

Riccardo Gomes Gobbi

**Avaliação tomográfica dinâmica pré e pós-reconstrução do
ligamento patelofemoral medial de pacientes com
instabilidade patelar recidivante**

Tese apresentada à Faculdade de Medicina da
Universidade de São Paulo para obtenção do
título de Doutor em Ciências

Programa de Ortopedia e Traumatologia

Orientador: Prof. Dr. Gilberto Luis Camanho

(Versão corrigida. Resolução CoPGr 5890, de 20 de dezembro de 2010.

A versão original está disponível na Biblioteca FMUSP)

São Paulo

2015

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

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

©reprodução autorizada pelo autor

Gobbi, Riccardo Gomes

Avaliação tomográfica dinâmica pré e pós-reconstrução do ligamento
patelofemoral medial de pacientes com instabilidade patelar recidivante / Riccardo
Gomes Gobbi. -- São Paulo, 2015.

Tese(doutorado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.
Programa de Ortopedia e Traumatologia.
Orientador: Gilberto Luis Camanho.

Descritores: 1.Instabilidade articular 2.Luxação patelar 3.Ligamentos/cirurgia
4.Ortopedia 5.Radiologia 6.Tomografia 7.Tomografia computadorizada por raios X
8.Tomografia computadorizada multidetectores 9.Tomografia computadorizada
quadridimensional

USP/FM/DBD-092/15

Dedicatória

Aos meus pais Mauro (*in memoriam*) e Maria Lúcia, pelo esforço e sacrifícios realizados para garantir a melhor educação possível aos filhos. Pelo amor, por mostrar que nenhuma possibilidade estava fora do alcance e por apoiarem todos os meus voos.

Ao meu irmão Rafael, por dividir as maiores dificuldades e alegrias.

À minha esposa Juliana, que acompanhou a minha caminhada na medicina, pelo amor, companheirismo, tolerância ao preço da profissão e por ser uma mãe fantástica.

À minha filha Gabriela, por ser maravilhosa sem nenhum esforço.

Agradecimentos

Ao Prof. Gilberto Luis Camanho, orientador não só na confecção desta tese, mas também na vida profissional e pessoal.

Aos Profs. Olavo Pires de Camargo, Tarcísio E. P. De Barros Filho e novamente Gilberto Luis Camanho por coordenar nossa instituição permitindo e estimulando o desenvolvimento de médicos jovens de forma justa e exemplar.

Aos colegas e principalmente amigos do Grupo de Joelho, Prof. José Ricardo Pécora, Prof. Arnaldo José Hernandez, Dra. Márcia Uchôa de Rezende, Dr. Roberto Freire da Mota e Albuquerque, Dr. Fábio Janson Angelini, Dr. Marco Kawamura Demange e Dr. Luis Eduardo Passarelli Tírico por me acompanharem desde o início na especialidade e terem me ensinado algo excepcionalmente valioso: meu ofício.

À Srta. Tânia Fernanda Cardoso da Silva pela fundamental ajuda em todos os passos desta pesquisa.

Aos colaboradores do Grupo de Joelho, Sra. Fabiane Elize Sabino de Farias, Srta. Adriana Pastore (fisioterapeutas) e Olga (assistente social) por todo o auxílio no dia-a-dia e neste trabalho.

Ao Dr. Luiz Francisco Rodrigues de Ávila, radiologista responsável por nos apresentar a tomografia utilizada nesta tese.

Ao Dr. José de Arimatéia Batista Araújo Filho, radiologista que viabilizou a realização dos exames pela disponibilidade e assessoria técnica.

Aos Sr. Marco Antônio Gutierrez, Sr. Ramon Alfredo Moreno e Sra. Marina de Sá Rebelo, pelo desenvolvimento do programa utilizado na tese e pela paciência que permitiu vencermos a distância entre as áreas exatas e biológicas.

Aos amigos Eduardo Angeli Malavolta, Betina Bremer Hinckel e Camilo Partezani Helito pelo auxílio involuntário e convívio no dia-a-dia.

Às Sras. Tânia Borges e Rosana Moreno da Costa pelo apoio fundamental na secretaria de pós-graduação.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) por viabilizar financeiramente esta tese.

Normalizações

Esta tese está de acordo com as seguintes normas:

Referências: adaptado do International Committee of Medical Journal Editors (Vancouver).

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

Abreviatura dos títulos dos periódicos: List of Journals Indexed in Index Medicus, 1992.

Nomes das estruturas anatômicas baseados na Nomina Anatômica, 5ª ed. Rio de Janeiro, 1984.

Vocabulário ortográfico da língua portuguesa, 5ª edição, 2009, elaborado pela Academia Brasileira de Letras, em consonância com o Acordo Ortográfico da Língua Portuguesa, promulgado pelo decreto nº 6583/2008.

SUMÁRIO

Lista de abreviaturas, siglas e símbolos

Lista de tabelas, gráficos e figuras

Resumo

Abstract

1. INTRODUÇÃO.....	01
1.1. Objetivos.....	04
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	05
2.1. Anatomia e biomecânica do ligamento patelofemoral medial.....	05
2.2. A reconstrução do ligamento patelofemoral medial para tratamento da instabilidade patelar recidivante.....	11
2.3. O uso da tomografia por raios-X no estudo da articulação patelofemoral	19
3. MATERIAL E MÉTODOS.....	25
3.1. Desenho do estudo.....	25
3.2. População estudada.....	25
3.3. Aprovação na comissão de ética e financiamento (Fapesp).....	27
3.4. Critérios de seleção.....	28
3.4.1. Critérios de inclusão.....	28
3.4.2. Critérios de exclusão.....	29
3.4.3. Critérios de interrupção ou encerramento.....	29
3.5. Método cirúrgico.....	29
3.5.1. Assepsia, antisepsia e profilaxia infecciosa.....	29
3.5.2. Anestesia.....	29
3.5.3. Material cirúrgico.....	30
3.5.4. Procedimento cirúrgico.....	30
3.5.5. Cuidados pós-operatórios.....	33
3.6. Avaliação clínica e critérios de indicação cirúrgica.....	34
3.7. Avaliação por imagem.....	35

3.7.1.1.	Radiografias.....	35
3.7.1.2.	Ressonância magnética.....	36
3.7.1.3.	Tomografia computadorizada dinâmica.....	36
3.7.1.3.1.	Posicionamento dos pacientes.....	37
3.7.1.3.2.	Movimento ativo do joelho.....	38
3.7.1.3.3.	Parâmetros para aquisição das imagens.....	38
3.7.1.3.4.	Análise do movimento patelar na TC.....	41
3.8.	Análise estatística.....	45
4.	RESULTADOS.....	47
4.1.	Dados gerais.....	47
4.2.	Análise do protocolo de aquisição de imagens.....	48
4.3.	Análise da consistência das medidas.....	48
4.4.	Análise do movimento patelar.....	50
4.4.1.	Ângulo Alfa.....	51
4.4.2.	Ângulo Beta.....	53
4.4.3.	Ângulo Gama.....	55
4.4.4.	Distância dx.....	57
4.5.	Análise do resultado cirúrgico.....	59
4.6.	Outras informações.....	60
5.	DISCUSSÃO.....	61
6.	CONCLUSÕES.....	73
7.	ANEXOS.....	74
8.	REFERÊNCIAS.....	97

Lista de abreviaturas, siglas e símbolos

%	Por cento
®	Marca registrada
CAPPesq	Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa
cm	Centímetros
DLP	Dose Length Product (dose de radiação na TC, unidade mGycm)
et al	E outros
Fapesp	Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo
g	Gramas
HCFMUSP	Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
IOT	Instituto de Ortopedia e Traumatologia
iv	Via intravenosa
Kg	Quilograma
kV	Quilovolt (unidade de potencial elétrico do tubo radiológico)
LCM	Ligamento colateral medial
LPFM	Ligamento patelofemoral medial
LPTM	Ligamento patelotibial medial
LPMM	Ligamento patelomeniscal medial
mA	Miliampere (unidade da corrente de elétrons no tubo de raios-X)

mg	Miligrama
mGy	Miligray (medida de dose de radiação absorvida)
mGycm	Miligray centímetro
mm	Milímetro
mSv	Milissievert (unidade do Sistema Internacional de Unidades da dose equivalente ou dose de radiação efetiva)
N	Newtons
PF	Patelofemoral
RM	Ressonância magnética
TAGT	Distância entre Tuberosidade Anterior da tíbia e a Garganta da Tróclea
TAT	Tuberosidade anterior da tíbia
TC	Tomografia computadorizada
vo	Via oral

Lista de figuras

Figura 1	Preparação do enxerto para a reconstrução do LPFM	31
Figura 2	Radiografia após colocação da âncora para fixação femoral..	32
Figura 3	Posicionamento de paciente no tomógrafo.....	38
Figura 4	Extensão ativa do joelho para realização do exame dinâmico	39
Figura 5	Planos de referência para as medidas no fêmur.....	42
Figura 6	Plano de referência e ponto central para as medidas na patela	42
Figura 7	Imagem do programa antes (A) e após as rotações da posição do fêmur (B) à esquerda e da patela (C) à direita.....	44
Figura 8	Imagem da medida do ângulo de flexão do joelho no programa. Foi considerado o ângulo suplementar ao representado.....	45
Figura 9	O ângulo alfa, medido entre o plano da patela (Ppl) e o plano da tróclea (Pzy).....	51
Figura 10	O ângulo beta, medido entre o plano da patela Ppl e o plano do fêmur Pxz. Ângulo gama, medido entre o plano da patela Ppl e o plano do fêmur Pxy.....	54
Figura 11	A distância dx, medida entre o ponto central da patela pl e o plano do fêmur Pzy.....	57

Lista de tabelas

Tabela 1	Relação dos pacientes estudados e suas características clínicas.....	26
Tabela 2	Datas das intervenções e seguimento.....	27
Tabela 3	Dados descritivos anatômicos dos pacientes.....	47
Tabela 4	Parâmetros de aquisição das imagens e dose efetiva de radiação para cada paciente.....	49
Tabela 5	Número de volumes de imagem e de medidas de cada variável por paciente.....	50
Tabela 6	Coeficiente de correlação intraclasse das medidas.....	50
Tabela 7	Resultados ângulo alfa, número de pacientes com medidas pareadas pré e pós para cada posição e número absoluto de medidas na composição das médias.....	52
Tabela 8	Resultados ângulo beta.....	54
Tabela 9	Resultados ângulo gama.....	56
Tabela 10	Resultados distância dx.....	58
Tabela 11	Resultados clínicos.....	59

Lista de gráficos

Gráfico 1	Ângulo alfa pré e pós-operatório em função do ângulo de flexão	53
Gráfico 2	Ângulo beta pré e pós-operatório em função do ângulo de flexão.....	55
Gráfico 3	Ângulo gama pré e pós-operatório em função do ângulo flexão	56
Gráfico 4	Distância dx pré e pós-operatória em função do ângulo flexão	58

Resumo

Gobbi RG. *Avaliação tomográfica dinâmica pré e pós-reconstrução do ligamento patelofemoral medial de pacientes com instabilidade patelar recidivante* [Tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2015.

A instabilidade patelar é uma patologia comum dentro da especialidade da cirurgia do joelho. O principal fator estabilizador dessa articulação é o ligamento patelofemoral medial, sendo esta a principal estrutura a ser reconstruída no tratamento cirúrgico da instabilidade patelar. Apesar de sua reconstrução apresentar excelentes resultados clínicos, não se sabe ao certo o real efeito *in vivo* desse procedimento no movimento da patela ao redor do fêmur. A avaliação da articulação patelofemoral tradicionalmente é feita através de exames de imagem estáticos. Com a evolução dos aparelhos de tomografia computadorizada, se tornou possível realizar esse exame durante movimento ativo, técnica ainda pouco utilizada para estudo de articulações como o joelho. O objetivo deste estudo foi padronizar o uso da tomografia de 320 fileiras de detectores para estudo dinâmico da articulação patelofemoral em pacientes com instabilidade patelar recidivante pré e pós-reconstrução do ligamento patelofemoral medial, analisando o efeito da cirurgia no trajeto da patela ao longo do arco de movimento. Foram selecionados 10 pacientes com instabilidade patelar e indicação de reconstrução do ligamento patelofemoral medial isolada, que foram submetidos à tomografia antes e após um mínimo de 6 meses da cirurgia. Os parâmetros anatômicos avaliados foram os ângulos de inclinação da patela e distância da patela ao eixo da tróclea através de um programa de computador desenvolvido especificamente para esse fim. Foram aplicados os escores clínicos de Kujala e Tegner e calculada a radiação dos exames. O protocolo escolhido para aquisição de imagens na tomografia foi: potencial do tubo de 80 kV, carga transportável de 50 mA, espessura de corte de 0,5 mm e tempo de aquisição de 10 segundos, o que gerou um DLP (dose length product) de 254 mGycm e uma dose efetiva

estimada de radiação de 0,2032 mSv. O paciente realizava uma extensão ativa do joelho contra a gravidade. Os resultados não mostraram mudança do trajeto da patela após a reconstrução do ligamento patelofemoral medial, apesar de não ter havido nenhuma recidiva da instabilidade e os escores clínicos apresentarem melhora média de 22,33 pontos no Kujala ($p=0,011$) e de 2 níveis no Tegner ($p=0,017$).

Descritores: instabilidade articular, luxação patelar, ligamentos / cirurgia, ortopedia, radiologia, tomografia, tomografia computadorizada por raios X, tomografia computadorizada multidetectores, tomografia computadorizada quadridimensional.

Abstract

Gobbi RG. *Dynamic computerized tomography for analyzing patients with patellar instability before and after medial patellofemoral ligament reconstruction* [Thesis]. São Paulo: "Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo", 2015.

Patellar instability is a common pathology in the practice of knee surgeons. The most important stabilizing structure in the patellofemoral joint is the medial patellofemoral ligament. This ligament is the main structure to be reconstructed during surgery for patellofemoral instability. Although clinical results for this procedure are excellent, the real *in vivo* effect of medial patellofemoral ligament reconstruction on patellar tracking is unknown. The study of this joint is usually made with static imaging. With the recent evolution of tomographers, it is now possible to analyze anatomical structures moving during active range of motion. This technique (dynamic computerized tomography) has not been routinely used to study joints as the knee. This study had the purpose of standardizing the use of 320-detector row computerized tomography for the patellofemoral joint, analyzing patients before and after surgical reconstruction of medial patellofemoral ligament. We selected 10 patients with patellofemoral instability referred to isolated medial patellofemoral ligament reconstruction surgery, and submitted them to a dynamic computerized tomography before and at a minimum of 6 months after surgery. Patellar tilt angles and shift distance were analyzed using a computer software specifically designed for this purpose. Kujala and Tegner scores were applied and the radiation of the exams was recorded. The protocol for imaging acquisition was: tube potential of 80 kV, 50 mA, slice thickness of 0.5 mm and 10 seconds of acquisition duration. This produced a DLP (dose length product) of 254 mGycm and a radiation effective estimated dose of 0.2032 mSv. There were no changes in patellar tracking after medial patellofemoral ligament reconstruction. There was no instability relapse. Clinical scores showed an average improvement of 22.33 points for Kujala ($p=0.011$) and of 2 levels for Tegner ($p=0.017$).

Descriptors: joint instability; patellar dislocation; ligaments / surgery;
orthopedics; radiology; tomography; tomography, X-ray computed;
multidetector computed tomography; four-dimensional computed
tomography.

1. INTRODUÇÃO

A articulação patelofemoral (PF) é fundamental na biomecânica do joelho. Por funcionar como transmissora de forças musculares intensas da coxa para a perna é foco frequente de queixas tanto em atletas quanto na população geral.

O tratamento das patologias da articulação PF sempre desafiou os cirurgiões ortopédicos. A complexidade de sua biomecânica gera uma variedade de apresentações clínicas: condropatia patelar, hiperpressão lateral da patela, instabilidade patelar recidivante em flexão e extensão, tendinites patelares e quadricipitais. Como a gênese dessas patologias é em geral multifatorial, a interpretação da queixa e a decisão do melhor tratamento são bastante complexas, dificultando o tratamento para o médico e paciente.

A estabilidade dessa articulação depende tanto de estruturas ósseas quanto de partes moles. A forma da patela e da tróclea femoral são os principais responsáveis ósseos pelo bom funcionamento articular. Dentre os estabilizadores de partes moles destacam-se: a musculatura quadricipital, o ligamento patelofemoral medial (LPFM), o ligamento patelotibial medial (LPTM), o ligamento patelomeniscal medial (LPMM) e os retináculos medial e lateral¹. Dessas estruturas, o LPFM é considerada a mais importante, sendo sua ruptura citada como a lesão essencial da luxação lateral da patela. Estudos em cadáveres mostram que o LPFM é responsável por 50 a 60% da resistência contra a lateralização patelar¹⁻³.

Apesar dessa importância biomecânica, o conhecimento da reconstrução do LPFM é relativamente recente, tendo ocorrido principalmente nas últimas duas décadas, com a descrição de muitas técnicas, com diferentes fontes de enxerto e métodos de fixação. Mesmo com toda essa variedade, se acumulam evidências que mostram bons

resultados clínicos dessa cirurgia⁴⁻⁹, com taxa muito baixa de recidiva da instabilidade.

Entretanto, algumas controvérsias ainda existem sobre o LPFM e sua reconstrução. A origem femoral do ligamento já foi descrita no tubérculo adutor^{1,2,10}, na porção anterior do epicôndilo medial¹¹, na porção posterior do epicôndilo medial¹², no centro do epicôndilo medial^{3,13,14} e proximal e posteriormente ao epicôndilo, imediatamente distal ao tubérculo adutor¹⁵. A variação dessas descrições mostra que a inserção femoral desse ligamento não é uma estrutura claramente identificável, com a convergência de várias estruturas anatômicas dificultando sua individualização.

Outro aspecto frequente de discussão na biomecânica do LPFM é seu comportamento anisométrico, com alongamento em extensão e relaxamento em flexão¹⁶. Por isso, um erro de posicionamento do enxerto na reconstrução do LPFM traz consequências indesejadas. Sabe-se que erros pequenos de 5mm na posição ideal ou tensionamento do enxerto acima de 2N já levam ao aumento das forças articulares na faceta medial da patela, aumentando o risco de dor e degeneração da cartilagem patelar^{17,18}. Além disso, mesmo se a cirurgia for realizada de forma ideal, não se sabe ao certo qual o seu efeito na biomecânica dessa articulação, principalmente em pacientes com múltiplas variações anatômicas (tróclea rasa, patela alta e displásica, entre outras), como é frequente nessa população. O conceito de cirurgia “à la carte” para instabilidade patelar valoriza muito a experiência do cirurgião ao invés de padronizar indicações, uma vez que não se conhece o real efeito de cada procedimento sobre a posição e trajeto da patela em relação à tróclea.

