 2010; Howells et al. 2012). No entanto, numa revisão sistemática, avaliando a taxa de complicação relacionado a reconstrução do LPFM, demonstrou que 26,1% dos procedimentos apresentaram evento adverso (Shah et al. 2012). As principais complicações descritas foram a fratura da patela, instabilidade recorrente, perda de flexão e dor. Ainda, os autores ressaltaram a falta de padronização das técnicas utilizadas. Estes achados, demonstram a necessidade do aprofundamento do estudo das técnicas de reconstrução do LPFM. Assim, a melhor compreensão da anatomia e biomecânica na reconstrução dos estabilizadores estáticos da patela, vem auxiliar e guiar a

conduta clínica no tratamento da instabilidade patelar, minimizando possíveis complicações decorrente da técnica cirúrgica.

Neste presente estudo, foram avaliadas duas técnicas de reconstrução do LPFM. Uma técnica utilizando como enxerto o *tendão do musculo grácil* livre “LPFM-G”, e a outra utilizando o *tendão do músculo quadríceps* como enxerto “LPFM-QD”.

A reconstrução do LPFM-G foi selecionada por ser uma técnica bem estabelecida na literatura, avaliada previamente em outros estudos biomecânicos semelhantes, demonstrando ser capaz de restaurar a cinemática patelar (Rood et al. 2015; Lorbach et al. 2016; Stephen et al. 2016). Assim a reconstrução do LPFM-G foi utilizada como uma referência interna ao protocolo de teste e técnica de reconstrução.

Os tendões flexores são os mais usados como enxerto para reconstrução do LPFM (Fisher et al. 2010). Neste estudo foi optado pela utilização do *tendão do músculo grácil* como enxerto. Este tendão, além de apresentar resistência superior ao ligamento nativo LPFM - nativo 208N (Mountney et al. 2005), *tendão do músculo grácil* 837N (Hamner et al. 1999), em comparação com o *tendão do músculo semitendíneo*, a retirada do *tendão do músculo grácil* apresenta menor morbidade na área doadora (Gobbi et al. 2005).

Alguns autores recomendam a fixação na patela em dois pontos, para mimetizar a anatomia do ligamento original, que apresenta inserção espraiada na patela. No entanto, estudos biomecânicos demonstram que a fixação em um ponto é suficiente para reproduzir a cinemática do ligamento nativo (Stephen et al. 2012), apresentando resistência suficiente para reconstrução do LPFM (Nomura et al. 2005; Lenschow et al. 2013; Russ et al. 2014). Assim, neste presente estudo, a reconstrução do LPFM-

G, o enxerto foi fixado na patela em um único ponto utilizando uma ancora metálica de 5mm. Adicionalmente, a complicação mais grave após reconstrução do LPFM, é a fratura da patela. Estudos demonstram que a fratura da patela está relacionada com a utilização de túnel para fixação do enxerto na patela. Neste presente estudo, foi utilizado uma âncora por ser um método com resistência suficiente para a fixação do LPFM (Lenschow et al. 2013) na patela, com menor risco de fratura na patela. Ademais, a fixação com uma ancora, tem a vantagem de ser tecnicamente simples, e utilizar menos material de síntese.

Em relação a posição de fixação do enxerto na patela na reconstrução do LPFM-G, a âncora foi posicionada na transição do terço proximal e medial da patela. Esta posição foi demonstrada ser adequada para o posicionamento isométrico do enxerto (Stephen et al. 2014).

A reconstrução do LPFM com enxerto do *tendão do músculo quadríceps* é largamente utilizada em nosso meio, com resultados clínicos favoráveis (Steiner et al. 2006; Dopirak et al. 2008; Hernandez et al. 2009; Goyal 2013; Vavalle, Capozzi 2015; Calapodopulos et al. 2016; Nelitz et al. 2017). Na reconstrução do LPFM-QD, o quadríceps manteve sua inserção no polo superior da patela, sem fixação adicional. Assim, esta técnica tem a vantagem do menor custo, por utilizar menor quantidade de implante, além de evitar possíveis complicações advindas da fixação patelar. Adicionalmente, esta técnica preserva o *tendão do músculo grácil* para uma reconstrução ligamentar futura, além de evitar uma incisão adicional para retirada do enxerto.

Em ambas as reconstruções do LPFM, LPFM-G e LPFM-QD, a posição de fixação do enxerto no fêmur foi a mesma. Foi utilizada a posição descrita como anatômica, entre o *tubérculo adutor* e o *epicôndilo*

medial (Nomura et al. 2005). Este ponto é considerado o ponto de maior isometria do enxerto (Smirk, Morris 2003; Steensen et al. 2004). Neste estudo, após o posicionamento do fio na posição anatômica a isometria foi testada, caso houvesse uma movimentação maior que 5mm entre 0 e 90 graus de flexão, um novo ponto seria escolhido privilegiando a isometria, em detrimento da anatomia (Sanchis-Alfonso et al. 2015; Blatter et al. 2016). Este achado está de acordo com estudos prévios que demonstram que joelhos sem alteração anatômica, como patela alta (Tischer et al. 2016) e displasia da tróclea (Servien et al. 2011), a posição anatômica do ligamento é isométrica.

Outro parâmetro essencial na reconstrução do LPFM é o grau de flexão do joelho e a tensão aplicada do enxerto durante a fixação. Na reconstrução do LPFM o enxerto foi tensionado em 30 graus de flexão, posição em que o ligamento se encontra mais tenso (Higuchi et al. 2010). Seguindo a mesmo raciocínio, o LPTM foi tensionado em 90 graus de flexão (Philippot et al. 2012). Em relação ao tensionamento do enxerto, em todas as reconstruções os enxertos foram tensionados com 2N de força (Beck et al. 2007). Nas técnicas de reconstrução do LPFM, a fixação no fêmur foi realizada pelo clampeamento dos fios de sutura com uma pinça *kelly* na saída do túnel femoral na cortical lateral. Desta maneira, foi possível assegurar que a tensão aplicada ao enxerto (2N) não foi modificada durante a fixação, o que poderia causar um aumento na tensão do enxerto, e conseqüentemente, elevação da pressão patelofemoral medial.

Corroborando os estudos prévios (Ostermeier et al. 2007; Stephen et al. 2014; Rood et al. 2015; Lorbach et al. 2016; Stephen et al. 2016), no presente estudo a reconstrução do LPFM com o *tendão do músculo grácil* na posição anatômica e tensionado a 2N de força em 30 graus de flexão não

alterou a pressão de contato patelofemoral em 30, 60 e 90 graus de flexão.

Stephen et al. (2016) comparou a pressão de contato patelofemoral, após a reconstrução do LPFM, utilizando três opções de enxerto: *tendão do músculo grácil*, *fáscia lata* e *tendão do músculo quadríceps*. A técnica utilizada na reconstrução foi semelhante em todas as situações, alterando apenas a natureza e preparação do enxerto. Não foi encontrada diferença entre os enxertos avaliados. No referido estudo, na reconstrução com o tendão do músculo quadríceps, além de deixar a inserção distal a patela intacta, foi realizada sutura do enxerto aos tecidos moles parapatelar medial. Diferentemente, no presente estudo, o *tendão do músculo quadríceps* manteve apenas a inserção original patelar. Esta fixação proximal, e anterior na patela, é considerada não anatômica. No entanto, isto não demonstrou ser um fator determinante na pressão de contato patelofemoral, já que não houve diferença em relação a condição nativa nos graus de flexão avaliados. Este achado está em acordo com estudos biomecânicos prévios, que demonstraram que variação do posicionamento do enxerto na patela tem menor influência na isometria do ligamento (Stephen et al. 2012).