Os estudos sobre os resultados da reconstrução do LPFM concentram-se em descrever os aspectos clínicos, como a presença de dor, melhora funcional e ocorrência de recidivas da luxação. A avaliação biomecânica dinâmica do trajeto da patela em relação ao fêmur é muito difícil, uma vez que os exames disponíveis para seu estudo são essencialmente estáticos (radiografias, tomografias e ressonâncias). Não

existe, portanto, um método disseminado e aceito para avaliar o efeito das intervenções cirúrgicas no movimento patelar. Cirurgiões não têm alternativa a não ser indicar correções baseadas em parâmetros estáticos, sem saber ao certo o efeito de cada procedimento na dinâmica PF.

A motivação deste trabalho surgiu após o estudo da literatura disponível sobre o conhecimento atual da reconstrução do LPFM sugerir:

- 1- a cirurgia de reconstrução do LPFM funciona para estabilização da patela e melhora funcional dos pacientes;
- 2- esta cirurgia encontra-se suficientemente padronizada apesar das variações descritas em sua técnica;
- 3- apesar de várias tentativas, um método amplamente disponível e reprodutível de análise *in vivo* do movimento patelar ainda não foi encontrado;
- 4- não se conhece o real efeito na biomecânica PF *in vivo* da reconstrução do LPFM isolada ou associada a outras correções.

Nos últimos anos, vem se tornando frequente o uso de um aparelho de tomografia com detectores múltiplos que permite a visualização dinâmica do movimento realizado pela estrutura estudada. Os tomógrafos mais modernos possuem 320 fileiras de detectores, permitindo uma captação de imagens de maior volume e mais veloz, até de estruturas em movimento. São mais utilizados em avaliações cardíacas como angiocoronariografias^{19,20}. Seu uso ortopédico ainda não foi adequadamente padronizado ou popularizado, porém as possibilidades são inúmeras por permitir um novo tipo de análise da articulação patelofemoral, com sua reconstrução tridimensional durante o movimento (portanto quadridimensional, 4D).

Buscando um modelo para estudo dinâmico da articulação PF que permita detalhar o movimento patelar e o efeito de suas correções, este

trabalho foi desenvolvido para padronizar o uso e investigar a utilidade da tomografia de 320 fileiras de detectores na análise da reconstrução do LPFM em pacientes com instabilidade patelar recidivante.

1.1. Objetivos

Os objetivos deste trabalho foram:

1.1.1 Desenvolver uma metodologia padronizada de avaliação dinâmica da articulação PF por meio da tomografia computadorizada com 320 fileiras de detectores, para descrever *in vivo* o movimento da patela em relação ao fêmur.

1.1.2 Analisar o efeito da reconstrução do LPFM no movimento da patela através da tomografia dinâmica, em pacientes com instabilidade patelar recidivante.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1. Anatomia e biomecânica do ligamento patelofemoral medial

Kaplan²¹ em 1957, em um artigo discutindo os estabilizadores do joelho, cita que na região anterior do aspecto medial do joelho, encontram-se 3 reforços da cápsula. O retináculo vertical, um reforço transversal da patela em direção ao menisco e outro da patela em direção ao tendão da cabeça medial do gastrocnêmio. Considera-se este último reforço, a primeira referência na literatura ao LPFM.

O clássico trabalho com 154 joelhos frescos de Warren e Marshall de 1979¹⁴, em que descrevem as três camadas anatômicas da região ântero-medial do joelho, é o primeiro a descrever e nomear de forma consistente o LPFM e sua localização na segunda camada, entre o epicôndilo medial e a patela.

Reider et al.¹³ em 1981, num estudo anatômico com 20 cadáveres, encontram o LPFM em apenas 35% dos casos, descrevendo-o como um espessamento da cápsula articular com inserções na patela e no epicôndilo medial.

Porém, vários anos se passariam antes da devida valorização dessa estrutura anatômica.

Apenas em 1993, com o estudo de Conlan et al², o LPFM é objeto de estudo anatômico e biomecânico novamente. Os autores realizam um estudo anatômico em 8 joelhos, encontrando o LPFM em todos, com inserção na metade proximal da patela, no tubérculo adutor e no vasto medial oblíquo. Além disso, realizam estudo biomecânico com 25 joelhos em extensão, avaliando a porcentagem de resistência à força de lateralização da patela com secção sequencial do LPFM, retináculo medial, LPTM e LPMM, encontrando respectivamente a média de 53%, 11%, 5% e 22%.

Feller et al.¹¹ em 1993, estudam especificamente o LPFM em 20 joelhos. Os achados são consistentes em todos os espécimes avaliados, com inserção femoral na borda anterior do epicôndilo medial e inserção

patelar em sua borda súpero-medial, onde suas fibras se fundem ao tendão do vasto medial.

Desio et al¹ em 1998, em estudo biomecânico com 9 joelhos, aplicam uma força em sentido lateral na patela de 200N, e sequencialmente seccionam estruturas anatômicas para definir a contribuição individual de cada uma delas à restrição da translação lateral patelar. Os achados mostram que o LPFM é responsável por 60% da restrição a 20° de flexão do joelho, sendo a principal estrutura estabilizadora. Além do LPFM, o LPMM contribui com 13% da força restritiva e o retináculo lateral 10%.

Hautamaa et al³ em 1998, em estudo similar ao de Conlan et al² e ao de Desio et al¹, encontram em 17 joelhos que a secção do LPFM causa aumento de 50% na excursão lateral da patela em 30° de flexão, e que seu reparo restaura a estabilidade patelar.

Nomura et al¹⁵, importantes estudiosos da instabilidade patelar, publicam em 2000 um trabalho biomecânico avaliando os ângulos em que o LPFM nativo atua estabilizando a patela e se a reconstrução proposta por ele com um ligamento sintético é efetiva em estabilizar a patela após lesão das estruturas mediais. O estudo de 7 joelhos mostra que uma lesão isolada do LPFM aumenta significativamente a translação lateral patelar entre 20 e 90° de flexão. A análise de outros 10 joelhos mostra que a reconstrução isolada do LPFM restabelece a estabilidade e a posição da patela entre 20 e 120° de flexão. O autor descreve ainda que a inserção femoral do LPFM se localiza num ponto superior e posterior ao epicôndilo medial, imediatamente distal ao tubérculo adutor.

Tuxoe et al¹⁰ em 2002, em trabalho anatômico com 39 joelhos, identificam o LPFM em todos, com origem no tubérculo adutor, largura média de 1,9 cm, comprimento médio de 5,3 cm, inserção patelar em sua metade proximal e incluem também análise histológica para identificação de fibras nervosas que são encontradas em todos os joelhos. Porém, não são encontrados mecanorreceptores.

Em 2003, Amis et al¹⁶ publicam a primeira revisão sobre a anatomia e biomecânica do LPFM, resumindo os achados até então: comprimento em

torno de 55 mm, largura variando de 3 a 30 mm, fibras do ligamento se fundem com a parte distal do músculo vasto medial (porção oblíqua) e resistência a tensão média de 208 N, sendo considerado o principal estabilizador passivo ao deslocamento lateral da patela principalmente em extensão.

O primeiro estudo anatômico direcionado especificamente ao LPFM nacional é publicado em 2003 por Camanho e Viegas²², que dissecam 6 joelhos encontrando o LPFM entre os dois terços superiores da patela e a região anterior ao epicôndilo medial. Além disso, descrevem a identificação do LPFM através da artroscopia, após sinovectomia medial.

Smirk e Morris¹² em 2003, motivados pela variabilidade das descrições da inserção femoral do LPFM, realizam estudo anatômico em 25 cadáveres, encontrando a origem femoral na região posterior do epicôndilo medial, 1 cm distal ao tubérculo adutor. Além disso, realizam estudo isométrico em 4 joelhos utilizando vários pontos de referência na patela e ao redor do epicôndilo medial para orientar melhor sua reconstrução. Apesar de nenhuma combinação de pontos apresentarem isometria, os pontos com menos variação de distância entre si no movimento do joelho são: na patela, no seu terço superior e no seu equador; no fêmur, um ponto 10 mm distal ao tubérculo adutor, outro ponto 5 mm posterior e finalmente outro 5 mm distal ao primeiro.

Nomura et al²³ voltam a estudar a anatomia do LPFM em 2005, especialmente sua origem femoral. Após analisar 20 joelhos, concluem que seu comprimento médio é de 58.8 mm, largura de 12 mm e espessura de 0.44 mm em seu ponto médio. O centro de sua inserção patelar se localiza a 27% da altura patelar partindo do polo superior da patela, enquanto o centro da inserção femoral se localiza 9,5 mm proximal e 5 mm posterior ao centro do epicôndilo medial.

Panagiotopoulos et al²⁴ em 2006, estudam mais uma vez em 8 joelhos de cadáveres a biomecânica dos estabilizadores mediais à lateralização da patela, sendo o LPFM responsável por 50% dessa estabilidade, o LPMM 24%, o LPTM 13% e o retináculo medial 13%. Os

autores chamam a atenção à fusão das fibras do LPFM com fibras do vasto medial oblíquo, e discutem que a contração desse músculo gera um encurtamento do LPFM, puxando a patela contra a porção medial da tróclea mantendo-a reduzida nos 20 a 30° iniciais de flexão. Assim, consideram que essa dinamização do LPFM pelo vasto medial pode indicar que a importância desse ligamento seja muito maior que apenas os 50% medidos de forma estática. Concluem sugerindo que o reforço desse músculo seja sempre realizado no tratamento das instabilidades patelares, e que na eventualidade da reconstrução do LPFM, essa conexão com o vasto medial deve ser restaurada cirurgicamente.

Outro estudo anatômico nacional é publicado em 2008 por Aragão et al²⁵. São dissecados 17 joelhos, sendo o LPFM encontrado em 88% com inserção patelar predominante em sua metade superior, e inserção femoral em 86% no tubérculo adutor. O LPFM é encontrado aderido à superfície profunda do vasto medial em 80% dos casos.

O trabalho de Dirim et al²⁶ em 2008, correlaciona achados anatômicos em joelhos de cadáveres com imagens de ressonância magnética, mostrando que o LPFM é consistentemente identificável nesse exame de imagem, em especial nos cortes axiais.

Ainda motivados pelas discrepâncias em descrições do LPFM, trabalhos anatômicos continuam a ser publicados.

Baldwin²⁷, em 2009, volta a estudar o LPFM em 50 joelhos, encontrando-o em todas as peças com comprimento médio de 59,8 mm, descrevendo sua origem femoral na depressão óssea entre o epicôndilo medial e o tubérculo adutor e ressaltando a existência de fibras contínuas da parte anterior do LCM sobre o epicôndilo medial com o LPFM. Também encontra a união deste ligamento com o vasto medial e sugere como guia para localizar o LPFM o trajeto dos ramos capsulares da artéria genicular descendente, localizada entre as camadas mediais I e II de Warren e Marshall.

Higuchi et al²⁸ em 2010, realizam um interessante estudo *in vivo* com 10 homens e 10 mulheres, no qual analisam a mudança do comprimento do

LPFM desde a extensão total até 120° de flexão através de RNM. Os resultados mostram uma mínima diminuição no comprimento do LPFM até 60°, e uma diminuição significativa a partir dos 60°. Além disso, analisando a orientação das fibras, concluem que o LPFM se encontra mais tenso ao redor dos 60° de flexão.

Em 2010, Kang et al²⁹ descrevem em estudo anatômico com 12 joelhos, a presença de duas bandas funcionais na inserção patelar: a inferior direta e a superior oblíqua, com média de 15,1° de inclinação entre elas. Descrevem ainda a inferior como sendo a responsável pela estabilização estática contra a lateralização da patela e a oblíqua com sua relação com o vasto medial como a responsável pela estabilização dinâmica.

Mochizuki et al³⁰ em 2012, ao dissecarem 16 joelhos de cadáveres, retiram o vasto medial e percebem que as fibras superiores oblíquas do LPFM se inserem diretamente no tendão do vasto intermédio. Ressaltam também que as fibras distais do LPFM se fundem com a camada profunda do retináculo medial, que por sua vez se insere na porção medial do tendão patelar. Sugerem assim um sistema dinâmico em que o LPFM puxaria o mecanismo extensor medialmente pelas suas inserções diretas no tendão do vasto intermédio e na patela, e pela sua inserção indireta no tendão patelar.

Stephen et al³¹ em 2012 conduzem outro estudo sobre a isometria do LPFM em 8 joelhos, encontrando como ponto mais isométrico e dessa forma mais recomendável para a reconstrução, o ponto entre o epicôndilo medial e o tubérculo adutor, coincidente com a origem anatômica do próprio LPFM. Erros de posicionamento na direção proximal-distal geraram muito mais anisometria do que erros na direção anterior-posterior. A mudança da inserção patelar tem pouco efeito na isometria do LPFM.

Resultado semelhante ao do estudo de Stephen et al³¹ é encontrado por Yoo et al³² em 2012 ao medirem as distâncias através de uma reconstrução tridimensional do joelho de 10 pacientes submetidos a tomografias em variados ângulos de flexão.

Em nosso meio, Santos Netto et al³³ realizam em 2012 estudo anatômico do LPFM em imagens de ressonância magnética em 23 joelhos,

encontrando como seu comprimento médio 46,4 mm e média de espessura em seu terço médio de 1,4 mm. Encontram também uma associação positiva entre esta espessura e o diâmetro interepicondilar e a distância anteroposterior do côndilo femoral lateral, e uma associação negativa com a idade dos pacientes.

Zaffagnini et al³⁴ em 2013, utilizando um sistema de navegação em 6 joelhos de cadáveres, estudam o comportamento da translação lateral patelar e inclinação patelar entre 0 e 90° de flexão com o LPFM intacto e lesado. Os resultados mostram que o LPFM não influi significativamente nesses parâmetros sem uma carga lateral na patela. Com carga e com o LPFM lesado, a translação patelar se torna significativa, principalmente entre 30 e 60°.

Em 2014, Farrow et al³⁵ publicam o primeiro estudo anatômico em joelhos de cadáveres com esqueletos imaturos. Nos 16 joelhos estudados com média de idade de 12 anos, encontram a inserção femoral do LPFM 8,5 mm distal à cartilagem de crescimento em seu aspecto medial. Sugerem então que a reconstrução do LPFM é possível em pacientes imaturos direcionando a fixação em sua inserção anatômica com inclinação distal e anterior. Seus achados confirmam os resultados obtidos por Nelitz et al³⁶ em 2011 em 27 radiografias de crianças e adolescentes com instabilidade patelar.

Placella et al³⁷ publicam a primeira revisão sistemática sobre anatomia do LPFM em 2014, abrangendo 17 estudos entre 1980 e 2012 e somando 312 joelhos de cadáveres. Descrevem que o LPFM é encontrado em 99% das descrições, com médias de comprimento de 56,9 mm e de largura de 17,8 mm. A inserção patelar é descrita nos seus 2/3 proximais em 56,9% dos casos e na sua metade proximal em 41,2% dos casos. A inserção femoral é 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 LCM é encontrada em 48,2% dos

casos. Concluem constatando uma grande variação nas descrições anatômicas deste ligamento.

2.2. A reconstrução do ligamento patelofemoral medial para tratamento da instabilidade patelar recidivante

Segundo Hawkins et al³⁸, até a década de 80, os tratamentos disponíveis para instabilidade patelar, sejam cirúrgicos ou não cirúrgicos, apresentam recidiva da instabilidade em pelo menos 20 a 30% das vezes. As mais de 100 opções cirúrgicas se baseiam em sua maioria em realinhamentos do quadríceps, mudando seu ângulo de ação e assim diminuindo as forças que causam lateralização da patela.

Com a “redescoberta” do LPFM nos estudos anatômicos e biomecânicos, inicia-se sua reconstrução como método de tratamento da instabilidade patelar.

As primeiras descrições técnicas de reconstrução do LPFM ocorrem em 1992.

No trabalho de Ellera Gomes³⁹, a técnica consiste em utilizar um enxerto sintético de poliéster passado na patela através de um túnel ósseo e fixado no fêmur em um túnel com parafuso, utilizando um dinamômetro para definir um ponto mais isométrico. Descreve 30 pacientes com seguimento mínimo de 24 meses, com 83,3% de resultados bons e excelentes.

Também em 1992, Nomura et al⁴⁰ publicam sua experiência com uma técnica de reconstrução do LPFM com ligamento sintético, porém em artigo na língua japonesa.

Avikainen et al⁴¹ em 1993, descrevem um reforço do LPFM através da tenodese do tendão do adutor magno à borda medial da patela em 14 pacientes, com apenas 1 caso de recidiva da instabilidade após seguimento médio de 6,9 anos.

Muneta et al⁴² em 1999, relatam 5 casos de reconstrução do LPFM com um enxerto duplo de tendão isquiotibial e 1 caso com enxerto alógeno

de trato iliotibial em pacientes inicialmente selecionados para osteotomia de medialização da tuberosidade anterior da tíbia em que esse procedimento isolado não foi suficiente para estabilização da patela. Todos os pacientes apresentam bom resultado.

Nomura et al⁴³ em 2000, relatam mais 24 pacientes submetidos à reconstrução do LPFM após seus casos iniciais⁴⁰. Utilizam enxerto sintético de poliéster, fixado na patela através de túnel ósseo e no fêmur através de um grampo. Os resultados são bons ou excelentes em 96% dos casos com apenas uma recidiva da instabilidade. A mesma técnica é mais detalhada em publicação posterior⁴⁴.

Alguns autores se preocupam em testar a reconstrução do LPFM em estudos cadavéricos. Foi o caso de Sandmeier et al⁴⁵ em 2000, que em 6 joelhos realizam uma tração lateral na patela com o joelho intacto, em seguida com os estabilizadores mediais da patela cortados e, por fim, após reconstrução do LPFM com enxerto de grácil. Os resultados mostram que a reconstrução restaura satisfatoriamente o trajeto patelar, principalmente em extensão.

Vários autores publicam séries de casos submetidos à reconstrução do LPFM com mais de 80% de resultados bons ou excelentes em seguimentos de médio prazo. Como exemplos, Drez et al⁹ em 2001, com 19 pacientes e enxerto de isquiotibiais ou fáschia lata; Deie et al⁴⁶ em 2003, com 4 crianças utilizando técnica com semitendíneo fixado na patela após passagem profunda ao LCM; Ellera Gomes et al⁸ em 2004, com 15 pacientes utilizando enxerto semitendíneo fixado à patela por túnel e no fêmur através de túnel no periósteo junto à inserção do tendão adutor magno; Cossey e Paterson⁴⁷ em 2005, com 19 pacientes utilizando uma tira do retináculo medial como enxerto associada a liberação lateral e realinhamento distal; Deie et al⁴ em 2005, com 43 pacientes utilizando enxerto de semitendíneo transferido à patela com passagem profunda ao LCM associado ao realinhamento proximal; Schottle et al⁴⁸ em 2005, com 12 pacientes utilizando enxerto de semitendíneo associado a realinhamento

distal quando indicado e, novamente, Nomura e Inoue⁶ em 2006, com 12 pacientes utilizando semitendíneo como enxerto.

A resistência à tração do LPFM e de algumas formas de reparo e reconstrução é estudada por Mountney et al⁴⁹ em 2005, analisando 10 joelhos de cadáveres. A resistência encontrada no experimento é de 208 N no LPFM íntegro, 37N com a sutura isolada tipo Kessler, 142N com âncoras associada a suturas, 126N com enxerto de tendão fixado em túnel cego e 195N com enxerto de tendão fixado por túnel ósseo atravessando o fêmur até a cortical lateral.

Apesar destes estudos publicados consistirem apenas em trabalhos anatômicos, biomecânicos ou séries de casos (nenhum estudo prospectivo randomizado comparando técnicas), a reconstrução do LPFM já se torna procedimento essencial no tratamento cirúrgico da instabilidade patelar.

Algumas outras opções técnicas ainda são descritas. Steensen et al⁵⁰ em 2005, descrevem a utilização de enxerto do tendão quadricipital para a reconstrução, técnica muito semelhante à descrita por Noyes e Albright⁵¹ em 2006.

Camanho et al⁵² em 2007, descrevem técnica utilizando como enxerto o terço medial do tendão patelar, ressaltando também a dinamização do enxerto através da sutura do mesmo ao músculo vasto medial.

Outras variações técnicas mudam apenas o modo de fixação no fêmur ou na patela, sem alterar significativamente a técnica.

Elias e Cosgarea¹⁷ em 2006 se preocupam com o efeito de erros técnicos na reconstrução do LPFM. Numa análise em modelos computadorizados, simulam a função do joelho entre 30 e 90° de flexão em várias situações: LPFM intacto, reconstrução do LPFM anatomicamente correta, erro de 5 mm proximal no posicionamento do sítio de fixação femoral do enxerto, um encurtamento de 3 mm no enxerto em relação ao comprimento normal do LPFM e a combinação do erro de posicionamento com encurtamento do enxerto. Os achados revelam resultados similares nas duas primeiras situações e um aumento na tensão do enxerto e na pressão da cartilagem medial patelar no erro de posicionamento e no encurtamento,

exacerbados quando associados, chegando a dobrar a pressão medial patelar no início da flexão.

Ostermeier et al⁵³ em 2006, mostram num estudo com 5 joelhos de cadáveres que ao simular uma carga lateral na patela, a reconstrução do LPFM é mais efetiva do que a osteotomia de transferência medial da tuberosidade anterior da tíbia em reduzir a lateralização da patela e a tensão no LPFM.

Steiner et al⁵⁴ em 2006, publicam pela primeira vez resultados da reconstrução isolada do LPFM especificamente em pacientes com displasia da tróclea femoral. Relatam 91,1% de resultados bons e excelentes numa série de 34 pacientes.

Beck et al¹⁸ em 2007, realizam análise das pressões de contato entre a patela e o fêmur em 8 joelhos de cadáveres antes e após lesar o LPFM e após realização de reconstrução padronizada com tensionamento de 2 N, 10 N e 40 N. Os resultados mostram que as tensões acima de 2 N restringem significativamente a translação lateral da patela e aumentam a pressão média (com 40N) e o pico de pressão na faceta medial da patela (com 10 e 40 N).

Nomura et al⁵⁵ em 2007, publicam uma série de casos com seguimento a longo prazo (média de 11,9 anos) de 22 pacientes submetidos a reconstrução do LPFM, com 88% de resultados bons e excelentes, e apenas 2 pacientes evoluindo para osteoartrite moderada da patela.

Em dois estudos de 2007, Ostermeier et al^{56,57} testam a pressão de contato articular da patela e o trajeto do movimento patelar em 8 joelhos de cadáveres após a reconstrução do LPFM de forma estática ou dinâmica e após realinhamento proximal (avanço muscular). Os resultados mostram que o avanço muscular causa uma constante transferência para medial do movimento e da pressão de contato patelar, enquanto a reconstrução não.

Schottle et al⁵⁸ em 2007, com o objetivo de tornar a reconstrução do LPFM mais reproduzível, realizam estudo com radiografias em perfil de 8 joelhos de cadáveres com um marcador metálico posicionado na inserção femoral do LPFM. O ponto médio que encontram pode ser reproduzido

posicionando o centro femoral da inserção do LPFM 1 mm anterior à projeção distal da linha da cortical femoral posterior, 2,5 mm distal à origem posterior dos côndilos femorais e proximal ao nível do ponto posterior da linha de Blumensaat. Esse ponto é novamente estudado de forma reversa através de marcação prévia por radiografias e posterior confirmação por dissecação anatômica, revelando-se confiável por Redfern et al⁵⁹ em 2010.

A primeira revisão sistemática sobre os resultados da reconstrução do LPFM é publicada em 2007, por Smith et al⁶⁰. A revisão inclui 8 trabalhos^{4,6,8,9,43,47,48,54}, com o total de 186 reconstruções do LPFM. Apesar dos resultados clínicos e radiográficos encontrados serem favoráveis, a análise crítica revela problemas metodológicos nas publicações disponíveis, incluindo amostras pequenas, falta de controle para variáveis de confusão, ausência de dados sobre a reabilitação, trabalhos apenas do tipo série de casos, técnicas cirúrgicas variadas e análise estatística limitada. Concluem que não é possível chegar a consenso sobre a escolha do enxerto, posicionamento do enxerto, tensão no enxerto ou entre reconstrução estática ou dinâmica.

Ellera Gomes⁶¹, em 2008, compara uma técnica estática com enxerto de tendão do adutor magno e outra dinâmica com metade de um tendão semitendíneo com passagem em túnel osteoperiosteal ao redor do tendão do adutor magno para reconstrução do LPFM (12 pacientes em cada grupo), não encontrando diferença estatística.

Melegari et al⁶², em 2008, comparam o contato entre a patela e o fêmur e a pressão nessa articulação após uma reconstrução do LPFM com fixação no fêmur na região do epicôndilo medial ou no tubérculo adutor. Não encontram diferenças entre esses dois pontos de fixação após análise de 11 joelhos de cadáveres.

Outros autores continuam publicando adaptações técnicas (principalmente na forma de fixação patelar ou femoral) ou apenas suas experiências com a reconstrução do LPFM em séries de casos com excelentes resultados. Como exemplos, Panagopoulos et al⁶³ em 2008, Ahmad et al⁶⁴ em 2009, Ronga et al⁶⁵ em 2009, Maeno et al⁶⁶ em 2010,

Matthews e Schranz⁶⁷ em 2010, Deie et al⁶⁸ em 2011, Han et al⁶⁹ em 2011, Toritsuka et al⁷⁰ em 2011 e, em nosso meio, Gonçalves et al⁷¹ em 2011.

Em 2010, são publicadas mais duas revisões sistemáticas sobre a reconstrução do LPFM, por Buckens e Saris⁷² e Fisher et al⁷³, com conclusões semelhantes ao estudo de Smith et al⁶⁰ citado previamente.

Servien et al⁷⁴ em 2011, publicam uma análise crítica do posicionamento de seus pontos de fixação femoral. Encontram em 29 joelhos, apenas 65% (utilizando RNM para confirmar a localização) a 69% (utilizando radiografias) de túneis bem posicionados, mostrando a dificuldade de se obter o bom posicionamento dos túneis durante a cirurgia. Sugerem, portanto, a utilização de rotina de checagem radiográfica dos túneis sempre que possível.

Hing et al⁷⁵ publicam em 2011 uma revisão sistemática pela Cochrane, com um dos objetivos sendo comparar o tratamento cirúrgico com o não cirúrgico em pacientes com instabilidade patelar recidivante. Não encontram nenhum estudo de alto nível de evidência randomizado e controlado, não permitindo nenhuma conclusão nesse grupo de pacientes.

O estudo de Barnett et al⁷⁶ em 2012, busca definir uma referência radiográfica para localização do ponto anatômico para fixação patelar do enxerto. A posição média encontrada foi 7,4 mm anterior à linha da cortical posterior da patela e 5,4 mm distal à linha perpendicular à primeira na margem proximal da superfície articular da patela.

Hapa et al⁷⁷, em 2012, estudam a resistência à carga de várias formas de fixação patelar dos enxertos na reconstrução do LPFM. Os resultados não mostraram diferença significativa entre a fixação com túnel, parafuso de interferência ou âncora, apesar da âncora apresentar rigidez menor. Também testando a propriedade de vários métodos de fixação de um enxerto livre de tendão flexor na patela para reconstrução do LPFM em modelo porcino, Lenschow et al⁷⁸ em 2013, encontram perfil similar de alongamento e resistência entre a sutura transóssea, âncoras, parafusos de interferência e túneis transversos, com uma menor rigidez apenas na sutura transóssea.

Kita et al⁷⁹, em 2012, publicam uma série de 25 joelhos submetidos a artroscopia controle após reconstrução isolada do LPFM. Avaliam no intraoperatório o trajeto da patela no arco de movimento passivo; encontram antes da reconstrução uma patela lateralizada em todo arco que fica centrada imediatamente após o procedimento. Na reavaliação artroscópica 6 a 26 meses depois, apenas 9 joelhos mantém a patela centralizada; nos 16 joelhos restantes a patela se encontra lateralizada em extensão, mas centralizada em flexão. Além disso, não encontram nenhuma deterioração da cartilagem patelar.

Philippot et al⁸⁰, em 2012, realizam estudo biomecânico em 6 joelhos de cadáveres, medindo a inclinação, translação medial e rotação patelar entre 0 e 90° de flexão do joelho antes e após reconstrução do LPFM sob tensões de 10 N, 20 N, 30 N e 40 N. Apenas a tensão de 10 N restaura a biomecânica normal patelar. Valores acima disso hipercorrigem os parâmetros avaliados.

Shah et al⁸¹, em 2012, publicam uma revisão sistemática em que buscam avaliar as complicações relacionadas à cirurgia de reconstrução do LPFM. Incluem 25 artigos, totalizando 164 complicações em 629 cirurgias (26,1%) como fratura de patela, perda de flexão do joelho, instabilidade, complicações de pele e dor. Apreensão recorrente ocorre em 8,2% dos pacientes e recidiva da subluxação ou luxação em 3,7% dos casos. São descritos 26 novos procedimentos (4,1%) para tratamento de complicações, principalmente manipulação para ganho de flexão e retirada de material de síntese sintomático.

Smith et al⁸², em 2012, estudam a propriocepção (testando a percepção da posição do joelho) em 30 pacientes antes e após a reconstrução do LPFM. Não encontram deficiência significativa antes da cirurgia nesses pacientes com luxação recidivante da patela, nem mudança no primeiro ano de pós-operatório.

Uma exceção entre os trabalhos publicados sobre a reconstrução do LPFM, que consistem essencialmente em séries de casos, o estudo de Zhao et al⁸³, em 2012, compara de forma randomizada (porém sem cegamento) a

plicatura artroscópica do retináculo medial com a reconstrução do LPFM com enxerto de semitendíneo em pacientes com instabilidade patelar recidivante. Os resultados mostram que a reconstrução do LPFM é superior nos resultados clínicos e radiográficos, além de apresentar menores índices de recidiva da instabilidade.

Ainda em 2012, Howells et al⁸⁴ publicam uma grande série com 211 reconstruções do LPFM para instabilidade patelar recidivante, com média de seguimento de 16 meses, mostrando excelentes resultados sem nenhuma recidiva da instabilidade e melhora significativa dos escores clínicos. Ao comparar resultados clínicos entre alguns subgrupos, encontram piores resultados em mulheres com instabilidade atraumática e pacientes com cirurgias prévias.

Nelitz et al⁸⁵, em 2012, descrevem sua técnica para reconstrução do LPFM em pacientes jovens com a cartilagem de crescimento ainda presente, realizando a fixação de enxerto de grácil no fêmur na posição anatômica mantendo-se distal à cartilagem de crescimento. Em 2013⁸⁶, publicam sua experiência com 21 pacientes entre 10 e 13 anos, todos com excelentes resultados clínicos após média de 2,8 anos de seguimento.

Wagner et al⁸⁷, em 2013, estudam a influência de fatores de risco como displasia troclear, patela alta e TAGT > 15 mm nos resultados clínicos da reconstrução do LPFM com enxerto do grácil como procedimento isolado em pacientes com instabilidade patelar. Nos 50 pacientes estudados, apenas a displasia da tróclea se correlaciona com pior resultado clínico. Nesse grupo, 98% possuem displasia, sendo 42% tipo I, 42% tipo II e 14% tipo III de Dejour^{88,89}. Os pacientes classificados como tipo I e II têm melhora estatisticamente significativa na avaliação clínica, enquanto os do tipo III não apresentam melhora significativa.

Wang et al⁹⁰ publicam em 2013, estudo retrospectivo comparando resultados clínicos de uma reconstrução que denominam dupla banda anatômica do LPFM em 37 pacientes com outra reconstrução que denominam banda única isométrica do LPFM em 21 pacientes, ambas com

tendão semitendíneo ou grácil. Apresentam resultados melhores no grupo dupla banda com 4,54% de instabilidade residual contra 26,9% no grupo banda única após 48 meses de seguimento.

Outro estudo prospectivo randomizado comparando duas técnicas com dupla banda para reconstrução do LPFM, uma realizando tensionamento separado da banda inferior em extensão completa e da banda superior em 30° de flexão e outra com tensionamento das duas bandas em 30° de flexão, foi publicado por Kang et al⁹¹ em 2013. Após a análise de 82 pacientes randomizados, concluem que as duas técnicas têm resultado similar na estabilização e na comparação de parâmetros tomográficos, porém com vantagem sem significância clínica mas estatisticamente significativa nos escores clínicos para o grupo em que foi realizado tensionamento separado.

Em 2014, Stephen et al⁹² voltam a estudar o efeito de erros no posicionamento e tensionamento do enxerto do LPFM no contato articular e cinemática patelar. Estudam 8 joelhos de cadáver, concluindo que o posicionamento proximal ou distal ao ponto anatômico ou o tensionamento do enxerto acima de 2N causam aumento das pressões de contato articular medial da patela bem como da inclinação patelar medial.

2.3. O uso da tomografia por raios-X no estudo da articulação patelofemoral

A tomografia computadorizada é inventada no final da década de 1960 pelo engenheiro britânico Godfrey Newbold Hounsfield e pelo físico Allan MacLeod Cormack, que recebem em 1979 o prêmio Nobel por suas contribuições para a medicina e ciência⁹³. É uma tecnologia que utiliza imagens radiográficas processadas por computador para produzir imagens tomográficas como fatias virtuais. Os primeiros aparelhos para uso clínico são instalados entre 1973 e 1976, dedicados à avaliação do sistema nervoso central, como mostram as primeiras publicações de Ambrose⁹⁴⁻⁹⁶. Logo sua

utilização se direciona a outras regiões do corpo, permitindo uma série de avanços diagnósticos e terapêuticos.

Especificamente para a articulação PF, a primeira novidade que a tomografia traz é a possibilidade de uma visão axial em extensão total. O uso da TC na articulação PF, se inicia ainda na década de 1970. Delgado-Martins⁹⁷ em 1979, estuda a posição da patela em relação à tróclea em 12 pacientes, comparando a extensão total com as posições em 30°, 60° e 90° (até então as únicas imagens possíveis de se obter com a radiografia simples), concluindo que quanto maior a flexão do joelho, maior a centralização da patela na tróclea.

Martinez et al⁹⁸ em 1983, comparam 10 controles com 5 pacientes com subluxação patelar recorrente com a TC, encontrando nesses últimos a patela evidentemente lateralizada em extensão com tendência a redução com a flexão e aumento do ângulo do sulco. Concluem que a análise dessa articulação apenas em flexão pode facilmente induzir a uma falsa ideia de normalidade.

Sasaki e Yagi⁹⁹ em 1986, estudam a articulação PF em extensão em 24 joelhos com subluxação patelar e 24 controles. Os ângulos de inclinação lateral da patela e a translação lateral da patela são maiores no grupo com subluxação, especialmente com a contração do quadríceps. Após a cirurgia de realinhamento patelar proximal ou distal, os valores voltam a ser próximos do normal.

O grupo de Schutzer e Fulkerson^{100,101} estuda a articulação PF na TC entre 1986 e 1987, enfatizando a necessidade da padronização da técnica, desde o posicionamento do paciente até os pontos de referência para as medidas. Com a avaliação de uma série de joelhos sintomáticos e controles, concluem que uma patela deve ser considerada subluxada quando o ângulo de congruência permanece alterado em flexões maiores que 10° e inclinada quando tiver ângulo de inclinação lateral menor que 8° em qualquer posição entre 0 e 30° de flexão.

Inoue et al¹⁰² em 1988, comparam a avaliação PF em extensão na TC com a radiografia axial simples em 30 e 45° de flexão, mostrando uma

melhor sensibilidade e especificidade (96% e 90% respectivamente) para avaliação da subluxação patelar com a TC em relação às radiografias.

Outro ponto interessante é a realização da contração do quadríceps durante o exame, que pode sensibilizar a avaliação, piorando ou até mudando o posicionamento da patela em comparação ao exame sem contração muscular, como é mostrado por Guzzanti et al em 1994 ao estudarem 27 adolescentes.

Provavelmente, o maior responsável pela padronização do uso e por tornar a TC o principal exame na avaliação da articulação PF é o grupo de Dejour^{88,103}. Seus trabalhos de 1990 e 1994 com TC de pacientes com instabilidade patelar e controles, descrevem os métodos de medidas de vários parâmetros da anatomia e congruência PF, bem como determinam alguns valores de corte patológicos. Definem o chamado “Protocolo de Lyon”, uma padronização da avaliação da articulação PF por TC, com imagens do quadril, joelho e tornozelo e as medidas a serem realizadas. Incluem a obtenção de imagens do joelho com a contração isométrica do quadríceps, de modo a intensificar eventuais desalinhamentos. Essa técnica de contração do quadríceps, obtendo-se ou não imagens em variados ângulos de flexão, passa a ser conhecida como TC dinâmica da articulação PF, apesar de ser na verdade estática.

Outra utilidade da TC na avaliação da articulação PF é a medida da distância horizontal entre a tuberosidade anterior da tíbia e o fundo (garganta) da tróclea (TAGT), avaliando o ângulo Q independentemente da posição da patela, através da sobreposição de uma imagem na altura do fundo da tróclea e outra na altura do ponto mais anterior da TAT. Essa medida é descrita inicialmente por Goutallier et al¹⁰⁴ em 1978 em radiografias axiais em 30° de flexão. A introdução da TC permite a medida desse parâmetro em extensão total de forma padronizada e mais confiável. O estudo clássico de Dejour et al⁸⁸ de 1994 mostra que a TAGT de pessoas normais mede em média 12,7 mm, enquanto em pacientes com instabilidade patelar, mede em média 19,8 mm. Quando o valor de corte utilizado é de 20 mm, apenas 3% das pessoas normais possuem valores maiores, em

comparação a 56% das pessoas com instabilidade. Esse valor começa então a ser utilizado como uma das indicações de realinhamento distal.

A medida da TAGT é revisada a partir de 2007 com o trabalho de Koeter et al¹⁰⁵, que padroniza a utilização de computação para desenhar as linhas de medida da TAGT e transportá-las entre os cortes, sem necessidade de sobreposição das imagens. Esse método é utilizado até hoje por ser mais fácil e reproduzível.