Em relação a pressão de contato patelofemoral no joelho nativo, em 30 graus de flexão, a pressão foi maior no compartimento lateral em comparação com o medial, demonstrando que a patela se localiza em uma posição lateralizada no início da extensão. Em 60 e 90 graus de flexão, com a patela centralizada na tróclea, ambos os compartimentos, lateral e medial, apresentaram pressões de contato similares, semelhante ao identificado em estudos prévios (Beck et al. 2007; Stephen et al. 2013; 2016). Neste estudo, em média, a maior pressão de contato foi alcançada em 60 graus de flexão, corroborando os achados de estudos anteriores

(Beck et al. 2007; Wilharm et al. 2013; Lorbach et al. 2016; Stephen et al. 2016).

Em comparação com a condição nativa, a lesão dos restritores mediais apresentou diminuição da pressão de contato patelofemoral medial, associado ao aumento da pressão lateral em 30 e 60 graus de flexão, fato esse em acordo com estudos anteriores (Wilharm et al. 2013). Este achado sugere que na ausência dos estabilizadores mediais estáticos, a patela se apresenta lateralizada da patela no início da flexão, quando a patela está iniciando o engajamento na tróclea. Embora neste presente estudo a diferença não tenha sido estatisticamente significativa, creditamos este fato ao pequeno poder da amostra.

Em relação a lateralização patelar, a condição nativa do joelho apresentou lateralização média de 9,5mm. Após a lesão dos restritores mediais da patela, a translação lateral média da patela foi de 22mm. Estes achados corroboram o encontrado, em estudo prévio semelhante (Stephen et al. 2013). A reconstrução do LPFM com o *tendão do músculo grácil*, apresentou, em média, lateralização patelar menor que a reconstrução com o tendão do quadríceps, 8,1mm e 11,32mm, respectivamente. Assim, como não foi encontrada diferença estatística, acreditamos, também, que essa diferença não seja clinicamente relevante. Esta diferença pode ser explicada pelo método usado para fixação do enxerto na patela. Na reconstrução com o *tendão do músculo quadríceps* foi mantida a inserção nativa do tendão, por outro lado, a fixação do *tendão do músculo grácil* foi realizada com uma âncora. A ausência de fixação rígida na técnica com *tendão do músculo quadríceps* permite maior complacência do tendão, o que explica o pequeno aumento da translação patelar nesta técnica. Este achado está de acordo com os achados descritos por Rood et al. (2015), que

demonstraram que a fixação em partes moles permite maior complacência do enxerto e, conseqüentemente, menor risco de constrição exagerada na fixação do enxerto.

Este estudo foi realizado em joelho de cadáver, e apresentam as limitações intrínsecas ao método. Em contrapartida, o estudo em cadáver possibilita a comparação controlada de diferentes condições, em um mesmo joelho.

Neste estudo foram utilizados joelhos sem alterações anatômicas, limitando a extrapolação dos dados para os pacientes com instabilidade lateral da patela que, usualmente, apresentam anatomia anormal, como displasia da tróclea e mal alinhamento do mecanismo extensor.

A força utilizada neste estudo para a tração do *tendão do músculo quadríceps* foi de 178N, carga bem inferior a esperada em condição fisiológica durante a marcha. Entretanto, uma carga excessiva poderia causar danos aos tecidos durante os testes. E ainda, como o mesmo protocolo é seguido nas diferentes condições, é pouco provável que o aumento da carga altere as características apresentadas. Adicionalmente, a tração foi aplicada ao *tendão do músculo quadríceps* por uma única força de 178N mimetizando a tração do reto femoral (RF) e vasto intermédio (VI). Estudos biomecânicos (Powers et al. 1998; Shalhoub, Maletsky 2014) demonstraram que a tração única (RF + VI) ou tração múltipla (por cada feixe do *músculo quadríceps*: RF + VI + vasto lateral + vasto medial) não interferem na cinemática patelofemoral de 30 a 90 graus de flexão. Devido a isso, este estudo avaliou a pressão de contato PF apenas nesta amplitude de movimento.

Este estudo foi o primeiro a avaliar a biomecânica da reconstrução do LPTM. No entanto, apenas uma técnica foi testada, utilizando como

enxerto o *ligamento patelar* na posição anatômica, isoladamente, tensionado em 90 graus. Como perspectiva futura, outros estudos devem ser realizados, para avaliar possíveis modificações na técnica de reconstrução do LPTM. Por exemplo, investigar a reconstrução associada ao LPTM, possíveis modificações no posicionamento do enxerto e posição da fixação. Além disso, faltam evidências na literatura em relação a indicação da reconstrução do LPTM. Assim, estudos biomecânicos, reproduzindo condições patológicas associadas a luxação patelar, como patela alta e lateralização da tuberosidade da tíbia, poderiam fornecer informações adicionais para a indicação do LPTM.

7. CONCLUSÕES

1. As técnicas cirúrgicas de reconstrução do LPFM-G, LPFM-QD e LPTM não alteraram a pressão de contato patelofemoral em 30, 60 e 90 graus de flexão;
2. Ambas as técnicas de reconstrução do LPFM apresentaram lateralização patelar semelhante à condição nativa do joelho. Entretanto, a técnica LPTM não foi capaz de restaurar a estabilidade patelar em 30 graus de flexão.

8. REFERÊNCIAS

8. REFERÊNCIAS

- Arendt EA, England K, Agel J, Tompkins MA. An analysis of knee anatomic imaging factors associated with primary lateral patellar dislocations. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* Springer Berlin Heidelberg; 2016 May 2;193(Suppl 2):1–9.
- Askenberger M, Janarv P-M, Finnbogason T, Arendt EA. Morphology and anatomic patellar instability risk factors in first-time traumatic lateral patellar dislocations. *American Journal of Sports Medicine.* 2017 Jan;45(1):50–8.
- Aulisa AG, Falciglia F, Giordano M, Pietro Savignoni, Guzzanti V. Galeazzi's modified technique for recurrent patella dislocation in skeletally immature patients. *J Orthop Sci. Elsevier Masson SAS;* 2012 Jan 1;17(2):148–55.
- Baker RH, Carroll N, Dewar FP, Hall JE. The semitendinosus tenodesis for recurrent dislocation of the patella. *J Bone Joint Surg Br.* 1972 Feb;54(1):103–9.
- Beck P, Brown NAT, Greis PE, Burks RT. Patellofemoral contact pressures and lateral patellar translation after medial patellofemoral ligament reconstruction. *American Journal of Sports Medicine.* 2007 Jul 19;35(9):1557–63.
- Beck PR. Trochlear contact pressures after anteromedialization of the tibial tubercle. *American Journal of Sports Medicine.* 2005 Aug 10;33(11):1710–5.
- Blatter SC, Frnstahl P, Hirschmann A, Graf M, Fucentese SF. Femoral insertion site in medial patellofemoral ligament reconstruction. *The Knee. Elsevier B.V;* 2016 Mar 16;23(3):1–4.
- Bollier M, Fulkerson J, Cosgarea A, Tanaka M. Technical failure of medial patellofemoral ligament reconstruction. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery.* 2011 Aug;27(8):1153–9.
- Brimacombe JM, Wilson DR, Hodgson AJ, Ho KCT, Anglin C. Effect of calibration method on tekscan sensor accuracy. *J Biomech Eng.* 2009;131(3):034503–4.

- Calapodopulos CJ, Nogueira MC, Eustáquio JM, Júnior CJC, Rodrigues OA. Reconstruction of the medial patellofemoral ligament using autologous graft from quadriceps tendon to treat recurrent patellar dislocation. *Revista Brasileira de Ortopedia. Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia*; 2016 Mar 22;51(2):187–93.
- Camanho GL, Viegas AC, Bitar AC, Demange MK, Hernandez AJ. Conservative versus surgical treatment for repair of the medial patellofemoral ligament in acute dislocations of the patella. *Arthroscopy. Arthroscopy Association of North America*; 2009 Jun 1;25(6):620–5.
- Conlan T, Garth WP, Lemons JE. Evaluation of the medial soft-tissue restraints of the extensor mechanism of the knee. *J Bone Joint Surg Am. The American Orthopedic Association*; 1993 May 1;75(5):682–93.
- Dejour H, Walch G, Nove-Josserand L, Guier C. Factors of patellar instability: an anatomic radiographic study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1994;2(1):19–26.
- Desio SM, Burks RT, Bachus KN. Soft tissue restraints to lateral patellar translation in the human knee. *American Journal of Sports Medicine. American Orthopaedic Society for Sports Medicine*; 1998 Jan 1;26(1):59–65.
- Dopirak R, Adamany D, Bickel B, Steensen R. Reconstruction of the medial patellofemoral ligament using a quadriceps tendon graft: a case series. *Orthopedics.* 2008 Mar;31(3):217.
- Ebied AM, El-Kholy W. Reconstruction of the medial patello-femoral and patello-tibial ligaments for treatment of patellar instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. Springer-Verlag*; 2011 Sep 21;20(5):926–32.
- Elias JJ, Cosgarea AJ. Technical errors during medial patellofemoral ligament reconstruction could overload medial patellofemoral cartilage: a computational analysis. *American Journal of Sports Medicine.* 2006 Sep;34(9):1478–85.
- Ellera Gomes JL. Medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent dislocation of the patella: a preliminary report. *Arthroscopy.* 1992;8(3):335–40.
- Ellera Gomes JL, Stigler Marczyk LR, César de César P, Jungblut CF. Medial patellofemoral ligament reconstruction with semitendinosus autograft for chronic patellar instability: a follow-up study. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery.* 2004 Feb;20(2):147–51.

- 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. *Journal of Biomechanics*. 1998 Dec;31(12):1147–52.
- Favaro E, Severino NR, Fávoro T, Hernandez AJ. The importance of the medial patellofemoral ligament in the lateral displacement and inclination of the patella: a radiographic study in cadavers. *Rev Bras Med Esporte*. 3rd ed. Sociedade Brasileira de Medicina do Exercício e do Esporte; 2011;17(4):261–5.
- 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 Oct;26(10):1384–94.
- Fithian DC. Epidemiology and Natural History of Acute Patellar Dislocation. *American Journal of Sports Medicine*. 2004 May 18;32(5):1114–21.
- Fithian DC, Paxton EW, Stone ML, Silva P, Davis DK, Elias DA, et al. Epidemiology and natural history of acute patellar dislocation. *American Journal of Sports Medicine*. 2004 Jul;32(5):1114–21.
- Galeazzi R. New applications of muscle and tendon transplant. Vol. 38. *Arch Di Ortop Milano*; 1922. pp. 315–23.
- Garretson RB. Contact pressure at osteochondral donor sites in the patellofemoral joint. *American Journal of Sports Medicine*. 2004 Apr 16;32(4):967–74.
- Giordano M, Falciglia F, Aulisa AG, Guzzanti V. Patellar dislocation in skeletally immature patients: semitendinosous and gracilis augmentation for combined medial patellofemoral and medial patellotibial ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. Springer-Verlag; 2011 Nov 25;20(8):1594–8.
- Gobbi RG, Demange MK, Ávila LFR, de Arimatéia Batista Araújo Filho J, Moreno RA, Gutierrez MA, et al. Patellar tracking after isolated medial patellofemoral ligament reconstruction: dynamic evaluation using computed tomography. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. Springer Berlin Heidelberg; 2016a Aug 19;31:1–9.
- Gobbi RG, Pereira CAM, Sadigursky D, Demange MK, Tirico LEP, Pécora JR, et al. Evaluation of the isometry of different points of the patella and femur for medial patellofemoral ligament reconstruction. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2016b Oct;38:8–12.

- Gomes JE. Comparison Between a Static and a Dynamic Technique for Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 2008 Apr;24(4):430–5.
- Goyal D. Medial patellofemoral ligament reconstruction. *American Journal of Sports Medicine*. 2013 May;41(5):1022–9.
- Grannatt K, Heyworth BE, Ogunwole O, Micheli LJ, Kocher MS. Galeazzi semitendinosus tenodesis for patellofemoral instability in skeletally immature patients. *Journal of pediatric orthopedics*. 2012 Sep;32(6):621–5.
- Grassi CA, Fruheling VM, Abdo JC, de Moura MFA, Namba M, da Silva JLV, et al. Hamstring tendons insertion – an anatomical study. *Revista Brasileira de Ortopedia (English Edition)*. 2013 Sep;48(5):417–20.
- Hall JE, Micheli LJ, McManama GB. Semitendinosus tenodesis for recurrent subluxation or dislocation of the patella. *Clin Orthop Relat Res*. 1979 Oct;(144):31–5.
- 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 Apr;(349):174–82.
- Hawkins RJ, Bell RH, Anisette G. Acute patellar dislocations. The natural history. *American Journal of Sports Medicine*. 1986 Mar;14(2):117–20.
- Hernandez AJ, Favaro E, Almeida A, Bonavides A, Demange MK, Camanho GL. Reconstruction of the medial patellofemoral ligament in skeletally immature patients. *Tech Knee Surg*. 2009 Mar;8(1):42–6.
- Higuchi T, Arai Y, Takamiya H, Miyamoto T, Tokunaga D, Kubo T. An analysis of the medial patellofemoral ligament length change pattern using open-MRI. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2010 Nov;18(11):1470–5.
- Hinckel BB, Gobbi RG, Demange MK, Bonadio MB, Pécora JR, Camanho GL. Combined reconstruction of the medial patellofemoral ligament with quadriceps tendon and the medial patellotibial ligament with patellar tendon. *Arthroscopy Techniques*. 2016 Feb;5(1):e79–84.
- Hinckel BB, Gobbi RG, Demange MK, Pereira CAM, Pécora JR, Natalino RJM, et al. Medial Patellofemoral Ligament, Medial Patellotibial Ligament, and Medial Patellomeniscal Ligament: Anatomic, Histologic, Radiographic, and Biomechanical Study. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 2017a.

- Hinckel BB, Gobbi RG, Kaleka CC, Camanho GL, Arendt EA. Medial patellotibial ligament and medial patellomeniscal ligament: anatomy, imaging, biomechanics, and clinical review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017b Mar 13;37(10):2021.
- Howells NR, Barnett AJ, Ahearn N, Ansari A, Eldridge JD. Medial patellofemoral ligament reconstruction: a prospective outcome assessment of a large single centre series. *J Bone Joint Surg Br.* 2012 Sep;94(9):1202–8.
- Kaleka CC, Aihara LJ, Rodrigues A, Medeiros SF, Oliveira VM, Cury RPL. Cadaveric study of the secondary medial patellar restraints: patellotibial and patellomeniscal ligaments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* Springer Berlin Heidelberg; 2016 Oct 8;25(1):144–51.
- KAPLAN EB. Factors responsible for the stability of the knee joint. *Bull Hosp Joint Dis.* 1957 Apr;18(1):51–9.
- Kellgren JH, Lawrence JS. Radiological Assessment of Osteo-Arthrosis. *Ann Rheum Dis.* 1957;16(4):494–502.
- Kyung H-S, Kim H-J. Medial patellofemoral ligament reconstruction: a comprehensive review. *Knee Surg Relat Res.* 2015;27(3):133–8.
- Lenschow S, Schliemann B, Gestring J, Herbort M, Schulze M, Kösters C. Medial patellofemoral ligament reconstruction: fixation strength of 5 different techniques for graft fixation at the patella. *Arthroscopy.* 2013 Apr;29(4):766–73.
- Letts RM, Davidson D, Beaulé P. Semitendinosus tenodesis for repair of recurrent dislocation of the patella in children. *Journal of Pediatric Orthopaedics.* 1999;19(6):742.
- Lind M, Jakobsen BW, Lund B, Christiansen SE. Reconstruction of the medial patellofemoral ligament for treatment of patellar instability. *Acta Orthop.* 2009 Jul 8;79(3):354–60.
- Lorbach O, Hauptert A, Efe T, Pizanis A, Weyers I, Kohn D, et al. Biomechanical evaluation of MPFL reconstructions: differences in dynamic contact pressure between gracilis and fascia lata graft. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* Springer Berlin Heidelberg; 2016 Jan 26;22:1–9.
- Macnab I. Recurrent Dislocation of the patella. *The Journal of Bone and Joint Surgery.* 1952;34(4):957–76.