O próximo avanço nas imagens de TC é dado com a tomografia espiral, tecnologia envolvendo movimento em padrão helicoidal, com o objetivo de aumentar a resolução das imagens. O crédito de sua introdução é dado a Kalender¹⁰⁶, inicialmente com uma simples fileira de detectores. Em suas primeiras descrições, por permitir aquisição contínua de dados, é utilizada para imagens de tórax durante uma única inspiração prolongada, como mostra o próprio Kalender et al¹⁰⁷ em 1990. Ainda durante a década de 1990, desenvolvem-se técnicas para aumentar a velocidade e resolução das imagens, principalmente direcionadas ao estudo do tórax e coração devido à característica dinâmica das estruturas. Para isso, a solução encontrada é o aumento do número de fileiras de detectores (“multi-slice”), como discutem Song et al¹⁰⁸ já em 1994. A maior dificuldade se encontra em desenvolver um algoritmo adequado para a reconstrução dessas imagens, desafio estudado em 1998 por Taguchi e Aradate¹⁰⁹. Em 1999, Hu¹¹⁰ já publica uma comparação entre imagens de uma TC com 4 fileiras de detectores e de TC de apenas uma, permitindo imagens de mesma resolução com 2 a 3 vezes a velocidade de aquisição volumétrica. Ainda em 1999, Klingenberg-Regn et al¹¹¹ ressaltam com grande empolgação a importância e utilidade desse novo método. Essas técnicas permitem um refinamento das imagens impressionante, com reconstruções tridimensionais e dinâmicas (contínuas), permitindo inclusive diminuir a quantidade de radiação necessária nos exames. Outra área de interesse é em imagens do sistema nervoso central, como ressaltam Jones et al¹¹² ao comparar TC de uma ou quatro fileiras de detectores. Na ortopedia, a avaliação de fraturas, defeitos ósseos e análise ao redor de implantes metálicos melhoram

significativamente com a TC com 4 fileiras de detectores, entre outras perspectivas sugeridas por Buckwalter et al¹¹³ em 2001. Com o passar dos anos, o número de fileiras de detectores foi aumentando, caso dos aparelhos de 16 fileiras introduzidos em 2001 descritos em publicações como as de Ertl-Wagner et al¹¹⁴ sobre o sistema vascular do crânio e cervical, e de Jakobs et al¹¹⁵ sobre angiotomografia das coronárias. Pouco depois, em 2004, já se inicia o uso de aparelhos de TC com 64 fileiras de detectores, principalmente em imagens cardíacas, como publicado por Nikolaou et al¹¹⁶, aumentando a resolução espacial e temporal.

Como citado, em exemplo na ortopedia, esse tipo de imagem permite a utilização da TC para avaliar perda óssea ao redor de próteses metálicas, antes geradoras de artefatos que atrapalhavam excessivamente a interpretação das imagens. Reish et al¹¹⁷, em 2006, comparam a identificação de osteólise ao redor de próteses de joelho em 31 pacientes com a TC com múltiplos detectores e a radiografia simples. Os resultados mostram que as radiografias foram capazes de identificar apenas 17% das lesões visualizadas na TC.

Dessa forma, a TC evolui até permitir obtenção de imagens dinâmicas como, por exemplo, ao mostrar o movimento do fluxo sanguíneo nas coronárias, substituindo parcialmente estudos invasivos como a angiografia convencional (cateterismo). Para tal, os aparelhos de TC com 320 fileiras de detectores se mostram especialmente úteis, como descrevem Rybicki et al¹⁹ em 2008 e Dewey et al²⁰ em 2009.

A utilização desses recursos na articulação PF é restrita até o momento, principalmente pela maioria dos estudos em ortopedia não necessitarem de movimento, sendo estáticos. Como exemplos, Peltola e Koskinen¹¹⁸, em 2011, utilizam a TC com múltiplos detectores para melhor identificar fragmentos ósseos avulsionados e o local de suas origens em pacientes com luxação patelar. Dos fragmentos encontrados na TC, apenas 41% são identificados em radiografias normais. Outro exemplo da utilização das TC tridimensionais é o já citado trabalho de Yoo et al³² em 2012, no qual

o método permite a avaliação da mudança de comprimento do LPM entre vários pontos de inserção do mesmo.

Outro avanço recente nas tomografias é a chamada TC de dupla energia. A aplicação de duas fontes de energia (como diferentes espectros de raios-X) permite diferenciar melhor tecidos pelas diferenças na atenuação da radiação, e eventualmente retirar de forma mais precisa da reconstrução tecidos de menor interesse ao exame. Apesar das primeiras experiências no fim dos anos 1970¹¹⁹⁻¹²¹, a resolução e o tempo de aquisição das imagens além de erros nos processos iniciais impediram seu uso amplo na época, permanecendo como sua única utilização a densitometria óssea. Novamente, o interesse em melhores imagens cardíacas impulsiona seu desenvolvimento principalmente a partir de 2006, como exemplificam os trabalhos de Scheffel et al, Achenbach et al e Johnson et al¹²²⁻¹²⁴. Para a ortopedia, permite visualizar edema medular ósseo, tendões, ligamentos, reduzir artefatos metálicos e a aplicação mais validada de diferenciar os cristais da gota e pseudogota de forma não invasiva e altamente específica, como ressaltado por Nicolaou et al¹²⁵ em 2012.

Recentemente, em 2014, Elias et al¹²⁶ publicam estudo em que conseguem aproveitar, talvez pela primeira vez, o potencial da tomografia de 320 fileiras de detectores para estudo da articulação PF. Em imagens sequenciais com movimento ativo do joelho, comparam o movimento patelar em 6 pacientes com instabilidade patelar antes e após 12 a 22 meses da cirurgia de medialização da TAT. A visualização do movimento patelar permite relatar a melhora estatisticamente significativa após a cirurgia de 7° da inclinação e 7 mm da lateralização da patela.

3. MATERIAL E MÉTODOS

3.1. Desenho do estudo

Para atingir os objetivos programados, foi necessário desenhar o estudo de forma a possibilitar definir e padronizar um protocolo de aquisição de imagens da articulação PF de forma dinâmica na tomografia de 320 fileiras de detectores, com a realização do exame pré e pós-operatório numa população com instabilidade patelar recidivante com indicação de reconstrução isolada do LPFM.

A realização da tomografia pré-operatória objetivou definir o protocolo e padronização do exame e servir como controle dos parâmetros que foram avaliados em comparação ao exame pós-operatório.

Todos os pacientes foram recrutados prospectivamente e seguiram o mesmo fluxo no estudo: inclusão, exame de TC pré, cirurgia para reconstrução do LPFM e segundo exame de TC entre 6 e 12 meses após a cirurgia. A comparação foi feita entre a média dos parâmetros pré e pós-operatórios dos pacientes, de forma a analisar o efeito da cirurgia no movimento patelar.

3.2. População estudada e fluxo dos pacientes

Todos os pacientes incluídos foram selecionados prospectivamente exclusivamente pelo autor no ambulatório do IOT HCFMUSP, sendo assim, usuários do Sistema Único de Saúde. Todas as cirurgias e a reabilitação também foram realizadas no mesmo local. Todas as cirurgias foram realizadas pelo autor.

Os pacientes apresentavam diagnóstico de luxação recidivante da patela, com no mínimo dois episódios de luxação bem definidos, e história

de no mínimo 6 meses. Foi realizada a inclusão de 10 pacientes para a pesquisa, apenas um do sexo masculino, com idades entre 15 e 34 anos (média de 21,1 anos), sendo seis joelhos esquerdos e quatro direitos. Metade dos pacientes possuía frouxidão ligamentar generalizada. As características clínicas dos pacientes se encontram na Tabela 1.

Tabela 1. Relação dos pacientes estudados e suas características clínicas.

PACIENTE	IDADE	GÊNERO	LADO	PESO (Kg)	ALTURA (cm)	EPISÓDIOS	FROUXIDÃO
LCVM	15	F	esquerdo	55	160	6	sim
FNR	31	F	direito	64	168	>10	não
JRSM	16	F	esquerdo	70	170	>10	não
KADRP	26	F	esquerdo	78	180	3	sim
ISTM	17	F	direito	70	167	>10	sim
SPMS	19	F	esquerdo	60	165	4	não
LGPP	14	M	direito	114	175	4	não
GEBP	23	F	direito	70	170	3	sim
JTNVS	16	F	esquerdo	60	163	>10	não
JCS	34	F	esquerdo	80	169	7	sim

F: feminino; M: masculino.

O recrutamento dos pacientes teve início no último trimestre de 2010 após a aprovação do projeto na CAPPesq. Foram incluídos, inicialmente, 2 pacientes, submetidos à TC dinâmica pré, à cirurgia para reconstrução do LPFM e, 12 meses depois, à TC dinâmica pós.

Esses dois pacientes permitiram avaliar a factibilidade dos exames e ajustar detalhes como posicionamento dos pacientes no aparelho de TC e realização do movimento de extensão ativo do modo mais adequado.

Foram incluídos mais 8 pacientes até o final de 2012, totalizando um período de recrutamento de 24 meses. Estes pacientes realizaram a TC pré e foram operados em 2013. Esse intervalo de tempo entre os primeiros dois casos e os restantes ocorreu pela necessidade de aguardar a liberação de verba pela FAPESP. As datas dos exames e cirurgias, além do tempo de seguimento encontram-se na Tabela 2.

Tabela 2. Datas das intervenções e seguimento.

PACIENTE	EXAME PRÉ	CIRURGIA	EXAME PÓS	SEGUIMENTO
LCVM	22/09/2011	14/12/2011	13/12/2012	12 meses
FNR	22/09/2011	14/12/2011	13/12/2012	12 meses
JRSM	02/04/2013	16/04/2013	28/01/2014	10 meses
KADRP	20/04/2013	04/06/2013	21/01/2014	9 meses
ISTM	20/04/2013	18/06/2013	27/06/2014	14 meses
SPMS	20/04/2013	18/06/2013	01/04/2014	12 meses
LGPP	20/04/2013	18/06/2013	28/01/2014	9 meses
GEBP	29/06/2013	02/07/2013	Não fez	-
JTNVS	29/06/2013	23/07/2013	23/01/2014	7 meses
JCS	29/06/2013	30/07/2013	21/01/2014	7 meses

3.3. Aprovação na comissão de ética e financiamento

O presente estudo foi aprovado pela Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa do HCFMUSP em 14 de julho de 2011, como protocolo de pesquisa 0357/11 (Anexo A).

Todos os pacientes envolvidos no projeto receberam orientações e assinaram termo de consentimento livre e esclarecido, se maiores de idade ou responsáveis, além do termo de assentimento se menores de idade, detalhando todas as etapas da pesquisa. O termo assegurava ao paciente a prerrogativa de participar ou não da pesquisa, bem como deixar de participar a qualquer momento, sem qualquer prejuízo ao seu tratamento (Anexos B e C).

O projeto necessitou de financiamento para a realização dos exames de TC (fora da rotina normal do Sistema Único de Saúde) e aquisição do material necessário para o desenvolvimento da metodologia de avaliação da TC. Para isso, foi solicitado fomento à Fapesp, aprovado através do processo 2012/50878-0 (Anexo D).

Não houve nenhum conflito de interesses na realização desta tese por parte de nenhum dos pesquisadores.

3.4. Critérios de seleção

3.4.1. Critérios de inclusão

- 1) Idade de 10 até 35 anos;
- 2) Se paciente do sexo feminino, ausência de gravidez e fora do período de lactação;
- 3) Diagnóstico de instabilidade patelar recidivante em extensão com no mínimo dois episódios de luxação patelar bem definidos;
- 4) Presença de frouxidão dos estabilizadores ligamentares mediais da patela;
- 5) Possuir radiografias simples e ressonância magnética do joelho acometido;
- 6) Ausência de indicação para realinhamento distal;
- 7) Ausência de indicação de correção da altura patelar;
- 8) Ausência de indicação para trocleoplastia;
- 9) Ausência de indicação de osteotomias corretivas de eixo mecânico;
- 10) Ausência de cirurgias prévias no joelho;
- 11) Ausência de infecção ativa ou recente;
- 12) Ausência de plaquetopenia, coagulopatias ou uso crônico de anticoagulantes;
- 13) Ausência de lesões vasculares ou nervosas acometendo o membro inferior;
- 14) Ausência de comorbidades não compensadas clinicamente;
- 15) Capacidade para entender, concordar e assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. No caso de menor de idade,

os pais assinam o termo e o menor, se capacitado, deverá ler e assinar o Termo de Assentimento.

3.4.2. Critérios de exclusão

- 1) Falha da cirurgia (recidiva da instabilidade) antes da realização da segunda tomografia;
- 2) Não realização da cirurgia;
- 3) Não realização da segunda tomografia;
- 4) Abandono do programa de reabilitação ou acompanhamento.

3.4.3. Critérios de interrupção ou encerramento

Não haviam.

3.5. Método cirúrgico

3.5.1. Assepsia, antissepsia e profilaxia infecciosa

A assepsia foi realizada com solução degermante de clorexidina a 4%, seguido de antissepsia com solução alcoólica do mesmo produto. A profilaxia infecciosa foi realizada com cefazolina 1g de 8/8h, por um período de 24h, sendo a primeira dose ministrada 30 minutos antes do início da cirurgia.

3.5.2. Anestesia

Os pacientes foram operados sob raquianestesia, associada a sedação leve.

3.5.3. Material cirúrgico

O material utilizado consistia de caixa de instrumental ortopédico básico, âncoras e radioscopia. As âncoras utilizadas eram de material metálico (titânio) fornecidas pela empresa Globo Medical Produtos Médicos Ltda, carregadas com fio Ethibond 2, da marca Ethicon. Todos os materiais eram disponíveis normalmente no hospital pelo Sistema Único de Saúde.

3.5.4. Procedimento cirúrgico

Os pacientes eram operados em decúbito dorsal horizontal. O garrote era insuflado com 300 mmHg de pressão após exsanguinação com faixa elástica.

A reconstrução do LPFM era feita seguindo a descrição de Camanho et al⁵², através de uma incisão de aproximadamente 7 cm diretamente sobre a borda medial do tendão patelar. Após abertura da pele e subcutâneo, realizava-se a abertura do peritendão, desde a inserção tibial do tendão até o polo superior da patela. Em seguida, era separado 1 cm da borda medial do tendão com bisturi lâmina 11, desinserido da tibia e liberado de forma cuidadosa e subperiosteal até o terço proximal da patela (Figura 1). Nesse ponto, escolhia-se o ponto anatômico de fixação patelar do enxerto entre o terço proximal e médio da patela e era realizada sutura de segurança com fio Vicryl 1 da empresa Ethicon para evitar avulsão do enxerto.



Figura 1. Preparação do enxerto para a reconstrução do LPFM.

O passo seguinte era o preparo do túnel de partes moles para a passagem do enxerto em direção à sua inserção femoral. Através de pequena incisão no retináculo medial junto à patela, se separava a segunda da terceira camada (cápsula), e com utilização de instrumento rombo se preparava um túnel para o enxerto até a região do epicôndilo medial, palpado através da pele. Nessa região, realizava-se nova incisão de 2,5 cm para abordagem da inserção femoral, escolhida entre o epicôndilo medial e a tuberosidade adutora, ou seja, discretamente proximal e posterior ao epicôndilo. A posição era confirmada através da radioscopia, utilizando os parâmetros descritos por Schottle et al⁵⁸, onde era colocada uma âncora metálica de 5 mm com fio de Ethibond 2 (Figura 2).

O enxerto era passado então pelo túnel preparado previamente entre a segunda e terceira camadas do joelho. Para a fixação femoral, tomava-se muito cuidado para se evitar o tensionamento excessivo do enxerto. Para tal, o joelho era posicionado entre 45° e 60° de flexão, certificava-se que a patela estivesse centrada e o enxerto era fixado através de sutura simples

com o fio da âncora, apenas esticando o enxerto até deixá-lo sem folga, sem tensionamento. Após a sutura, realizava-se um arco de movimento completo, para avaliar o trajeto da patela na tróclea, observando quaisquer sinais de excesso de tensão no enxerto, como inclinação medial da patela ou restrição do arco de movimento. Em extensão, era realizada mobilização de medial para lateral da patela. Para certificação da tensão adequada, ainda deveria ser possível lateralização da patela sem que esta ultrapassasse o limite lateral da tróclea. Nos casos em que existisse um encurtamento excessivo do retináculo lateral, estaria indicada a liberação do mesmo pela incisão da retirada de enxerto. Porém, este não foi necessário em nenhum caso.

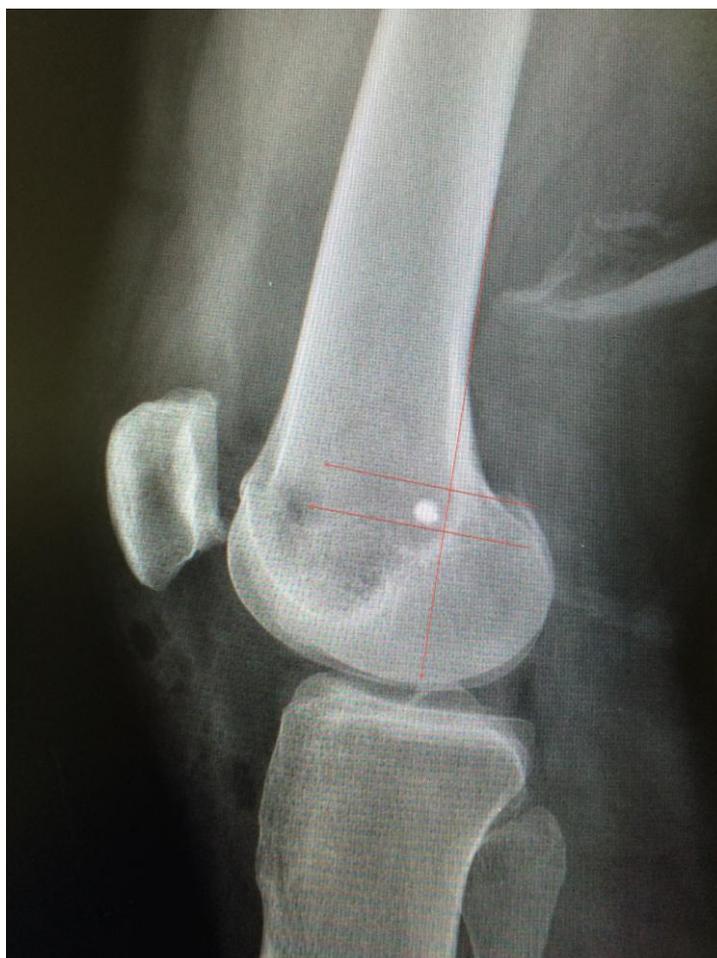


Figura 2. Radiografia após colocação da âncora para fixação femoral.