- Mäenpää H, Huhtala H, Lento MUK. Recurrence after patellar dislocation
Redislocation in 37/75 patients followed for 6-24 years. *Acta Orthop Scand*.
2009 Jul 8;68(5):424–6.
- Melegari TM, Parks BG, Matthews LS. Patellofemoral contact area and
pressure after medial patellofemoral ligament reconstruction. *American
Journal of Sports Medicine*. 2008 Jan 22;36(4):747–52.
- 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 Jan;87(1):36–40.
- Nelitz M, Dreyhaupt J, Williams SRM. Anatomic reconstruction of the medial
patellofemoral ligament in children and adolescents using a pedicled
quadriceps tendon graft shows favourable results at a minimum of 2-year
follow-up. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. Springer Berlin
Heidelberg; 2017 Jun 10;10:1–6.
- Nomura E, Horiuchi Y, Inoue M. Correlation of MR imaging findings and open
exploration of medial patellofemoral ligament injuries in acute patellar
dislocations. *The Knee*. 2002 May;9(2):139–43.
- 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 May 13;13(7):510–5.
- Oka S, Matsushita T, Kubo S, Matsumoto T, Tajimi H, Kurosaka M, et al.
Simulation of the optimal femoral insertion site in medial patellofemoral
ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2014 Jul
23;22(10):2364–71.
- Ostermeier S, Holst M, Bohnsack M, Hurschler C, Stukenborg-Colsman C,
Wirth C-J. Dynamic measurement of patellofemoral contact pressure
following reconstruction of the medial patellofemoral ligament: An in vitro
study. *Clinical Biomechanics*. 2007 Mar;22(3):327–35.
- Panagiotopoulos E, Strzelczyk P, Herrmann M, Scuderi G. Cadaveric study on
static medial patellar stabilizers: the dynamizing role of the vastus medialis
obliquus on medial patellofemoral ligament. *Knee Surg Sports Traumatol
Arthrosc*. 2005 Jul 7;14(1):7–12.
- Panni AS, Cerciello S, Maffulli N, Di Cesare M, Servien E, Neyret P. Patellar
shape can be a predisposing factor in patellar instability. *Knee Surg Sports
Traumatol Arthrosc*. Springer-Verlag; 2011 Apr;19(4):663–70.

-
- Philippot R, Boyer B, Testa R, Farizon F, Moyon B. The role of the medial ligamentous structures on patellar tracking during knee flexion. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* Springer-Verlag; 2012;20(2):331–6.
- Placella G, Tei M, Sebastiani E, Speziali A, Antinolfi P, Delcogliano M, et al. Anatomy of the Medial Patello-Femoral Ligament: a systematic review of the last 20 years literature. *Musculoskelet Surg.* Springer Milan; 2015 Apr 15;:1–11.
- Powers CM, Lilley JC, Lee TQ. The effects of axial and multi-plane loading of the extensor mechanism on the patellofemoral joint. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1998 Dec;13(8):616–24.
- Rillmann P, Dutly A, Kieser C, Berbig R. Modified Elmslie-Trillat procedure for instability of the patella. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1998;6(1):31–5.
- Rood A, Hannink G, Lenting A, Groenen K, Koeter S, Verdonschot N, et al. Patellofemoral pressure changes after static and dynamic medial patellofemoral ligament reconstructions. *American Journal of Sports Medicine.* 2015 Aug 17;:1–8.
- Russ SD, Tompkins M, Nuckley D, Macalena J. Biomechanical comparison of patellar fixation techniques in medial patellofemoral ligament reconstruction. *American Journal of Sports Medicine.* 2014 Dec 31;43(1):195–9.
- Sallay PI, Poggi J, Speer KP, Garrett WE. Acute dislocation of the patella. A correlative pathoanatomic study. *American Journal of Sports Medicine.* 1996 Jan;24(1):52–60.
- Sanchis-Alfonso V, Ramirez-Fuentes C, Montesinos-Berry E, Aparisi-Rodriguez F, Martí-Bonmatí L. Does radiographic location ensure precise anatomic location of the femoral fixation site in medial patellofemoral ligament surgery? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2015 Jan 30;24(9):2838–44.
- Sandmeier RH, Burks RT, Bachus KN, Billings A. The effect of reconstruction of the medial patellofemoral ligament on patellar tracking. *American Journal of Sports Medicine.* American Orthopaedic Society for Sports Medicine; 2000 May 1;28(3):345–9.

- Santos Netto dos A, de Brito MBS, Severino FCR, Campos LRA, Nico MAC, de Oliveira VM, et al. Study on the patellofemoral joint using magnetic resonance imaging morphological variation of the medial patellofemoral ligament. *Revista Brasileira de Ortopedia. Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia*; 2015 Nov 12;47(2):204–9.
- Senavongse W, Amis AA. The effects of articular, retinacular, or muscular deficiencies on patellofemoral joint stability: a biomechanical study in vitro. *J Bone Joint Surg Br*. 2005 Apr;87(4):577–82.
- Servien E, Fritsch B, Lustig S, Demey G, Debarge R, Lapra C, et al. In vivo positioning analysis of medial patellofemoral ligament reconstruction. *American Journal of Sports Medicine*. 2011 Jan 4;39(1):134–9.
- Shah JN, Howard JS, Flanigan DC, Brophy RH, Carey JL, Lattermann C. A systematic review of complications and failures associated with medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar dislocation. *American Journal of Sports Medicine*. 2012 Aug 6;40(8):1916–23.
- Shalhoub S, Maletsky LP. Variation in patellofemoral kinematics due to changes in quadriceps loading configuration during in vitro testing. *Journal of Biomechanics*. Elsevier; 2014 Jan 3;47(1):130–6.
- Smirk C, Morris H. The anatomy and reconstruction of the medial patellofemoral ligament. *The Knee*. 2003 Sep;10(3):221–7.
- Smith TO, Walker J, Russell N. Outcomes of medial patellofemoral ligament reconstruction for patellar instability: a systematic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2007 Aug 8;15(11):1301–14.
- Sobhy MH, Mahran MA, Kamel EM. Midterm results of combined patellofemoral and patellotibial ligaments reconstruction in recurrent patellar dislocation. *European journal of orthopaedic surgery & traumatology : orthopedie traumatologie*. 2012 Apr 24;23(4):465–70.
- Song JG, Kang S-B, Oh S-H, Han JH, Shah D, Park H-J, et al. Medial soft-tissue realignment versus medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar dislocation: systematic review. *Arthroscopy*. Elsevier; 2016 Mar;32(3):507–16.
- Steensen RN, Dopirak RM, McDonald WG. The anatomy and isometry of the medial patellofemoral ligament: implications for reconstruction. *American Journal of Sports Medicine*. 2004 Sep;32(6):1509–13.

-
- Stefancin JJ, Parker RD. First-time traumatic patellar dislocation. *Clin Orthop Relat Res*. 2007 Feb;455:93–101.
- Steiner TM, Torga-Spak R, Teitge RA. Medial patellofemoral ligament reconstruction in patients with lateral patellar instability and trochlear dysplasia. *American Journal of Sports Medicine*. 2006 Aug;34(8):1254–61.
- Stephen JM, Dodds AL, Lumpaopong P, Kader D, Williams A, Amis AA. The ability of medial patellofemoral ligament reconstruction to correct patellar kinematics and contact mechanics in the presence of a lateralized tibial tubercle. *American Journal of Sports Medicine*. 2015 Aug 31;43(9):2198–207.
- Stephen JM, Kader D, Lumpaopong P, Deehan DJ, Amis AA. Sectioning the medial patellofemoral ligament alters patellofemoral joint kinematics and contact mechanics. *J Orthop Res*. 2013 Apr 29;31(9):1423–9.
- Stephen JM, Kaider D, Lumpaopong P, Deehan DJ, Amis AA. The Effect of Femoral Tunnel Position and Graft Tension on Patellar Contact Mechanics and Kinematics After Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction. *American Journal of Sports Medicine*. American Orthopaedic Society for Sports Medicine; 2014 Feb 1;42(2):364–72.
- Stephen JM, Kittl C, Williams A, Zaffagnini S, Marcheggiani Muccioli GM, Fink C, et al. Effect of Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction Method on Patellofemoral Contact Pressures and Kinematics. *American Journal of Sports Medicine*. 2016 May;44(5):1186–94.
- Stephen JM, Lumpaopong P, Deehan DJ, Kader D, Amis AA. The medial patellofemoral ligament. *American Journal of Sports Medicine*. 2012 Aug;40(8):1871–9.
- Suero EM, Hawi N, Westphal R, Sabbagh Y, Citak M, Wahl FM, et al. The effect of distal tibial rotation during high tibial osteotomy on the contact pressures in the knee and ankle joints. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2015 Mar 6;:1–7.
- Terry GC. The anatomy of the extensor mechanism. *Clinics in Sports Medicine*. 1989;8(2):163–77.
- Thaunat M, Erasmus PJ. Management of overtight medial patellofemoral ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2009 Jan 9;17(5):480–3.

-
- Tischer T, Geier A, Lenz R, Woernle C, Bader R. Impact of the patella height on the strain pattern of the medial patellofemoral ligament after reconstruction: a computer model-based study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* Springer Berlin Heidelberg; 2016 Jun 10;37(10):1–11.
- Van Haver A, De Roo K, De Beule M, Labey L, De Baets P, Dejour D, et al. The effect of trochlear dysplasia on patellofemoral biomechanics: a cadaveric study with simulated trochlear deformities. *American Journal of Sports Medicine.* 2015 May 29;43(6):1354–61.
- Vavalle G, Capozzi M. Isolated reconstruction of the medial patellofemoral ligament with autologous quadriceps tendon. *J Orthopaed Traumatol.* Springer Milan; 2015 Sep 15;17(2):155–62.
- 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 Jan;61(1):56–62.
- Weber AE, Nathani A, Dines JS, Allen AA, Shubin Stein BE, Arendt EA, et al. An algorithmic approach to the management of recurrent lateral patellar dislocation. *The Journal of Bone and Joint Surgery.* 2016 Mar 2;98(5):417–27.
- Wilharm A, Hurschler C, Dermitas T, Bohnsack M. Use of tekscan K-Scan sensors for retropatellar pressure measurement avoiding errors during implantation and the effects of shear forces on the measurement precision. *BioMed Research International.* 2013;2013(6):1–7.
- Zaffagnini S, Grassi A, Marcheggiani Muccioli GM, Luetzow WF, Vaccari V, Benzi A, et al. Medial patellotibial ligament (MPTL) reconstruction for patellar instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013 Nov 7;22(10):2491–8.

NORMAS ADOTADAS

NORMAS ADOTADAS

- Ferreira LM. Orientação Normativa para Elaboração e Apresentação de Teses. São Paulo: Ed RED Publicações; 2017. 118p.
- Terminologia anatômica internacional. Federative Committee on Anatomical Terminology. Tradução da comissão de terminologia Anatômica da Sociedade Brasileira de Anatomia. Barueri: Manole; 2001. 248p.
- Ledur PF. Guia prático da nova ortografia: as mudanças do Acordo Ortográfico. 7ed. Porto Alegre: AGE, 2009. 976p.

APÊNDICES

APÊNDICES

Apêndice 1



Partners Human Research Committee
116 Huntington Avenue, Suite 1002
Boston, MA 02116
Tel: (617) 424-4100
Fax: (617) 424-4199

Initial Review: Notification of IRB Determination Protocol #: 2016P000021/BWH

Date: February 16, 2016

To: Andreas H Gomoll, MD
BWH
Orthopedics

From: Partners Human Research Committee
116 Huntington Avenue, Suite 1002
Boston, MA 02116

Title of Protocol: Measurements of Patellofemoral Pressure Following Proximal Realignment
for Lateral Patellofemoral Instability

Sponsor/Funding Support: Name: Departmental Funds

IRB Review Type: Expedited
IRB Review Date: 2/15/2016
IRB Review Action: Not Human Research

The IRB has determined that this activity does not meet the definition of human subjects research. The investigators conducting this research will not obtain data through an intervention or interaction with individual subjects or identifiable private information about living individuals. Identifiable private information means that the identity of the individual is or may readily be ascertained by the investigators conducting the research, or is associated with the information. Continuing review is not required.

Note: If you are receiving coded data/specimens, please obtain a signed letter of agreement from the provider of the data/specimens stating that you will never be given access to the key to the codes that contains identifiers that could be used to link the samples/data to individual subjects who provided the samples/data. The IRB does not need a copy of this letter of agreement.

Any incoming tissue agreement should be reviewed by Innovations.

As Principal Investigator, you are responsible for the following:

1. Ensuring that this project is conducted in compliance with this determination.
2. Submission of significant proposed changes to this project to ensure that the project continues to meet the criteria for "not human research." Changes that require IRB review include the addition of new cohorts of data/samples; sending data/samples outside of Partners HealthCare; obtaining identifiers for any reason.

Questions related to this project may be directed to Deena G Segal, DSEGAL@PARTNERS.ORG, 617-424-

Apêndice 2



UNIFESP - HOSPITAL SÃO
PAULO - HOSPITAL
UNIVERSITÁRIO DA

COMPROVANTE DE ENVIO DO PROJETO

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Influência da técnica cirúrgica de reconstrução dos estabilizadores mediais da patela no mecanismo de contato patelo femoral: estudo biomecânico.

Pesquisador: Luiz Felipe Morlin Ambra

Versão: 1

CAAE: 72919717.4.0000.5505

Instituição Proponente: Departamento de Ortopedia e Traumatologia

DADOS DO COMPROVANTE

Número do Comprovante: 088574/2017

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

Informamos que o projeto Influência da técnica cirúrgica de reconstrução dos estabilizadores mediais da patela no mecanismo de contato patelo femoral: estudo biomecânico. que tem como pesquisador responsável Luiz Felipe Morlin Ambra, foi recebido para análise ética no CEP UNIFESP - Hospital São Paulo - Hospital Universitário da Universidade Federal de São Paulo - HSP/UNIFESP em 08/08/2017 às 12:58.

Endereço: Rua Botucatu, 572 1º Andar Conj. 14

Bairro: VILA CLEMENTINO

CEP: 04.023-061

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)5571-1062

Fax: (11)5539-7162

E-mail: secretaria.cepunifesp@gmail.com

Apêndice 3



Ministério da Educação - MEC
Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - CAPES
Setor Bancário Norte, Quadra 2, Bloco L, Lote 06
CEP 70040-020 - Brasília, DF

Prezado (a) Senhor (a),
LUIZ FELIPE MORLIN AMBRA
RUA CARAÍBAS, 666. APT 101
PERDIZES
São Paulo - São Paulo
Brasil
05.020-000

9 de Maio de 2017

Processo: PDSE 99999.007353/2015-04

DECLARAÇÃO DE EX-BOLSISTA

Prezado(a) Ex-bolsista,

Declaramos, para os devidos fins, que o(a) interessado(a) foi bolsista da Capes e realizou DOUTORADO SANDUÍCHE no exterior, conforme os dados abaixo:

PERÍODO DA BOLSA: 08/2015 a 31/07/2016

INSTITUIÇÃO DE ENSINO: HARVARD UNIVERSITY - HARVARD SCHOOL OF PUBLIC HEALTH, BOSTON

PAÍS: Estados Unidos

Atenciosamente,

Adi Balbinot Junior

Coordenador (a) Geral de Acompanhamento e Monitoramento de Resultados
Esta assinatura independe de reconhecimento de firma, por se tratar de documento público
- Art. 19, Inciso II - Constituição Federal do Brasil

ANEXOS

ANEXOS

2017 ISAKOS Biennial Congress Paper #69

Biomechanical Effects of Mptl Reconstruction – A Comparison With Two Techniques For Mpfl Reconstruction.