O passo seguinte era a dinamização do enxerto, realizada com 2 ou 3 pontos fixando o tendão do vasto medial no enxerto, utilizando para tal um fio de Vicryl 1.

Por fim, realizava-se lavagem da ferida operatória, hemostasia e a sutura por planos, incluindo sempre o peritendão patelar. Não foram utilizados drenos e, após o curativo, era colocado um imobilizador removível não articulado longo para joelho.

3.5.5. Cuidados pós-operatórios

O esquema de analgesia dos pacientes era padronizado. Durante a internação, os pacientes eram mantidos com medicações iv, sendo um analgésico (dipirona 2g iv de 6/6h), um anti-inflamatório não hormonal (cetoprofeno 100mg iv de 12/12h) e um analgésico opióide (tramadol 100mg iv de 8/8h). Após a alta, a medicação consistia em um anti-inflamatório não hormonal (celecoxibe 200mg vo de 12/12h) e de um analgésico (paracetamol 500mg vo de 6/6h) em uso contínuo, além de um analgésico opióide (codeína 30mg vo de 6/6h) no caso de dor intensa. Este esquema era mantido por 7 dias. Após este período, a necessidade de medicação era individualizada.

Os pacientes com boa evolução clínica recebiam alta no dia seguinte à cirurgia. O curativo era trocado e mantido fechado até o próximo retorno, com 7 dias de pós-operatório. O imobilizador de joelho era mantido.

A imobilização era mantida para proteção, permitindo descarga com muletas por um total de 6 semanas, sendo que nas primeiras 4 semanas a meta era atingir flexão de até 90° sendo liberada a obtenção de flexão completa após. Exercícios ativos isométricos eram orientados no primeiro dia pós-operatório, sendo que a progressão do fortalecimento e a liberação total da proteção para descarga de peso eram individualizados sob a

supervisão da equipe de fisioterapia do hospital, de acordo com a evolução de cada paciente. Após 3 meses, exceto se alguma limitação ainda persistia, os pacientes eram liberados para retornar ao trabalho ou estudos. A liberação para atividades esportivas era individualizada, porém não ocorria antes dos 6 meses de pós-operatório.

3.6. Avaliação clínica e critérios de indicação cirúrgica

O autor realizou pessoalmente a entrevista e avaliação clínica de todos os pacientes, com objetivo principal de definir a elegibilidade para o estudo. A comprovação da presença de frouxidão dos estabilizadores mediais era feita por exame físico considerando o teste de apreensão positivo e a lateralização da patela em relação à tróclea maior que metade de sua largura¹²⁷. A determinação de hiperfrouxidão ligamentar generalizada era feita pelo escore de Beighton¹²⁸. Era importante descartar a necessidade de osteotomia de medialização da tuberosidade anterior da tíbia ou de outras cirurgias associadas, uma vez que para padronização da amostra a indicação deveria ser de reconstrução do LPFM isolada. Para tal, foram utilizados parâmetros clínicos (alinhamento do mecanismo extensor) e radiológicos (através das radiografias e da RNM). O valor considerado como corte para indicação de realinhamento distal para medialização da TAT era o TAGT maior ou igual a 20 mm⁸⁸. Como inicialmente os pacientes não possuíam exame tomográfico, a medida da TAGT foi estimada na ressonância para a inclusão dos pacientes no estudo e confirmada na TC após sua realização. Para a indicação de trocleoplastia era considerada radiografia em perfil mostrando uma tróclea do tipo B ou D de Dejour^{129,130} com proeminência ventral da tróclea maior de 6 mm^{131,132} e medida do ângulo do sulco troclear conforme descrito por Merchant et al¹³³ maior de 150°. Para a indicação de correção da altura patelar era considerado o índice de Caton-Deschamps¹³⁴ acima de 1,3 na radiografia em perfil, conforme limite superior de normalidade definido na sua descrição de 1982.

Para a decisão sobre a realização da liberação do retináculo lateral, era utilizado parâmetro clínico intraoperatório de impossibilidade de medializar a patela mais de 5 mm ou um quadrante a partir da sua posição centrada e impossibilidade de elevar a borda lateral da patela além da linha paralela ao solo (corrigindo a inclinação lateral) indicando excesso de encurtamento lateral¹²⁷.

A escala funcional de Kujala¹³⁵ era aplicada no pré-operatório e após 6 meses de cirurgia (Anexo E). A escala possui pontuação máxima de 100 pontos e possui validação para a língua portuguesa^{136,137}, tendo sido preenchida pelo autor diretamente. Da mesma forma, a escala de atividade física de Tegner¹³⁸ foi aplicada no pré e pós-operatório (Anexo F). Esta escala classifica os pacientes em 11 categorias numéricas referentes ao nível de atividade física máximo praticado.

No pós-operatório, até o momento de realização da TC pós-operatória, era especificamente avaliada a ocorrência de recidiva da instabilidade, fator definidor de falha do tratamento. Os critérios para definir recidiva foram a queixa bem definida de instabilidade pelo paciente e o exame físico que considerava instável joelhos que apresentassem translação lateral com mais da metade da largura patelar ultrapassando o limite lateral da tróclea, além de apreensão do paciente à lateralização forçada da patela a 30° de flexão¹²⁷.

3.7. Avaliação por imagem

3.7.1.1. Radiografias

As incidências utilizadas no pré-operatório eram: anteroposterior e perfil (em filmes 30 x 40 cm) e axial de patela com 30° de flexão. A radiografia simples permitia avaliação da tróclea e classificação da displasia conforme classificação de Dejour^{129,130} em A, B, C ou D; avaliação do ângulo

do sulco troclear conforme descrito e padronizado por Merchant¹³³; avaliação da altura patelar através do índice de Caton-Deschamps¹³⁴; e avaliação do ângulo de alinhamento anatômico do joelho considerado neutro de 5 a 9° de valgo, varo se menor e valgo se maior¹³⁹.

3.7.1.2. Ressonância magnética

Os pacientes possuíam RNM realizada no próprio hospital antes da cirurgia. Os exames foram realizados em aparelho GE HDXT de 1,5 Tesla (General Electric Corp®. EUA), e as imagens foram avaliadas por um radiologista com experiência no sistema musculoesquelético.

Os parâmetros observados para corroborar os achados radiográficos e de exame físico na RNM eram: anatomia troclear, anatomia patelar, qualidade dos estabilizadores mediais (LPFM e retináculo) e altura patelar. Além disso, era estimado o TAGT (depois confirmado na TC), e era observada a qualidade da cartilagem articular PF.

3.7.1.3. Tomografia computadorizada dinâmica

Este exame era o foco principal do estudo. Como citado, cada paciente foi submetido a duas TCs: pré-operatória e pós-operatória (6 a 12 meses após cirurgia). No momento em que o protocolo foi desenvolvido, nenhum artigo na literatura havia utilizado uma tomografia de 320 fileiras de detectores para gerar imagens ao longo de um arco de movimento ativo do joelho. Portanto, não havia um protocolo estabelecido de aquisição das imagens. Para padronizar um protocolo foi necessário planejar o posicionamento do paciente, definir como seria realizado o movimento articular do joelho, definir os parâmetros para a aquisição das imagens no tomógrafo e finalmente criar uma forma de realizar a análise do movimento

da patela ao longo do arco de movimento. O aparelho utilizado foi o Aquilion ONE da Toshiba Medical Systems com 320 fileiras de detectores, colimação de 0,5 mm de espessura, com rotação do tubo de raios-X de 350 milissegundos e cobertura no eixo z de 16 cm, disponível no Instituto do Coração (INCOR) do HCFMUSP e utilizado rotineiramente para exames torácicos e cardíacos como angiocoronariografias.

3.7.1.3.1. Posicionamento dos pacientes

Para a realização de um arco de movimento do joelho, os pacientes deveriam ficar em decúbito dorsal horizontal, com o joelho inicialmente fletido em 90° e apoiado para estabilidade durante o movimento. Ao mesmo tempo, deveriam ficar posicionados de modo que o joelho fletido coubesse dentro do arco do tomógrafo, sem tocar no aparelho em nenhum momento. Para isso, foi utilizado uma almofada triangular com medidas de 31 cm x 31 cm x 36 cm disponível no próprio setor de radiologia, que não gerava artefatos de distorção de imagem significativos, de modo a deixar a parte posterior da coxa apoiada e o joelho, perna e pé pendentes e livres para movimentação. Era utilizado um lençol de apoio para conforto se necessário. O paciente era então coberto com aventais de chumbo para proteção contra radiação na região genital, abdominal, torácica e cervical (Figura 3). O joelho fletido era posicionado com o fêmur distal centralizado no arco, de modo que ao realizar a extensão, a patela não saísse de enquadramento. Esse posicionamento era checado com uma imagem radiográfica gerada pelo próprio tomógrafo (“scout”).



Figura 3. Posicionamento de paciente no tomógrafo.

3.7.1.3.2. Movimento ativo do joelho

Para a realização de uma extensão ativa, foi necessário padronizar um período de tempo para o paciente atingir a extensão final. Se o movimento fosse rápido demais, o aparelho captaria poucas imagens, se fosse lento demais, haveria exposição excessiva à radiação. Após alguns testes, foi definido que o tempo entre o paciente iniciar movimento em 90° de flexão e atingir extensão total seria de 10 segundos, tempo suficiente para captação das imagens e que permite um movimento lento porém contínuo do joelho. Antes do início do exame, eram realizados vários ensaios com o paciente que ficava com um cronômetro, até que conseguisse realizar uma extensão lenta e regular em torno de 10 segundos (Figura 4).

3.7.1.3.3. Parâmetros para aquisição das imagens

A definição dos parâmetros tomográficos a serem utilizados era fundamental, pois deles dependeriam a qualidade das imagens e a quantidade de radiação a que os pacientes seriam expostos.



Figura 4. Extensão ativa do joelho para realização do exame dinâmico.

A criação destes protocolos foi baseada nos valores normalmente utilizados na realização de uma TC de joelho padrão em nosso hospital, que obtém excelente qualidade das imagens (espessura de corte 0,63 mm, potencial do tubo de 120 kV e carga transportável de 157 mA por corte). A espessura de corte foi diminuída para 0,5 mm para melhorar a acurácia das medidas. Devido à preocupação com a quantidade de radiação num exame contínuo, foi criado um protocolo alternativo com menor qualidade de imagem mas menor radiação.

Os dois protocolos de aquisição foram sorteados por envelopes fechados para a realização dos 12 exames iniciais, a seguir:

- Protocolo 1 (maior dose de radiação e maior detalhamento das imagens):
 - Tempo aquisição: 10 segundos;
 - Espessura de corte: 0,5 mm;
 - Potencial do tubo: 120 kV;
 - Carga Transportável por corte: 100 mA.

- Protocolo 2 (menor dose de radiação e menor detalhamento das imagens):
 - o Tempo aquisição: 10 segundos;
 - o Espessura de corte: 0,5 mm;
 - o Potencial do tubo: 80 kV;
 - o Carga transportável por corte: 50 mA.

Esses protocolos de aquisição geravam por volta de 20 volumes de imagens sequenciais. Como os pacientes movimentavam ativamente o joelho, cada volume captava um ângulo de flexão que variava de acordo com a posição inicial do joelho, a extensão final atingida e a velocidade do movimento realizada pelo paciente.

O sorteio foi realizado nos 4 exames dos 2 pacientes pilotos e nos exames pré-operatórios dos 8 pacientes restantes. Após esses 12 exames iniciais, foi realizado cálculo da radiação e análise preliminar das imagens para ser decidido qual protocolo seria utilizado nos exames seguintes. Se a qualidade das imagens não prejudicasse a análise, seria escolhido o protocolo 2 de menor radiação.

A análise da radiação dos exames foi feita por comparação da dose efetiva de radiação (medida em mSv) que é calculada multiplicando o DLP (dose de radiação) pelo fator de correção da região anatômica que recebe a radiação (no caso do joelho esse fator é 0,0008 mSv/mGycm). Esses fatores são pré-estabelecidos e também encontrados (entre outros locais) no sítio europeu www.msct.eu/PDF_FILES/Appendix%20MSCT%20Dosimetry.pdf, sobre estudo de tomografia computadorizada de múltiplas fileiras de detectores, onde podem ser comparados. Outros parâmetros técnicos de menor importância gerados após a realização dos exames como o “gap”, fases e número total de imagens também foram registrados.

3.7.1.3.4. Análise do movimento patelar na TC

Uma vez que o protocolo de aquisição de imagens geraria uma série de cortes em vários ângulos de flexão, era necessário criar uma nova forma de analisar a posição da patela em relação à tróclea. As medidas de referência tradicionais estão padronizadas para ângulos específicos de flexão e são bidimensionais¹⁰³. Por exemplo, a análise da inclinação patelar e da subluxação lateral da patela é feita em cortes axiais em extensão do joelho, sendo utilizados apenas pontos e linhas para medidas dos ângulos e distâncias. Considerando que seria necessário trabalhar com imagens tridimensionais em variados ângulos de flexão, uma forma de acompanhar o movimento da patela com medidas comparáveis em todas as posições era fundamental. Juntamente com a equipe de informática do INCOR (Instituto do Coração do HCFMUSP), foi desenvolvido um projeto para possibilitar essa análise.

Para esse fim, haveria necessidade de se criar um programa que permitisse ao avaliador definir manualmente 3 planos no fêmur, 1 plano na patela, o ponto central da patela e que realizasse medidas de ângulos e distâncias entre eles para garantir a avaliação tridimensional da posição da patela em relação ao fêmur.

Os planos padronizados foram (Figuras 5 e 6):

- **Pxz**: plano tangenciando os côndilos posteriores do fêmur, definido no corte axial em que o intercôndilo apresenta aspecto de arco romano, da mesma forma realizada na medida da TAGT⁸⁸;
- **Pzy**: plano perpendicular ao Pxz, cruzando o ponto mais profundo da tróclea, da mesma forma realizada na medida da TAGT⁸⁸;
- **Pxy**: plano axial do fêmur perpendicular aos planos Pxz e Pzy, posicionado distalmente ao ponto mais caudal da tróclea;

- **Ppl**: plano de inclinação da patela, definido pelo eixo transversal da patela, da mesma forma realizada na medida da inclinação patelar¹⁰³.

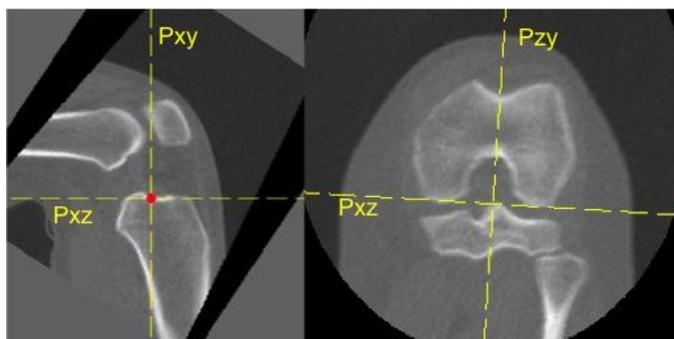


Figura 5. Planos de referência para as medidas no fêmur.

O ponto patelar padronizado foi (Figura 6):

- **pl**: ponto central da patela, definido pela intersecção dos planos Ppl e outro perpendicular passando pelo vértice da patela. Uma vez definidas as inclinações desses planos, era realizado ajuste para que sua intersecção (ponto pl) ficasse situado no centro da patela tanto no corte axial quanto no sagital.

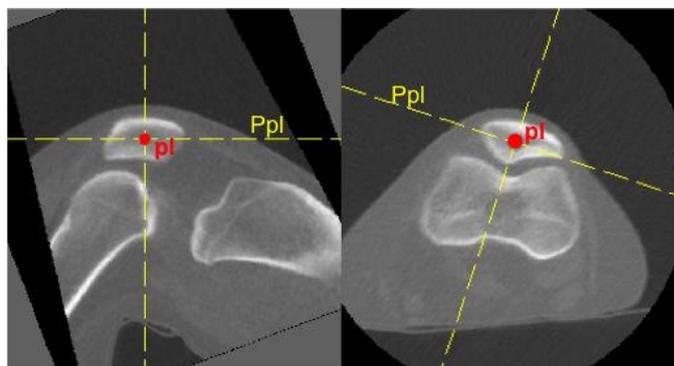


Figura 6. Plano de referência e ponto central para as medidas na patela.

As medidas realizadas entre os planos e o ponto foram:

- ângulo **Alfa**: diferença para 90° entre Ppl e Pzy (este ângulo pode ser entendido como uma medida da inclinação patelar);
- ângulo **Beta**: entre Ppl e Pxz;
- ângulo **Gama**: entre Ppl e Pxy;
- distância **dx**: menor distância entre o ponto pl e plano Pzy (essa distância pode ser entendida como a medida da lateralização da patela em relação ao plano da tróclea);
- distâncias entre o ponto pl e os outros planos, **dz** e **dy**: estas distâncias, por não representarem nenhum dado significativo do ponto de vista clínico, foram desconsideradas.

Os ângulos Beta e Gama não são ângulos que traduzem um movimento óbvio da patela. Foram definidos para uma representação mais completa das inclinações patelares ao redor do fêmur ao longo do arco de movimento e para análise exploratória do efeito da cirurgia.

Para o posicionamento adequado dos planos pelo pesquisador, era necessário que a visualização dos cortes axiais do fêmur e da patela estivesse orientada perpendicularmente ao eixo longo do fêmur e da patela. Cortes oblíquos causariam um não reconhecimento dos pontos tradicionalmente utilizados e eventual erro no posicionamento dos planos. Como os pacientes foram posicionados com o quadril e joelho em flexão no arco do tomógrafo, os cortes axiais gerados primariamente pelo aparelho continham imagens oblíquas do fêmur e da patela. Dessa forma, o programa de medidas precisava permitir uma rotação separada do fêmur e da patela e, no momento do posicionamento dos planos, a visualização separada do corte axial do fêmur perpendicular ao seu eixo longo e do corte axial da patela perpendicular ao seu eixo longo (Figura 7). E finalmente, no momento das medidas, corrigir as rotações dos planos para o cálculo dos ângulos e da distância.