Felipe Ambra, MD, São Paulo, São Paulo BRAZIL

Amy Phan, BS, Boston UNITED STATES

Andreas H. Gomoll, MD, Boston, MA UNITED STATES

Brigham Women's Hospital, Boston, Massachusetts, UNITED STATES

FDA Status Cleared

Summary: The medial soft tissue complex is a significant restraint against lateral patellar translation. Several reconstructive techniques have been proposed to treat patellofemoral instability. Non-anatomic techniques may adversely affect patellofemoral contact pressures and stability.

Abstract:

Propose: To evaluate the biomechanical characteristics of MPTL reconstruction in comparison with 2 techniques for MPFL reconstruction. We evaluated restoration of patellar stability and changes in patellofemoral contact pressures.

Hypothesis: We hypothesized that a non-anatomic technique using distal tendon transfer may alter patellar tracking, leading to an increase in patellofemoral contact pressures. Conversely, anatomic reconstruction would result in patellofemoral pressures and stability that are closer to the native situation.

Methods: Experimental laboratory study in eight human cadaveric knees (mean age 46.3 years, range 41-50; 5 female). None had patellofemoral cartilage lesions or trochlear dysplasia as evaluated by XR and MRI exam. The specimens were secured in a load apparatus, and the quadriceps was loaded in line with the femoral shaft (force=178N). Contact pressures were measured using I-scan sensor (Tekscan Inc, Boston, MA) at 30, 60 and 90 degrees. The sensor was placed in the patellofemoral joint through a proximal approach between femoral shaft and quadriceps tendon. TekScan data were analyzed with TekScan software (Version 4.23, TekScan) to determine peak and mean contact pressures on the medial and lateral facets. Patellar displacement was evaluated with the knee positioned at 30 degrees of flexion and 9N of quadriceps load, then a lateral force (22N) was applied, and the lateral translation was measured using Microscribe digitizer. The same protocol was used for each condition: native, medial restraint lesion, medial patellofemoral ligament reconstruction (MPFLr) using gracilis tendon, MPFLr using quadriceps tendon transfer, and medial patellotibial ligament reconstruction (MPTLr) using patellar tendon transfer.

Results: No statistical difference was found for mean and peak contact pressures, medial or lateral, among all 3 techniques. However, while both techniques of MPFLr were able to restore the medial restraint, MPTLr failed to restore patellar lateralization to the native condition (Mean lateralization of the patella [mm]: native: 9.48; lesion: 22.05; gracilis: 8.1; quadriceps: 11.32; MPTL: 23.44) ($p < .001$).

Conclusion: Both gracilis tendon MPFLr or quadriceps tendon transfer are effective in restoring medial patellofemoral instability without affecting patellofemoral contact pressures. Although the MPTLr did not increase contact pressures, it failed to restore patellar stability.

Increased Femoral Anteversion Influence Over Surgically Treated Recurrent Patellar Instability Patients

Carlos Eduardo Franciozi, M.D., Ph.D., Luiz Felipe Ambra, M.D.,
Leonardo José Bernardes Albertoni, M.D., Pedro Debieux, M.D., Ph.D.,
Fernando Cury Rezende, M.D., Mauricio Ayres de Oliveira, M.D.,
Marcio de Castro Ferreira, M.D., and Marcus Vinícius Malheiros Luzo, M.D., Ph.D.

Purpose: To verify the influence that increased femoral anteversion (FA) has on patients with recurrent patellar instability (RPI) treated by anteromedialization tibial tubercle osteotomy (TTO) combined with medial patellofemoral ligament reconstruction (MPFLR) and to present the midterm outcomes of these patients. **Methods:** From January 2008 to August 2013, skeletally mature patients with RPI and tibial tubercle (TT)–trochlear groove (TG) ≥ 17 mm who underwent anteromedialization TTO combined with MPFLR were evaluated for J sign, patellar glide, apprehension test, increased FA, Caton index, trochlea dysplasia, TT-TG, Kujala, International Knee Documentation Committee subjective knee evaluation form, and Tegner. Increased FA was determined clinically by a difference of more than 30° between hip internal and external rotation, 70° or more of hip internal rotation, and 30° or more of femoral neck anteversion. A subgroup analysis involving increased FA was made. **Results:** Forty-eight patients composed the study group. Mean follow-up was 41.5 ± 11.05 months. The J-sign was present in 86% before surgery and none postoperatively ($P < .001$). All patients had a positive apprehension test or a patellar luxation at the patellar glide test rated as grade 4 before surgery. After surgery, the mean glide was 1.29 ± 0.45 with no apprehension ($P < .001$). Increased FA was present in 18.7%. Caton index before surgery was 1.11 ± 0.21 and 0.99 ± 0.11 postoperatively ($P = .004$). Trochlea dysplasia was present in all patients. TT-TG preoperatively was 20.77 ± 2.12 mm and 11.33 ± 1.24 mm postoperatively ($P < .001$). Functional scores improved preoperatively to postoperatively ($P < .001$) with Kujala and International Knee Documentation Committee means: 59.08 to 84.37; 52.6 to 85.5, respectively. Tegner preinjury score was 5.4 and postoperatively was 5.2 ($P = .01$). Increased FA group had worse Kujala compared with the normal FA group and worse Kujala improvement: 77.7 and 85.89 ($P = .012$), and 21.7 and 26.1, respectively ($P < .001$). **Conclusions:** Increased FA in patients with RPI had a negative effect on the outcome of anteromedialization TTO combined with MPFLR. Combined anteromedialization TTO and MPFLR had good functional midterm outcomes in treating patients with RPI and TT-TG ≥ 17 mm. **Level of Evidence:** Level III, comparative study.

The surgical treatment for recurrent patellar instability (RPI) normally aims to correct maltracking and to restore the medial soft-tissue restraint. Proximal realignment normally is addressed to recover the medial stability and comprises medial patellofemoral ligament reconstruction (MPFLR), among others. Distal

realignment is represented by tibial tubercle osteotomy (TTO). These procedures can be performed individually or combined.¹⁻¹¹

Despite the good results obtained with these surgeries, a significant number of patients appear to have pain and instability or to develop them as late

From the Department of Orthopaedics and Traumatology, Escola Paulista de Medicina, Federal University of São Paulo (C.E.F., L.F.A., L.J.B.A., P.D., F.C.R., M.V.M.L.), São Paulo, SP; Hospital Regional Público do Leste (M.A.d.O.), Paragominas, PA; and Hospital do Coração (M.d.C.F.), São Paulo, SP, Brazil.

The authors report the following potential conflicts of interest or sources of funding: C.E.F., L.J.B.A., and M.d.C.F. received money as consultants for Smith & Nephew. M.V.M.L. received money as a consultant for DePuy Synthes. C.E.F., L.J.B.A., M.d.C.F., and M.V.M.L. received payment for the development of educational presentations.

Received June 24, 2016; accepted September 16, 2016.

Address correspondence to Carlos Eduardo Franciozi, M.D., Ph.D., Rua Borges Lagoa, 783, 5th Floor, Vila Clementino, São Paulo 04038-032, Brazil. E-mail: cacarlos66@hotmail.com

© 2016 by the Arthroscopy Association of North America

0749-8063/16585/\$36.00

<http://dx.doi.org/10.1016/j.arthro.2016.09.015>



Fresh Osteochondral Allograft Transplantation: A Suitable Option for the Treatment of Patellofemoral Joint Cartilage Lesions in the Young Patient

Luiz Felipe Ambra¹, Jack Farr^{2*} and Andreas H Gomoll³

¹Department of Orthopedic and Traumatology, Federal University of Sao Paulo, USA

²Ortholndy Cartilage Restoration Center, Ortholndy Hospital, USA

³Brigham and Women's Center for Regenerative Medicine, Harvard Medical School Director, USA

*Corresponding author: Jack F. Ortholndy Cartilage Restoration Center, Ortholndy Hospital, 1260 Innovation Parkway, Ste 100 Greenwood, IN 46143, USA, Tel: (317) 884-5200; Fax: (317) 884-5385; E-mail: jfarr@orthoindy.com

Received date: June 28, 2016; Accepted date: July 22, 2016; Published date: July 29, 2016

Copyright: © 2016 Farr J, et al. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License, which permits unrestricted use, distribution and reproduction in any medium, provided the original author and source are credited.

Commentary

Traumatic and degenerative cartilage defects occur frequently in the knee joint. Cartilage defects affect young and active patients, leading to functional limitations and loss of quality of life [1]. In the young patient population, arthroplasty is a poor option due to the necessary limitation of athletic activities, and the high revision rate and low satisfaction observed in this group of patients [2]. Osteochondral allograft (OCA) transplantation may be one potential biological treatment option for patients who have large patellofemoral defects and desire to avoid, or are not candidates for, arthroplasty.

Osteochondral allograft transplantation is a recognized treatment modality for cartilage lesions in the knee. Several studies have supported the safety and effectiveness of OCA for a variety of complex knee pathologies, including large chondral or osteochondral defects, osteonecrosis and, in select cases, osteoarthritis [3]. OCA transplantation results in the replacement of damaged articular cartilage and underlying bone with an orthotopic, allogenic whole tissue transplant. The versatility of the OCA allows this procedure to treat a wide spectrum of cartilage damage within the knee joint. The main advantages of using OCA are the lack of donor site morbidity, single-step procedure, and the transfer of mature hyaline cartilage.

The patellofemoral joint (PFJ) is considered the most challenging location for cartilage repair. Due to the complexity of the PFJ anatomy and to the multifactorial character of cartilage disease in this location, cartilage repair traditionally has resulted in less satisfactory outcomes [4]. However, recent studies of OCA transplantation for PFJ lesions have shown an improved rate of success with results comparable to femoral condyle lesions [5,6]. A reasonable explanation for this improvement may be the evolution of OCA transplantation techniques, as well as better understanding of patellofemoral biomechanics.

Historically, the first case report of osteochondral transplantation is dated from 1908 by Lexer [7] however, the modern description of osteochondral allograft use is attributed to Gross in 1975 [8]. He used large en block osteochondral allografts to treat posttraumatic loss of cartilage and bone, or to reconstruct defects after tumor resection. This technique resulted in problems pertaining to bone integration, occasionally resulting in graft collapse. Aiming to improve bone incorporation, Meyers and Convery developed a "shell graft" technique [9]. In this approach, the graft is prepared with only a small amount of residual allograft bone, demonstrating better results with less subchondral collapse. The most recent evolution of OCA transplantation is the dowel or mega-OAT technique [10]. Specific

instruments facilitate the harvesting of osteochondral plugs of variable sizes, ranging from 15 to 35 mm, from donor hemi condyles. The plugs are seated in corresponding recipient sockets and mostly secured by press-fit without additional hardware.

In the early 2000s, the FDA revised procurement and storage regulations for tissue banks, thereby contributing to the expanded use of osteochondral allografts for cartilage repair. Today, grafts are harvested within 48 hours of asystole and generally are limited to donors under the age of 40 that have passed a very involved screening process, including medical history, virology and bacteriology. The viability of chondrocytes within the graft is critical to graft survivorship and clinical outcomes. Nutrient medium and storage methods may vary among tissue banks; nevertheless, acceptable levels can be maintained for approximately 28 days [11].

Several techniques are available to treat cartilage lesions in the patellofemoral joint. Recent studies have demonstrated high rates of successful outcomes [12]. Staged cell-based cartilage repair, such as autologous chondrocyte implantation (ACI) and matrix-assisted autologous chondrocyte implantation (MACI), have shown favorable outcomes for PFJ lesions in long term follow up, with more than 80% good or excellent results [13]. Similarly, recent reports of OCA in the PFJ have demonstrated excellent results with 10-year survival: 78% for isolated patellar lesions and 92% for isolated trochlear lesions (5,6). Less encouraging results are expected in salvage procedures for osteoarthritis and specifically in bipolar lesions. Recent studies have demonstrated good results in only 60% of these patients [14]. Nevertheless, based on the complexity of this problem and the limitation of other surgical options for these cases, these results are reasonable for patients that are not candidates for arthroplasty.

For treatment of an active, young population, biological approaches are desirable. Therefore, in the absence of osteoarthritic degeneration, both ACI and OCA are viable options for the management of large cartilage defects of the PFJ. The cell-based technique has the advantage of being easily molded to complex surface areas such as the trochlear groove and the patellar ridge. For lesions that are uncontained, associated with subchondral bone edema, deep osteochondritis dissecans lesions, or failed cartilage repair, however, OCA transplantation may be preferable, since it transfers mature articular cartilage and intact subchondral bone.

OCA transplantation is the preferred biological option for salvage procedures. A bipolar shell technique is a suitable option for patients younger than 40 years old with PF arthritis. For this technique, the articular surface of the patella and trochlea are harvested from an allograft with an oscillating saw using the same principle as for PF

Cell-Seeded Autologous Chondrocyte Implantation

A Simplified Implantation Technique That Maintains High Clinical Outcomes

Andreas H. Gomoll,^{*†} MD, Luiz Felipe Ambra,^{†‡} MD, Amy Phan,[†] BS, Marissa Mastrocola,[†] BS, and Nehal Shah,[§] MD

Investigation performed at Brigham and Women's Hospital, Harvard Medical School, Harvard University, Boston, Massachusetts, USA

Background: The use of autologous chondrocyte implantation (ACI) remains limited, even though multiple studies have demonstrated success rates exceeding 75%. The procedure is perceived as invasive and technically challenging, presenting barriers to more widespread adoption.

Purpose/Hypothesis: The objective of this study was to investigate whether outcomes and the failure rate of a simplified ACI technique (cs-ACI) were comparable with those of the more complicated traditional technique of a chondrocyte suspension injected under a collagen membrane (cACI). We hypothesized that the change in technique would not negatively affect outcomes.

Study Design: Cohort study; Level of evidence, 3.

Methods: Thirty-nine patients treated with the cs-ACI technique fulfilled the inclusion requirements. A group of 45 patients treated previously with standard cACI was used as a comparison. The functional outcomes were prospectively collected both preoperatively and postoperatively at the last follow-up. Failure was defined as any graft removal of more than 25% of the original defect size. Magnetic resonance imaging was performed postoperatively, and scans were assessed using a modified MOCART (magnetic resonance observation of cartilage repair tissue) scoring system.

Results: Group demographics were not significantly different, except for the defect size and mean follow-up: 4.09 years in the cACI group and 2.46 years in the cs-ACI group. Significant improvements were seen in all outcome measures except the Tegner score from the preoperative baseline to the latest follow-up for both the cACI group (International Knee Documentation Committee [IKDC] score, from 42.0 to 63.4; Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score [KOOS]–Pain subscore, from 58.7 to 77.1; Lysholm score, from 57.2 to 69.7; and Tegner score, from 3.5 to 4.2) and the cs-ACI group (IKDC score, from 45.6 to 68.0; KOOS–Pain subscore, from 66.6 to 84.7; Lysholm score, from 53.7 to 75.4; and Tegner score, from 3.2 to 3.8). No significant difference was found between the groups at the latest follow-up. The failure rate at 2 years was not significantly different, while the total failure rate over the entire study period was significantly lower in the cs-ACI group than the cACI group (5% vs 24%, respectively). The overall MOCART score was not significantly different between the groups.