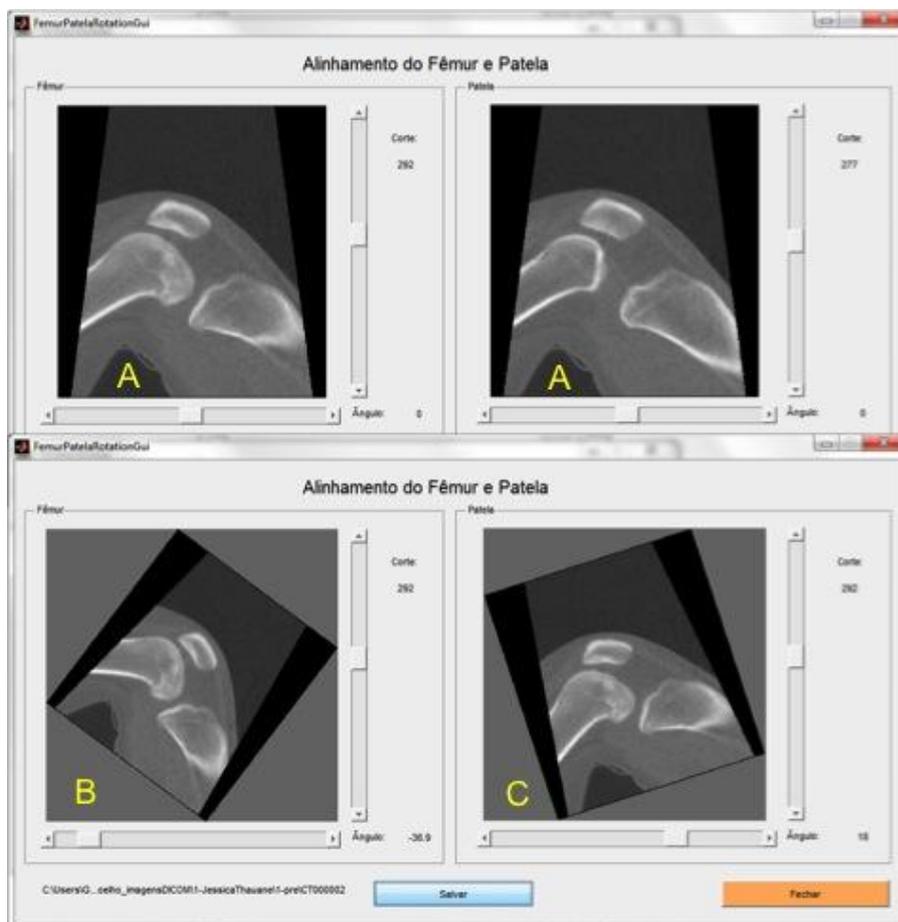


Figura 7. Imagem do programa antes (A) e após as rotações da posição do fêmur (B) à esquerda e da patela (C) à direita. Esse posicionamento permitia visualização dos cortes axiais perpendiculares aos eixos longos do fêmur e patela separadamente.

Além disso, como cada volume de imagens de cada paciente representava um ângulo de flexão variável, era necessário medir este ângulo com um goniômetro digital também incluído neste programa (Figura 8).

A metodologia empregada para o desenvolvimento desse programa se encontra descrita no Anexo G.



Figura 8. Imagem da medida do ângulo de flexão do joelho no programa. Foi considerado o ângulo suplementar ao representado (neste caso, 73°).

3.8. Análise estatística

Os dados que foram submetidos a análise estatística eram contínuos e foram:

- Diferença média entre pré e pós-operatório dos valores dos ângulos Alfa, Beta e Gama e da distância dx.
- Diferença média entre pré e pós-operatório dos valores dos escores Kujala e Tegner.

Os dados foram resumidos como médias e desvio padrão. A normalidade destes dados foi testada através do teste de Kolmogorov-Smirnov. Na comparação entre o pré e pós-operatório, quando os dados apresentassem distribuição normal, a análise foi realizada pelo teste t de student pareado. Naqueles com distribuição não paramétrica, foi utilizado o teste de Wilcoxon.

O valor de $p < 0,05$ foi considerado como estatisticamente significativo.

Apenas os pacientes que completaram o seguimento até a realização da TC pós-operatória foram considerados para análise clínica e das imagens.

Havia uma dificuldade na comparação das medidas obtidas nas tomografias. Como não era possível garantir que os volumes de imagens gerados para cada paciente estivessem no mesmo ângulo de flexão, nem ao comparar pré e pós-operatório do próprio paciente, nem ao comparar entre eles, foi necessário resumir essas medidas em intervalos pareáveis. Dessa forma, foi optado por realizar uma média de cada medida (ângulos Alfa, Beta e Gama e distância dx) em intervalos de 10° em 10° de flexão, para cada paciente. Assim, foi possível resumir todo o movimento realizado por todos os pacientes em blocos de 10° em 10° comparáveis entre si. Só foram utilizadas na análise as medidas que possuíssem par no mesmo paciente e na mesma faixa de flexão. Por exemplo, se um paciente iniciou a TC pré em ângulo de 85° (e, portanto, na faixa entre 90 a 80° de flexão) mas, na TC pós, iniciou apenas a partir de 75° (e portanto na faixa entre 79 a 70° de flexão), os dados da faixa de 90 a 80° de flexão foram desconsiderados. Isso foi necessário pois a análise estatística compara a diferença pré e pós-operatória de uma medida pareada.

Foi realizada comparação entre os gráficos do movimento patelar nos pacientes com displasia troclear grau A e com grau B ou D para investigar a displasia como fator de confusão.

Considerando que o programa desenvolvido para realização das medidas não era validado, foi optado por realizar análise da consistência dos dados medidos pelo avaliador (autor). Para isso, foi utilizado o Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC) pré e pós-operatório com intervalo de confiança de 95% por comparação de dois conjuntos de medidas realizadas com 15 dias de intervalo de forma cega pelo avaliador (sem visualização das medidas prévias e identificação dos pacientes).

4. RESULTADOS

4.1. Dados gerais

Duas pacientes foram excluídas do estudo. Uma delas, apesar de ter realizado a cirurgia, as duas tomografias e ter completado a avaliação clínica, teve suas imagens extraviadas por uma falha no arquivamento no Incor. Antes do final de 2012, não era realizado um arquivo automático no sistema do hospital, fato não informado aos pesquisadores. Quando as imagens foram resgatadas, não foram localizados os exames da paciente FNR. Além desta, a paciente GEBP não compareceu ao seguimento após ter realizado a TC pré e a cirurgia, não respondeu às convocações, impossibilitando a realização de sua TC pós. Ambas foram excluídas e seus dados foram utilizados apenas no cálculo e análise da radiação dos exames.

As características anatômicas dos pacientes medidas pelos exames pré-operatórios se encontram na tabela 3.

Tabela 3. Dados descritivos anatômicos dos pacientes.

PACIENTES	EIXO	ALTURA PATELAR (CD)	DISPLASIA TROCLEAR (DEJOUR)	ÂNGULO TRÓCLEA (°)	PROEMINÊNCIA TROCLEAR (mm)	TAGT (cm)
LCVM	neutro	1,28	D	138	5,1	1,04
FNR	valgo	1,06	A	130	2,1	1,02
JRSM	neutro	0,92	A	133	3,2	1,08
KADRP	valgo	1,25	A	137	3,6	0,8
ISTM	neutro	1,15	B	139	3,4	1,23
SPMS	varo	1,25	B	140	3,9	0,74
LGPP	valgo	1,29	B	136	5,3	1,53
JTNVS	neutro	1,19	A	127	2,5	0,65
JCS	neutro	1,30	D	131	2	1,17

CD: índice Caton-Deschamps; TAGT: distância tuberosidade anterior tibia garganta tróclea.

4.2. Análise do protocolo de aquisição de imagens

Conforme descrito nos métodos, dois protocolos de aquisição de imagens foram estudados. Inicialmente, realizou-se sorteio (por sistema de envelopes fechados) dos dois protocolos para os primeiros 12 exames. Após visualização dessas imagens, foi possível chegar às seguintes conclusões:

- O protocolo 1 gerou imagens com menor ruído (“granulação”);
- O protocolo 1 gerou uma dose efetiva final de radiação aproximadamente 6,5 vezes maior;
- O protocolo 2, apesar de apresentar maior ruído, possibilitava identificação adequada de todos os pontos de referências ósseas para a medida dos parâmetros definidos no estudo;
- Todas as medidas poderiam ser adequadamente realizadas independentemente do protocolo utilizado.

Dessa forma, foi optado por utilizar o protocolo 2 nos oito exames restantes e evitar assim doses maiores de radiação, principalmente pela maioria dos pacientes possuir menos de 21 anos. Os resultados dos parâmetros das imagens obtidas e a dose efetiva de radiação final encontram-se na Tabela 4.

4.3. Análise da consistência das medidas

Para a análise da consistência das medidas, o autor realizou todas as medidas duas vezes, de forma cega e com intervalo de 15 dias. Cada exame de TC gerava em torno de 20 volumes de imagens. Cada volume possibilitava uma medida de cada uma das variáveis: ângulo de flexão, ângulo alfa, ângulo beta, ângulo gama e distância dx. A quantidade de volumes aproveitados variou, pois em caso de imagens geradas na mesma posição do joelho (mesmo ângulo de flexão), no mesmo paciente, o volume era descartado. Essa situação ocorreu principalmente no início (paciente demorou para começar a extensão) e no final do movimento (paciente

chegou rápido à extensão final). Como a TC funcionava por 10 segundos independentemente da forma que o paciente movimentava o joelho, nessas situações foram geradas imagens redundantes. O número total de volumes e, conseqüentemente, de medidas de todas as variáveis estudadas por paciente pode ser visto na Tabela 5.

Tabela 4. Parâmetros de aquisição das imagens e dose efetiva de radiação para cada paciente.

PACIENTE EXAME	PROTOCOLO AQUISIÇÃO	ESPESSURA (mm)	POTENCIAL TUBO (kV)	CARGA TRANSPORTÁVEL (mA)	GAP	FASES	NÚMERO IMAGENS	DLP (mGycm)	DOSE EFETIVA ESTIMADA (mSv)
FNR pré	1	0,5	120	100	0,25	21/640	13568	1617	1,2936
LCVM pré	2	0,5	80	50	0,5	21/320	6724	254	0,2032
FNR pós	2	0,5	80	50	0,5	21/320	6724	254	0,2032
LCVM pós	1	0,5	120	100	0,25	21/640	13568	1617	1,2936
JRSM pré	2	0,5	80	50	0,5	21/320	6724	254	0,2032
LGPP pré	1	0,5	120	100	0,25	21/640	13568	1617	1,2936
SPMS pré	1	0,5	120	100	0,25	21/640	13537	1707,7	1,36616
ISTM pré	1	0,5	120	100	0,25	21/640	13537	1617	1,2936
KADRP pré	1	0,5	120	100	0,25	21/640	13537	1618,9	1,29512
JCS pré	2	0,5	80	50	0,5	21/320	6722	254	0,2032
JTNVS pré	2	0,5	80	50	0,5	21/320	6722	254	0,2032
GEBP pré	2	0,5	80	50	0,5	21/320	6722	254	0,2032
JCS pós	2	0,5	80	50	0,5	21/320	7043	254	0,2032
KADRP pós	2	0,5	80	50	0,5	21/320	6722	254	0,2032
JTNVS pós	2	0,5	80	50	0,5	21/320	6722	254	0,2032
LGPP pós	2	0,5	80	50	0,5	21/320	6724	254	0,2032
JRSM pós	2	0,5	80	50	0,5	21/320	6724	254	0,2032
SPMS pós	2	0,5	80	50	0,5	21/320	6811	254	0,2032
ISTM pós	2	0,5	80	50	0,5	21/320	6724	254	0,2032

DLP: dose length product. Variações entre os protocolos ocorreram pelo número de "scouts" de cada TC.

Tabela 5. Número de volumes de imagem e de medidas de cada variável por paciente.

PACIENTES	EXAME	NÚMERO VOLUMES	EXAME	NÚMERO VOLUMES
LCVM	pré	16	pós	23
JRSM	pré	20	pós	21
LGPP	pré	21	pós	21
SPMS	pré	21	pós	21
ISTM	pré	19	pós	21
KADRP	pré	20	pós	21
JCS	pré	21	pós	22
JTNVS	pré	21	pós	21
TOTAL MEDIDAS	pré	159	pós	171

Todos os coeficientes de correlação intraclasse foram maiores de 0,90, indicando ótima consistência das medidas realizadas pelo autor. Os resultados dessa análise se encontram resumidos na Tabela 6:

Tabela 6. Coeficiente de correlação intraclasse das medidas.

MEDIDAS PRÉ	ÂNGULO FLEXÃO	ÂNGULO ALFA	ÂNGULO BETA	ÂNGULO GAMA	DISTÂNCIA dx
n=159					
ICC	0,978	0,936	0,967	0,982	0,955
IC95%	(0,969-0,984)	(0,914-0,953)	(0,955-0,975)	(0,975-0,987)	(0,939-0,967)
MEDIDAS PÓS	ÂNGULO FLEXÃO	ÂNGULO ALFA	ÂNGULO BETA	ÂNGULO GAMA	DISTÂNCIA dx
n=171					
ICC	0,992	0,97	0,986	0,996	0,974
IC95%	(0,99-0,994)	(0,960-0,978)	(0,981-0,99)	(0,995-0,997)	(0,965-0,981)

N: número medidas; ICC: coeficiente de correlação intraclasse; IC95%: intervalo de confiança de 95%.

4.4. Análise do movimento patelar

Para esta análise, todos os ângulos de flexão do joelho encontrados foram categorizados nas seguintes posições: 90 a 80°, 79 a 70°, 69 a 60°, 59 a 50°, 49 a 40°, 39 a 30°, 29 a 20°, 19 a 10°, 9 a 0° e <0°. Todos os valores

dos ângulos alfa, beta e gama e distância dx medidos dentro de cada uma dessas posições foram representados por apenas um valor médio e desvio padrão. Se o paciente não possuísse volumes gerados com o joelho em ângulo dentro de uma dessas categorias ou no exame pré ou no exame pós, as medidas dentro dessa posição eram descartadas por não possuírem par, impossibilitando sua comparação estatística.

4.4.1. Ângulo Alfa

O ângulo alfa foi medido entre os planos Ppl e o Pzy (Figura 9). O valor considerado foi sua diferença para 90° por se assemelhar aos valores do ângulo de inclinação lateral da patela.

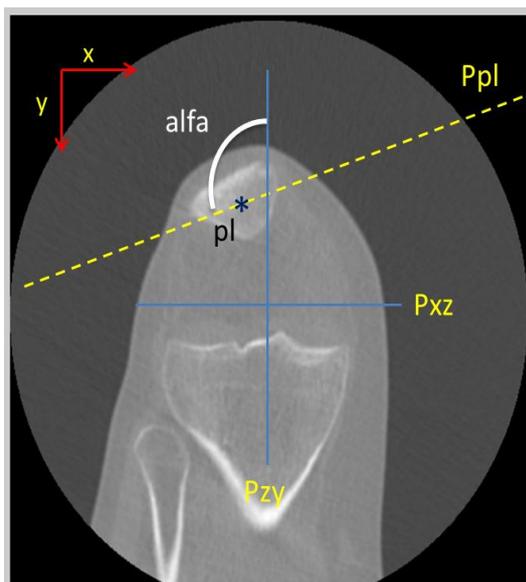


Figura 9. O ângulo alfa, medido entre o plano da patela (Ppl) e o plano da tróclea (Pzy).

Os valores referentes ao ângulo alfa e o resultado dos testes estatísticos comparando as situações pré e pós-operatórias se encontram resumidos na Tabela 7. Foi incluído o número de medidas efetivamente utilizadas para a composição das médias após a exclusão das medidas sem

pares pré e pós-operatórios. Quando apenas um paciente contribuiu com medidas, não foi possível aplicar cálculo estatístico.

Tabela 7. Resultados ângulo alfa, número de pacientes com medidas pareadas pré e pós para cada posição e número absoluto de medidas na composição das médias.

ÂNGULO FLEXÃO	VALOR MÉDIO ALFA PRÉ (°)	dp PRÉ	N PACIENTES	N MEDIDAS PRÉ	VALOR MÉDIO ALFA PÓS (°)	dp PÓS	N MEDIDAS PÓS	p Wilcoxon
90-80°	14	-	1	3	14	-	1	-
79-70°	12,81	3,46	6	11	12,75	2,37	8	0,893
69-60°	13,31	3,2	6	12	13,25	2,92	10	0,916
59-50°	12,13	5,05	8	15	12,71	4,55	14	0,123
49-40°	12,8	4,18	8	19	13,55	4,85	18	0,481
39-30°	13,41	3,69	8	20	13,67	4,93	19	0,753
29-20°	15,17	4,8	8	22	15,47	6,11	16	1
19-10°	18,84	6,03	7	25	19,02	7,12	23	0,31
9-0°	27,84	8,87	5	13	25,53	9,65	18	0,225
<0°	41,62	-	1	2	32,85	-	2	-

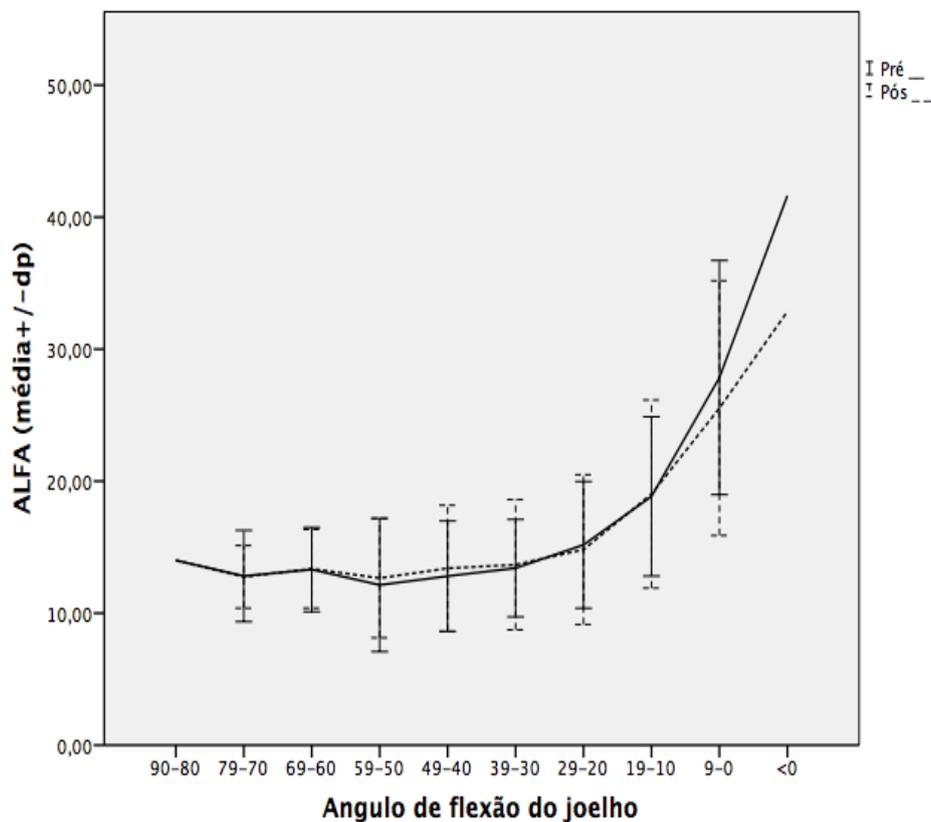
Dp: desvio padrão; p: nível de significância; N: número.

Não houve diferença na medida do ângulo alfa entre o pré e pós-operatório, em nenhum dos ângulos de flexão.

Observa-se uma intensificação da inclinação lateral de 30° de flexão até a extensão final.

O Gráfico 1 descreve o ângulo alfa em função do ângulo de flexão comparando as medidas pré e pós-operatórias.

Gráfico 1. Ângulo alfa pré e pós-operatório em função do ângulo de flexão.



4.4.2. Ângulo Beta

O ângulo beta foi medido entre os planos Ppl e Pxz (Figura 10). Este ângulo representa uma inclinação da patela sem tradução clínica, sendo utilizado apenas marcador do trajeto patelar.

Os valores referentes ao ângulo beta e o resultado dos testes estatísticos comparando as situações pré e pós-operatórias se encontram resumidos na Tabela 8. Foi incluído o número de medidas efetivamente utilizadas para a composição das médias após a exclusão das medidas sem pares pré e pós-operatórios. Quando apenas um paciente contribuiu com medidas, não foi possível aplicar cálculo estatístico.

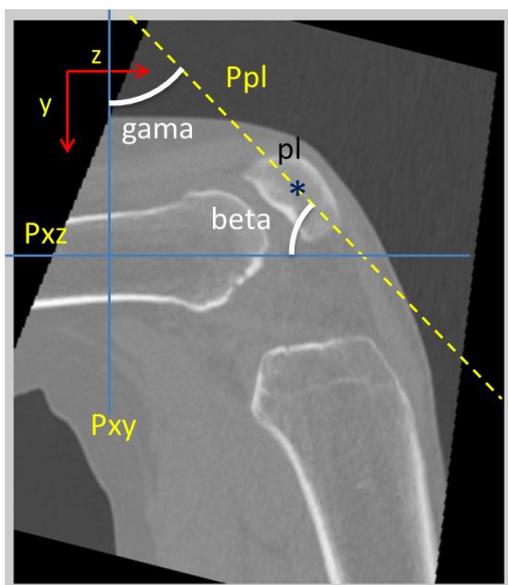


Figura 10. O ângulo beta, medido entre o plano da patela Ppl e o plano do fêmur Pxz. Ângulo gama, medido entre o plano da patela Ppl e o plano do fêmur Pxy.

Tabela 8. Resultados ângulo beta.

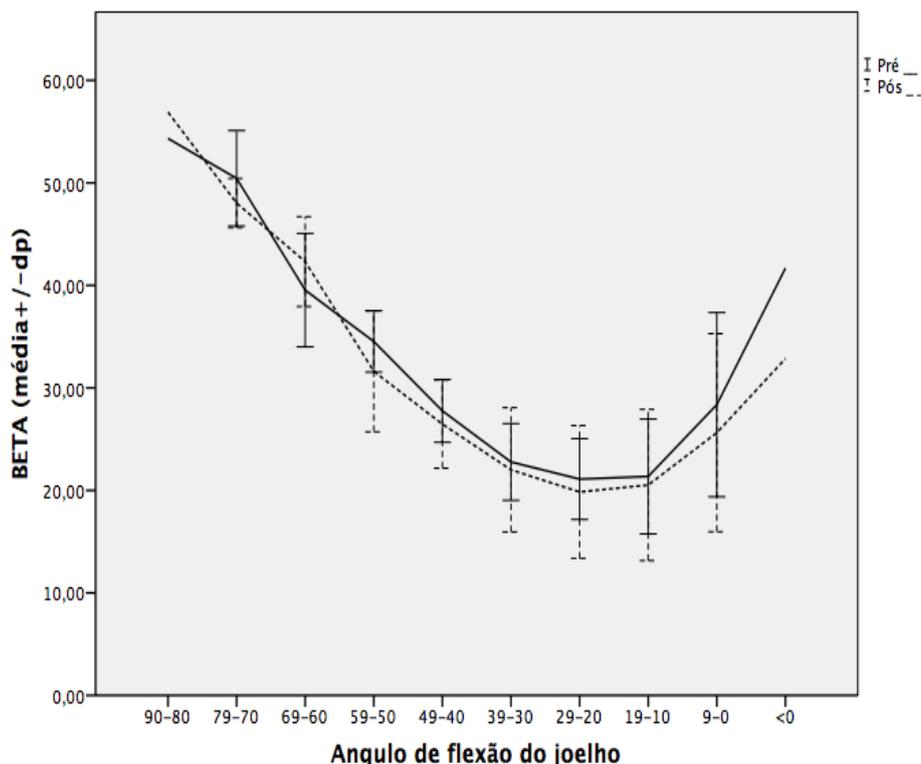
ÂNGULO FLEXÃO	VALOR MÉDIO BETA PRÉ (°)	dp PRÉ	N PACIENTES	N MEDIDAS PRÉ	VALOR MÉDIO BETA PÓS (°)	dp PÓS	N MEDIDAS PÓS	p Wilcoxon
90-80°	54,33	-	1	3	56,9	-	2	-
79-70°	50,44	4,66	6	11	48,02	2,4	8	0,173
69-60°	39,54	5,54	6	12	41,17	6,14	10	0,225
59-50°	34,52	2,99	8	15	31,11	6,07	14	0,161
49-40°	27,76	3,06	8	19	26,28	4,28	18	0,263
39-30°	22,77	3,74	8	20	22,01	6,06	19	0,674
29-20°	21,10	3,94	8	22	19,67	6,29	16	0,401
19-10°	21,36	5,6	7	25	20,52	7,38	23	0,31
9-0°	28,36	8,99	5	13	25,63	9,66	18	0,225
<0°	41,67	-	1	2	32,85	-	2	-

Dp: desvio padrão; p: nível de significância; N: número.

Não houve diferença na medida do ângulo beta entre o pré e pós-operatório, em nenhum dos ângulos de flexão.

O Gráfico 2 descreve o ângulo beta em função do ângulo de flexão comparando as medidas pré e pós-operatórias.

Gráfico 2. Ângulo beta pré e pós-operatório em função do ângulo de flexão.



4.4.3. Ângulo Gama

O ângulo gama foi medido entre os planos Ppl e Pxy (Figura 10). Este ângulo também representa uma inclinação da patela sem tradução clínica, sendo utilizado apenas marcador do trajeto patelar.

Os valores referentes ao ângulo gama e o resultado dos testes estatísticos comparando as situações pré e pós-operatórias se encontram resumidos na Tabela 9. Foi incluído o número de medidas efetivamente utilizadas para a composição das médias após a exclusão das medidas sem pares pré e pós-operatórios. Quando apenas um paciente contribuiu com medidas, não foi possível aplicar cálculo estatístico.

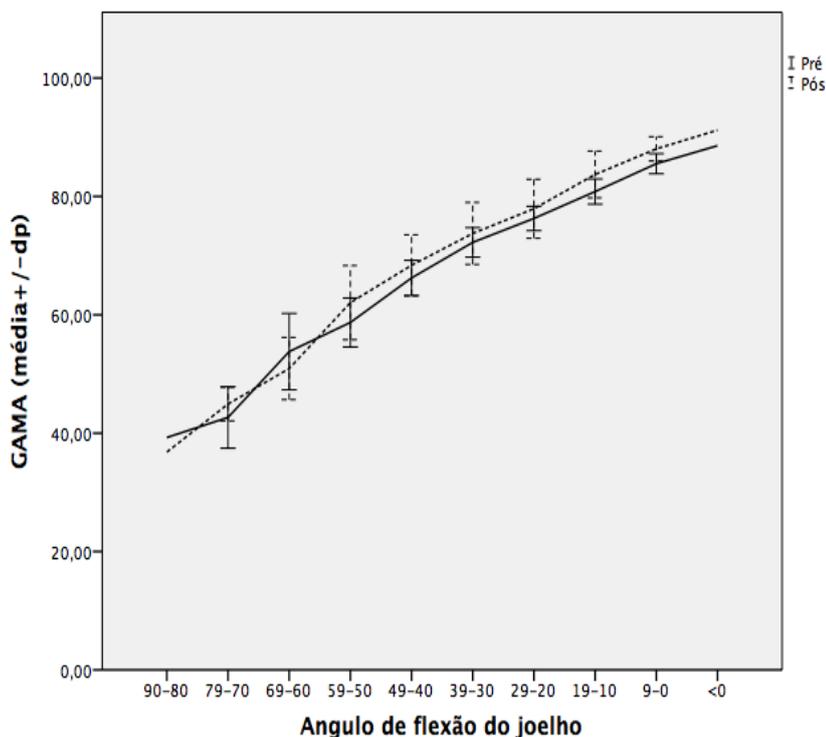
Tabela 9. Resultados ângulo gama.

ÂNGULO FLEXÃO	VALOR MÉDIO GAMA PRÉ (°)	dp PRÉ	N PACIENTES	N MEDIDAS PRÉ	VALOR MÉDIO GAMA PÓS(°)	dp PÓS	N MEDIDAS PÓS	P Wilcoxon
90-80°	39,27	-	1	3	36,8	-	2	-
79-70°	42,66	5,2	6	11	44,92	2,84	8	0,463
69-60°	53,78	6,45	6	12	52,07	6,97	10	0,249
59-50°	58,71	4,13	8	15	62,69	6,57	14	0,123
49-40°	66,23	2,98	8	19	68,71	5,18	18	0,263
39-30°	72,24	2,49	8	20	73,75	5,24	19	0,208
29-20°	76,28	2,05	8	22	79	3,92	16	0,161
19-10°	80,82	2,13	7	25	83,72	3,95	23	0,128
9-0°	85,53	1,69	5	13	88,04	2,05	18	0,08
<0°	88,57	-	1	2	91,2	-	2	-

Dp: desvio padrão; p: nível de significância; N: número.

Não houve diferença na medida do ângulo gama entre o pré e pós-operatório, em nenhum dos ângulos de flexão.

O Gráfico 3 descreve o ângulo gama em função do ângulo de flexão comparando as medidas pré e pós-operatórias.

Gráfico 3. Ângulo gama pré e pós-operatório em função do ângulo flexão.

4.4.4. Distância dx

A menor distância linear entre o ponto pl e o plano Pzy era a distância dx (Figura 11). Essa distância deve ser entendida como a lateralização da patela em relação à tróclea.

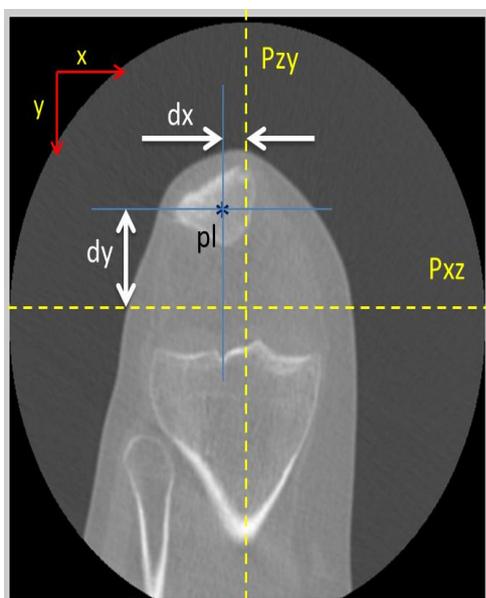


Figura 11. A distância dx , medida entre o ponto central da patela pl e o plano do fêmur Pzy .

Os valores referentes à distância dx e o resultado dos testes estatísticos comparando as situações pré e pós-operatórias se encontram resumidos na Tabela 10. Foi incluído o número de medidas efetivamente utilizadas para a composição das médias após a exclusão das medidas sem pares pré e pós-operatórios. Quando apenas um paciente contribuiu com medidas, não foi possível aplicar cálculo estatístico.

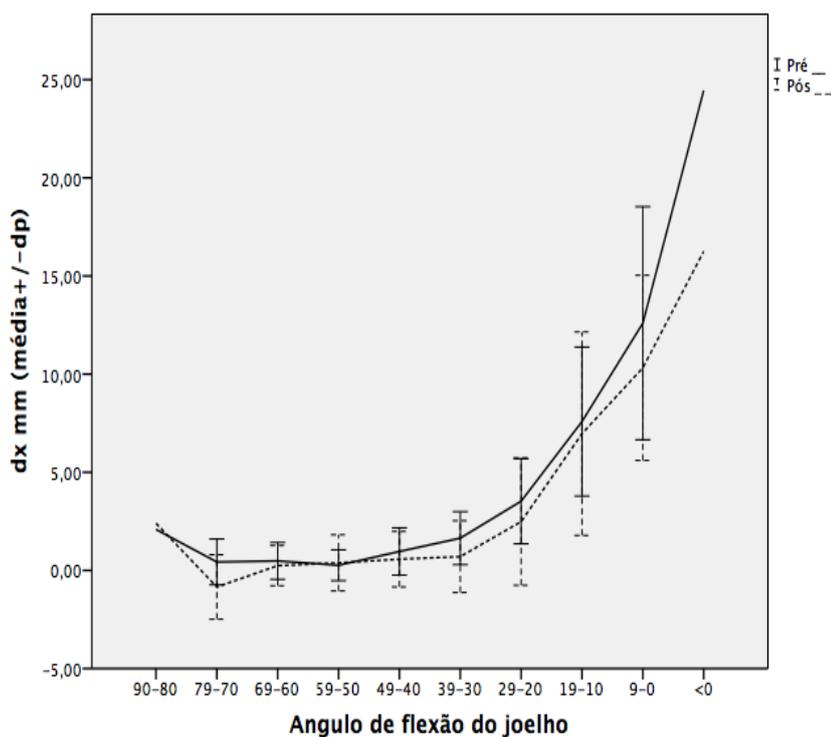
Tabela 10. Resultados distância dx.

ÂNGULO FLEXÃO	VALOR MÉDIO dx PRÉ (mm)	dp PRÉ	N PACIENTES	N MEDIDAS PRÉ	VALOR MÉDIO dx PÓS(mm)	dp PÓS	N MEDIDAS PÓS	P Wilcoxon
90-80°	2,09	-	1	3	2,4	-	2	-
79-70°	0,43	1,17	6	11	-0,85	1,64	8	0,046
69-60°	0,48	0,94	6	12	0,15	0,99	10	0,345
59-50°	0,26	0,79	8	15	0,43	1,43	14	0,484
49-40°	0,96	1,2	8	19	0,5	1,43	18	0,674
39-30°	1,64	1,35	8	20	0,71	1,82	19	0,012
29-20°	3,52	2,17	8	22	2,9	2,91	3,11	0,401
19-10°	7,58	3,79	7	25	6,97	5,18	23	0,612
9-0°	12,59	5,94	5	13	10,32	4,72	18	0,225
<0°	24,45	-	1	2	16,25	-	2	-

Dp: desvio padrão; p: nível de significância; N: número. Valores negativos indicam posição medial do ponto pl.

Não houve diferença na medida da distância dx entre o pré e pós-operatório, com exceção entre 79° a 70° e entre 39 a 30°.

O Gráfico 4 descreve a distância dx em função do ângulo de flexão comparando as medidas pré e pós-operatórias.

Gráfico 4. Distância dx pré e pós-operatória em função do ângulo de flexão.

4.5. Análise do resultado cirúrgico

Foi considerado tempo de seguimento o período entre a cirurgia e a realização da TC pós, momento no qual se aplicavam os escores clínicos pós-operatórios (Tabela 2).

A média de seguimento foi de 10,2 meses. Apenas uma das pacientes ultrapassou o tempo inicialmente estipulado para a realização da TC pós em 2 meses. Isso ocorreu em consequência de mudança de endereço, o que dificultou seu retorno na data correta. Foi optado por aceitar este pequeno atraso uma vez que não implicaria em nenhum viés na avaliação.

Nenhum dos pacientes necessitou de liberação do retináculo lateral.

Nenhum dos pacientes apresentou recidiva da instabilidade no período de seguimento. Tanto o escore funcional de Kujala e o nível de atividade esportiva de Tegner apresentaram melhora estatisticamente significativa entre o pré e pós-operatório.

Os valores dos escores clínicos aplicados se encontram na Tabela 11:

Tabela 11. Resultados clínicos

PACIENTES	RECIDIVA	KUJALA PRÉ	KUJALA PÓS	MÉDIA ± dp p (WILCOXON)	TEGNER PRÉ	TEGNER PÓS	MÉDIA ± dp p (WILCOXON)
LCVM	não	47	66		2	4	
FNR	não	39	59	pré	3	3	pré
JRSM	não	50	98	51,89 ± 15,56	0	5	1,56 ± 1,59
KADRP	não	57	67		4	4	
ISTM	não	53	72	pós	0	2	pós
SPMS	não	38	93	74,22 ± 20,89	2	5	3,56 ± 1,67
LGPP	não	90	100		3	6	
JTNVS	não	49	78	p=0,011	0	2	p=0,017
JCS	não	44	35		0	1	

Dp: desvio padrão; p: nível de significância.

4.6. Outras informações

Não ocorreu nenhum caso de infecção pós-operatória. Todos os pacientes evoluíram sem intercorrências. A análise dos gráficos de movimento patelar nos pacientes com displasia grau A, em comparação aos com grau B ou D, não mostrou diferenças significativas. Portanto o grau de displasia nesta amostra não foi fonte de erro.

5. DISCUSSÃO

O LPFM é responsável por 50 a 60 % da resistência contra a lateralização da patela¹⁻³, sendo sua ruptura citada como a lesão essencial da luxação lateral da patela. Apesar da grande variação de técnicas descritas para sua reconstrução, se acumulam evidências que mostram bons resultados clínicos dessa cirurgia^{4-9,72,84}. Além dos estudos clínicos, outros trabalhos biomecânicos sugerem que o reparo ou reconstrução do LPFM restaura a fisiologia PF^{15,45}.

Entretanto, alguns aspectos do LPFM ainda são considerados controversos. A origem femoral do ligamento já foi descrita em vários locais, fato ressaltado por Placella et al³⁷ ao revisar sistematicamente estudos sobre a anatomia do LPFM. Nas cirurgias deste protocolo, foi realizada a reconstrução utilizando como origem femoral o ponto descrito por Schottle et al⁵⁸ localizado com auxílio da radioscopia, evitando assim identificação deste local através da palpação do relevo ósseo, método impreciso com aproximadamente 30% de erro de posicionamento⁷⁴. Esse ponto, corresponde ao descrito por Nomura et al^{15,23}, localizado entre o epicôndilo medial e o tubérculo adutor, recentemente descrito como o mais isométrico para a reconstrução do LPFM^{31,32}. Com relação à fixação patelar, foi realizada no ponto correspondente ao centro da metade proximal da patela, localização mais consistente nos mesmos estudos anatômicos e também descrita por Nomura et al²³.

Em relação à escolha da técnica da reconstrução, foi optado por se utilizar o enxerto do tendão patelar segundo técnica descrita no IOT-HCFMUSP⁵² pela simplicidade, menor utilização de material de síntese (necessidade de apenas uma âncora) e pela familiaridade do autor com o procedimento. A âncora é aceita como método de fixação suficiente para o LPFM⁷⁷.

Outro ponto importante na discussão da técnica cirúrgica, é o ângulo de flexão no qual fixar o enxerto. O estudo da isometria do LPFM, mostrou que o ligamento encontra-se tensionado principalmente nos últimos 60° de extensão, guiando a patela para o encaixe adequado na tróclea^{1,3,12,28}. Foi padronizada na técnica cirúrgica deste trabalho a fixação do enxerto entre 45 e 60° de flexão, com objetivo duplo: garantir que a patela estivesse reduzida e estabilizada na tróclea (próximo à extensão final a patela fica muito móvel favorecendo excesso de tensionamento e medialização indesejados da patela) e também fixar o enxerto na posição de sua maior tensão sugerida pelos estudos biomecânicos^{28,140}.