Conclusion: The treatment of full-thickness articular cartilage defects with a simplified cell-seeded ACI technique demonstrated no significant differences in the failure rate and patient-reported outcomes when compared with a standard technique utilizing interrupted sutures and the injection of a cell suspension under a collagen membrane.

Keywords: cartilage repair; chondrocyte; collagen membrane; ACI

Autologous chondrocyte implantation (ACI) was first described in 1994 by Brittberg et al¹ and has been in clinical use in the United States (US) since 1997. Originally hailed as a major breakthrough in the treatment of cartilage disease, and the first tissue engineering application in clinical practice, it has failed to gain widespread adoption. Its use

remains limited to the treatment of large, focal chondral defects of the knee, with fewer than 2000 patients treated annually in the US. Many reasons have been cited, such as the perceived high cost, extended rehabilitation, and technical complexity of the procedure. Several studies have compared ACI with other cartilage repair procedures in terms of the cost per quality-adjusted life year, demonstrating high up-front costs for ACI that nonetheless become financially justifiable because of good long-term survival and function.^{2,3,14,15} While rehabilitation protocols historically called for extended periods of nonweightbearing of up to 3 months,

REVIEW

Interventions for Cartilage Disease

Current State-of-the-Art and Emerging Technologies

Luiz Felipe Ambra,¹ Laura de Girolamo,² Brian Mosier,³ and Andreas H. Gomoll⁴

Introduction

Articular cartilage has limited intrinsic repair capabilities, and cartilage defects can progress to osteoarthritis (OA) over time (1,2). Although several other factors are involved in the development of OA, this review will focus on cartilage defects (2). Even knee joints with asymptomatic cartilage defects have shown twice the rate of further cartilage loss compared with intact knees, and worsening was demonstrated in 81% of chondral defects over only 2 years (1). Young patients with cartilage defects are frequently as symptomatic as older patients presenting with established OA (3). OA is a common cause of knee pain and disability (4), with almost half the population becoming symptomatic within their lifetimes (5), and the rates of arthritis-related joint replacement surgery continue to steadily increase. OA presents a major economic burden, being among the leading causes of disability in developed countries (6). The risk of disability attributable to knee OA is as great as that due to cardiovascular disease (7). It causes considerable pain, functional limitation, deterioration of health-related quality of life, and in some cases, symptoms of depression (8). For those who fail to respond to conservative treatment, there are several options for biologic repair and reconstruction that may ideally treat

definitively or at least “bridge” the patient until he or she reaches an age that is more appropriate for arthroplasty.

While overall the outcomes of primary joint replacement are among the best of any orthopedic procedure, both satisfaction with the procedure and implant survival are significantly lower in younger patients (9). One study in patients younger than age 40 years showed good and excellent Knee Society knee function scores in only 50% of patients and a failure rate of 12.5% at 8 years (10). Subsequent revision surgery is technically more challenging and less successful than a primary procedure, with a patient satisfaction rate as low as 59% (11) and 5-year survival in younger patients as low as 82% (12). Last, revision surgery is extremely costly, with average charges of \$73,000 (13). It therefore appears worthwhile to invest in procedures, such as cartilage repair, with the potential for reducing disability and delaying arthroplasty as long as possible, especially in young patients.

Current recommendations for cartilage repair include treatment of symptomatic defects in patients up to age 55 years (14). Moreover, the development of concomitant **surgeries**, such as meniscus transplantation, to address articular comorbidities that previously were considered contraindications for cartilage repair have further expanded the indications (15). While providing relief for many patients who otherwise would have no treatment, cartilage repair and biologic reconstruction continue to evolve, overcoming the limitations of current technology. The major challenges concern the restoration of a biomechanically and biochemically competent extracellular matrix and intimate integration of the newly synthesized matrix with the resident surrounding tissue. This explains the special interest in biologic augmentation, such as the use of growth factors, platelet concentrates, and stem cells (for review, see ref. 16). The potential of these biologic products is based on their antiinflammatory,

¹Luiz Felipe Ambra, MD: Universidade Federal de São Paulo, Sao Paulo, Brazil, and Brigham and Women's Hospital, Boston, Massachusetts; ²Laura de Girolamo, PhD: Galeazzi Orthopaedic Institute, Milan, Italy; ³Brian Mosier, MD: Allegheny Health Network, Pittsburgh, Pennsylvania; ⁴Andreas H. Gomoll, MD: Harvard Medical School and Brigham and Women's Hospital, Boston, Massachusetts.

Drs. Ambra and Girolamo contributed equally to this work.

Dr. Gomoll has received research funding from JRF, Vericel, NuTech, and SBM.

Address correspondence to Luiz Felipe Ambra, MD, Universidade Federal de SaGomollo Paulo, Rua Borges Lagoa 783, Fifth Floor, Sao Paulo 04023-900, Brazil. E-mail: felipeambra71@gmail.com.

Submitted for publication July 11, 2016; accepted in revised form March 7, 2017.

Comprehensive Approach to Patellofemoral Chondral Lesion Treatments

51

Luiz Felipe Morlin Ambra, Andreas H. Gomoll,
Eildar Abyar, and Jack Farr

Contents

51.1	Introduction	651	51.5.4	Particulated Articular Cartilage	656
51.2	Demand Matching: The Patient-Specific Approach	652	51.5.5	Osteochondral Autograft Transfer	657
51.3	Management of Cartilage Defects	652	51.5.6	Osteochondral Allograft Transplantation	657
51.4	Palliative Injection Therapy	652	51.5.7	Autologous Chondrocyte Implantation	658
51.4.1	Platelet-Rich Plasma (PRP)	653	51.5.8	Stem Cell Augmentation of Surgical Procedures	658
51.4.2	Stem Cells	654	51.6	Concurrent Procedures	659
51.4.2.1	Bone Marrow Aspirate Concentrate(BMAC)	654	51.7	Summary	660
51.4.2.2	Adipose-Derived Mesenchymal Stem Cells (ADSCs)	655	References		661
51.4.2.3	Amniotic Fluid Stem Cells and Membrane	655			
51.5	Cartilage Repair	656			
51.5.1	Osteochondritis Dissecans	656			
51.5.2	Traumatic Osteochondral and Chondral Defect Repair	656			
51.5.3	Bone Marrow Stimulation	656			

L.F.M. Ambra
Department of Orthopedics and Traumatology,
Universidade Federal de São Paulo,
São Paulo, SP, Brazil

A.H. Gomoll
Department of Orthopedic Surgery, Cartilage Repair
Center, Brigham and Women's Hospital,
Harvard Medical School, Boston, MA, USA

E. Abyar • J. Farr (✉)
Cartilage Restoration Center of Indiana,
OrthoIndy Hospital, Indianapolis, IN, USA
e-mail: jfarr@orthoindy.com

51.1 Introduction

Knee osteoarthritis (OA) is a significant burden that affects one third of the elderly population [1]. Among the three compartments of the knee, the patellofemoral joint (PFJ) is the most commonly affected, being prevalent in 25–39% of the population [2, 3]. In addition, between 20 and 40% of people affected by patellofemoral OA have the disease isolated to the PFJ only, being approximately 50% of those diagnosed with knee OA may have a form of patellofemoral OA (isolated or combined) [4]. Despite the significant burden imposed by patellofemoral OA, it has not received the same attention as the tibiofemoral joint (TFJ). While there are many factors that apply to both compartments, several are unique to the PFJ, which requires specific evaluation and consideration when planning treatment for PFJ chondrosis.