Também importante na padronização da técnica cirúrgica foi a dinamização do enxerto através de sua sutura ao tendão do músculo vasto medial. A conexão do LPFM com esse tendão, é consistentemente descrita nos estudos anatômicos^{22,24,25,27,30}, gerando o componente dinâmico que puxa a patela contra a porção medial da tróclea, mantendo-a reduzida no primeiros 20 a 30° de flexão.

Desta forma, consideramos que a técnica cirúrgica utilizada atende a todos os aspectos relevantes atuais da anatomia e biomecânica PF. Essa garantia era fundamental para que os achados do movimento patelar não pudessem ser distorcidos ou invalidados por má técnica cirúrgica ou falta de padronização.

Em relação à definição da amostra do estudo, foi optado por incluir apenas pacientes com instabilidade recidivante em extensão, decorrente de insuficiência dos estabilizadores mediais e com indicação de reconstrução isolada do LPFM. Como citado, a instabilidade patelar é muito complexa e utilizar uma amostra ampla com associação de várias correções cirúrgicas adicionaria muitos fatores de confusão e dificultaria a obtenção de conclusões. Assim, quaisquer pacientes com indicação de osteotomias, trocleoplastias ou correção da altura patelar não foram incluídos. A exclusão dos casos de luxação inveterada e em flexão se justifica pela fisiopatologia radicalmente diferente, com importante componente de encurtamento do

mecanismo extensor, demandando técnica cirúrgica diferente da proposta. Como critério de indicação da osteotomia de medialização da TAT foi definido a medida do TAGT acima de 20 mm, conforme estudo clássico de Dejour et al⁸⁸. Portanto, só foram incluídos pacientes com TAGT menor de 20 mm. Para excluir as osteotomias corretivas para desvios do eixo mecânico, incluiu-se apenas pacientes com valgo anatômico do joelho menor de 15°, sem impacto significativo no ângulo Q. Em relação à altura patelar, não se incluiu pacientes com índice de Caton-Deschamps acima de 1,3, valor descrito como limite superior de normalidade na publicação original¹³⁴. Para a indicação de trocleoplastia era considerada radiografia em perfil mostrando uma tróclea do tipo B ou D de Dejour^{129,130} com proeminência ventral da tróclea maior de 6 mm^{131,132}. Os casos incluídos com displasia troclear tipo B ou D apresentavam proeminências ventrais discretas, como é o caso exemplificado na Figura 2 (displasia tipo D e proeminência ventral de 2 mm). Essa proeminência funciona como um degrau na entrada da patela na tróclea; quando discreta, existe embasamento em literatura para não indicar a trocleoplastia^{131,132}.

É importante ressaltar que não existem critérios claros para indicação de grande parte desses procedimentos, portanto os parâmetros utilizados foram baseados na experiência clínica da instituição e do autor, e reforçados por literatura não consensual. O objetivo principal dessas restrições foi evitar a inclusão de casos com grandes deformidades associadas e homogeneizar a amostra. Pode-se argumentar que houve certa variação no perfil anatômico dos pacientes (Tabela 2). Apesar disso, foi considerado que essa variação é característica da população em questão, e que os pacientes incluídos representavam satisfatoriamente aqueles em que habitualmente se indica a reconstrução do LPFM isolada. O fator mais relevante para confusão nessa amostra seria a displasia de tróclea. Por esse motivo, apesar da pequena amostra, foi realizada análise para definir se os casos com displasia B e D da tróclea tiveram resultado pior no movimento patelar, o que não ocorreu.

O estudo dinâmico em ortopedia sempre foi um desafio. Como a maioria dos exames complementares disponíveis são estáticos, muitas vezes é difícil tirar conclusões de como uma articulação se comporta durante a marcha e contração normal e patológica da musculatura, principalmente ao considerar articulações com vários graus de liberdade de movimento como o joelho. Recentemente alguns métodos vêm sendo utilizados para tentar uma análise realmente dinâmica do joelho.

O uso de marcadores na pele como sensores para captura de movimento mostrou acurácia insuficiente para medir a maioria dos graus de liberdade de movimento do joelho^{141,142}. O desenvolvimento da radiografia em dois planos com utilização de marcadores radiopacos para avaliar a cinemática articular *in vivo* permitiu uma melhora significativa da acurácia em relação às técnicas de captura de movimento¹⁴³. Porém, a implantação dos marcadores em pacientes sem indicação cirúrgica é um sério limitante da técnica. Mais recentemente, vêm se desenvolvendo técnicas de análise cinemática baseada em modelos que utilizam parâmetros anatômicos ao invés de marcadores radiopacos, ampliando a utilização da radiografia em dois planos¹⁴⁴⁻¹⁴⁷. Porém, este método não se encontra disponível de forma comercial como um exame padronizado, limitando sua aplicação clínica. Muitos avanços têm sido obtidos no estudo do movimento patelar utilizando a RM como método de captação de imagem. Utilizando-se de modelos computadorizados de reconstrução tridimensional com ou sem contração muscular em cadeia aberta ou fechada¹⁴⁸⁻¹⁵² ou inovadoras superposições de imagens obtidas de forma tradicional¹⁵³, já é possível acompanhar o movimento patelar de forma não invasiva, apesar da metodologia específica e disponibilidade muito restrita.

A TC vem sendo utilizada há muitos anos como um dos principais exames de imagem para o estudo dos pacientes com instabilidade patelar. Permite a avaliação de todos os parâmetros descritos em radiografias simples, com a vantagem de incluir outros parâmetros considerados essenciais para a documentação e tomada de decisões no tratamento da

instabilidade, como a medida do TAGT. Vários estudos citam o uso dinâmico da TC na análise da articulação PF, mas a metodologia consiste basicamente em realizar cortes sequenciais em variados ângulos de flexão (de forma estática), com ou sem a contração do quadríceps¹⁵⁴⁻¹⁵⁷. Esses estudos mostraram que a contração muscular aumenta a inclinação e lateralização patelar. Apesar desse método sem dúvida fornecer dados de como a patela se comporta em diferentes ângulos de flexão com ou sem contração isométrica do quadríceps, uma verdadeira análise por TC dinâmica contínua é muito recente.

Elias et al¹²⁶ publicaram em 2014 um estudo comparando o pré e pós-operatório de 6 pacientes com instabilidade patelar submetidos a osteotomia de medialização da TAT, que foi associada a reconstrução do LPFM em 5 casos. O estudo utilizou metodologia muito semelhante à do presente trabalho, gerando imagens de TC dinâmicas (no mesmo aparelho Aquilion One, Toshiba Medical Systems) com extensão de 40 a 0° contra gravidade. O protocolo de aquisição utilizou espessuras de corte de 0,5 mm, gerando 21 volumes de imagens ao longo de 10 segundos de exposição, sem menção à radiação dos estudos. A diferença principal foi o método utilizado para medir os parâmetros do movimento patelar, utilizando-se de modelos 3D do fêmur, tíbia e patela reconstruídos a partir da TC em computador. Os autores encontraram melhora estatisticamente significativa de 7° na inclinação patelar e de 7 mm na lateralização da patela em 5° de flexão. Como críticas ao estudo, podem ser citadas a pequena amostra, e sua heterogeneidade.

A grande maioria dos estudos descrevendo os resultados da reconstrução do LPFM se concentra apenas em avaliações pontuais em cadáveres ou nos resultados clínicos através de escores de dor e funcionais. Nomura et al¹⁵ e Sandmeier et al⁴⁵ por exemplo, mostraram que o comportamento patelar ao ser aplicada força de lateralização na patela é restaurado com a reconstrução do LPFM. Porém, esses modelos em cadáveres não permitem assumir que o trajeto da patela durante movimento

ativo seja alterado pela cirurgia, além de não contemplar o eventual afrouxamento do enxerto que pode ocorrer ao longo dos meses ao ser submetido às forças deformantes de mal alinhamento do mecanismo extensor, como displasias musculares e trocleares entre outras. Poucos estudos avaliam o efeito da cirurgia *in vivo*. Um exemplo foi publicado por Kita et al⁷⁹ em 2012, sendo a avaliação feita por meio de artroscopia controle entre 6 e 26 meses após a cirurgia. Avaliaram o trajeto da patela no arco de movimento passivo, encontrando na situação pré-operatória uma patela lateralizada em todo arco que ficou centrada imediatamente após a cirurgia. No momento pós-operatório, encontrou dois grupos: em 9 joelhos o resultado da cirurgia se manteve, porém em 16 joelhos a patela voltou a lateralizar em extensão, apesar de centralizar em flexão. Mesmo assim, a análise foi passiva e não ativa, com o paciente anestesiado e sem tônus muscular.

Definir o que cada uma das intervenções cirúrgicas sobre o mecanismo extensor causa no movimento anormal da patela permitiria refinar significativamente suas indicações. É evidente a necessidade de um modelo para análise *in vivo* dinâmico com contração muscular das cirurgias sobre o mecanismo extensor.

De forma similar ao estudo de Elias et al¹²⁶, o método proposto permitiu a realização de um exame totalmente dinâmico da articulação PF no aparelho de TC com 320 fileiras de detectores, cada vez mais disponível em vários centros de diagnóstico, sem a necessidade de uso de marcadores cutâneos ou implantados.

Como crítica a essa metodologia, está o fato do exame de TC não poder ser realizado em posição ortostática, com carga no membro avaliado, e do movimento ter sido feito com cadeia aberta, contra a gravidade. Apesar de ser um limitante importante da técnica, ao considerar que a maioria dos estudos biomecânicos disponíveis na literatura é feita ou em cadáveres, ou com contração muscular estática, ou com outra metodologia menos reprodutível, esta técnica apresenta avanços em vários aspectos. Além

disso, a maior parte dos estudos que citam realização de imagens com carga não o fazem em ortostasia, utilizando contração muscular em cadeia fechada com o paciente deitado^{150,151}.

Outra crítica à metodologia seria a exposição dos pacientes a uma radiação maior que a da TC convencional. Como exemplo, a seguinte comparação é baseada nos exames de TC convencionais de joelho de nossa instituição e nos achados do presente estudo:

1. Aquisição convencional para estudo PF com 64 fileiras de detectores: são necessárias 3 aquisições, resultando em DLP de 964,20 mGycm e dose efetiva estimada de radiação de 0,77 mSv.

2. Aquisição no modo axial com 320 fileiras de detectores com 3 aquisições: DLP de 446,7 mGycm e dose efetiva estimada de radiação de 0,36 mSv.

3. Modo dinâmico do presente estudo no aparelho de 320 fileiras de detectores, composto por 21 aquisições axiais contínuas em 10 segundos: DLP entre 1600 e 1700 mGycm e dose efetiva estimada de radiação entre 1,29 e 1,37 mSv no protocolo 1 e DLP de 254 mGycm e dose efetiva estimada de radiação de 0,2 mSv no protocolo 2.

Uma vez definido que o protocolo 2 foi suficiente para realizar as medidas de interesse, este novo método permite radiação significativamente menor que os hoje utilizados. Para fins de comparação da radiação gerada em exames comumente realizados na prática médica, o sítio http://www.radiologyinfo.org/en/safety/?pg=sfty_xray é interessante. Uma radiografia simples de tórax gera 0,1 mSv, ou seja, metade da radiação efetiva gerada neste estudo. Uma mamografia gera 0,4 mSv, o dobro da radiação efetiva deste estudo. Uma TC de abdome e pelve gera elevados 10 mSv. Portanto, pode-se considerar o problema de radiação deste exame um fator não limitante.

Outro problema da metodologia identificado após a realização dos

exames foi a ausência de controle dos ângulos de flexão captados nos volumes tomográficos. Isso gerou volumes em posições irregularmente distribuídas no arco de movimento entre os pacientes e entre o pré e pós-operatório de um mesmo paciente, o que dificultou a comparação estatística das medidas, gerando a necessidade de resumir as medidas em grupos de ângulos de flexão a cada 10° . Esse artifício facilitou a comparação entre os ângulos de flexão e as curvas dos gráficos representam uma aproximação bastante satisfatória do movimento patelar. Porém, principalmente no início e no fim do movimento, poucas medidas puderam ser pareadas como exposto nas tabelas 7 a 10, impedindo o cálculo estatístico nas posições de 90° a 80° e $<0^\circ$ de flexão.

Outro ponto importante a ser discutido é o programa de medidas. É fundamental ressaltar que as variáveis analisadas, ângulos alfa, beta e gama e a distância dx não podem ser comparados a nenhuma medida existente utilizada em radiografias ou tomografias convencionais. Isso porque são ângulos e distâncias entre planos tridimensionais. As medidas tradicionais são feitas entre pontos e linhas em imagens bidimensionais. Apesar do ângulo alfa se aproximar muito da medida tradicional do ângulo de inclinação lateral da patela, seus valores não podem ser extrapolados e comparados àqueles utilizados na literatura atual. O mesmo vale para todas as outras medidas. Da mesma forma, não existe hoje um padrão que seja considerado normal dessas medidas. Apesar de alguns estudos prévios definirem medidas similares em TC¹²⁶ e RM^{148,151,158}, o pequeno número de casos relatados não é suficiente para padronizar uma curva normal ou patológica desses parâmetros do movimento patelar. Sendo assim, a única validade dessas medidas está na comparação repetida pelo mesmo método, tendo sido necessário o estudo tomográfico pré e pós-operatório. Além disso, é necessário um comentário sobre a margem de erro das medidas obtidas pelo programa. Foi valorizada a diferença entre as medidas pré e pós-operatórias e não o valor absoluto, o que exige um método reprodutível e consistente. Os coeficientes de correlação intraclasse de todas as medidas foram maiores de 0,93, comprovando excelente reprodutibilidade das

medidas. De qualquer forma, a precisão das medidas no programa é afetada por dois aspectos: a espessura do corte e a interpolação. A sensibilidade mínima de uma medida linear no programa é limitada pela espessura do corte; neste caso, o aumento era de 0,5 em 0,5 mm, valor considerado abaixo da relevância clínica para qualquer deslocamento patelar e, portanto, tolerável. A interpolação ocorria no momento em que o programa reconstruía as imagens após o autor reposicionar o fêmur e a patela para alinhar seus cortes axiais; durante esta reconstrução, ocorre sobreposição de pixels, sendo possível o computador gerar um erro de aproximação de um a dois pixels, novamente abaixo da relevância clínica. A medida de um pixel varia de acordo com a calibração da imagem. Nas imagens utilizadas, esse valor era ao redor de 0,39 mm por pixel. Portanto, com erro máximo de até 1,3 mm, o método foi considerado bastante preciso e reprodutível.

Os resultados deste trabalho mostram que nenhum dos parâmetros do trajeto patelar foi alterado com a reconstrução do LPFM. Isso fica evidente pela comparação dos gráficos do movimento patelar pré e pós-operatório. Algumas diferenças estatísticas pontuais encontradas (distância dx média de 1,2 mm entre 79 e 70° e de 0,9 mm entre 39 e 30° de flexão), além de sem magnitude clinicamente significativa, não podem ser explicadas de forma a se estabelecer uma relação causa e efeito direta com a cirurgia. Podem ser atribuídas a variações discretas na posição do joelho entre os exames pré e pós-operatório ou a uma diferença de alinhamento final causada pela escolha da rotação do fêmur ou da patela pelo autor.

As medidas mais interessantes por representarem movimentos bastante familiares aos ortopedistas foram o ângulo alfa (estimativa da inclinação patelar lateral) e a distância dx (estimativa da lateralização da patela em relação ao sulco da tróclea). Acompanhando os gráficos, fica claro que abaixo de 30° de flexão, ocorre uma aceleração do movimento de lateralização da patela até a extensão final (partindo de 3 mm para mais de 16 mm nesta amostra) e de inclinação lateral da patela (ao redor de 15° para mais de 32° nessa amostra) tanto no pré quanto no pós-operatório (Gráficos

1 e 4). Esse comportamento é consistente com uma população com trajeto anormal da patela ao longo do movimento de extensão do joelho, esperado numa amostra com instabilidade patelar recidivante. Sabe-se que a translação e inclinação lateral da patela é consequência de uma série de fatores: encurtamento retináculo lateral, TAGT aumentado, tróclea rasa e displásica, patela alta, frouxidão ligamentar medial e alterações musculares do quadríceps. É muito difícil individualizar a contribuição de cada um desses fatores em cada paciente. Dessa forma, não é possível inferir nesta casuística o que deveria ser feito para corrigir essas alterações. Porém, é possível concluir que realizar apenas a reconstrução do LPFM não é suficiente para corrigir o trajeto da patela, mesmo em pacientes sem deformidades significativas como no grupo estudado.

Apesar do movimento patelar não ter sido alterado pela intervenção, nenhum dos pacientes apresentou recidiva da instabilidade no período de seguimento. Também houve melhora clínica estatisticamente significativa pelo escore de Kujala e no nível de atividades físicas desempenhadas pelo escore de Tegner (Tabela 11). A melhora de 22 pontos no escore de Kujala representa, por exemplo, o paciente passar de uma situação em que não consegue dar carga no membro, não consegue andar e não consegue subir escadas para uma situação em que dá carga sem restrições, anda sem limite de distância e sobe escadas sem dificuldades. Portanto, foi uma melhora clinicamente relevante. Ao comparar esse resultado com dados da literatura, a média de 74 pontos do Kujala pós-operatório é menor do que a maioria dos estudos citados na revisão sistemática de Buckens et al⁷², que gira em torno de 90 pontos. Essa diferença pode ser explicada ao menos em parte pela reabilitação realizada pelos pacientes deste estudo, considerada de curta duração (ao redor de 10 sessões) e, infelizmente, insuficiente para reabilitar estes pacientes com patologia articular e muscular crônica. A escala de Tegner apresentou melhora média pouco expressiva de 2 níveis de atividade física, o que representa, por exemplo, passar de trabalho sedentário como secretária para trabalho que envolve esforço leve como enfermagem. O perfil dos pacientes incluídos não era atlético, sendo que

nenhum deles desempenhava ou almejava desempenhar atividades físicas em níveis mais altos.

Os resultados em conjunto reforçam a tese de que a reconstrução do LPFM não deve ser considerada um realinhamento patelar, e sim apenas uma cirurgia estabilizadora. Nem o presente estudo, nem a literatura disponível atualmente, permitem responder quais seriam os procedimentos necessários para melhora ou correção da inclinação lateral e lateralização excessivas da patela.

Por fim, as perspectivas para o futuro são várias. Essa nova forma padronizada de avaliação do movimento patelar ativo *in vivo* pode ser reproduzida em qualquer centro com uma TC de 320 fileiras de detectores, de forma consistente e com baixa radiação. O modelo escolhido nesse primeiro estudo se limitou à análise da reconstrução isolada do LPFM. O autor espera em breve utilizar esse exame para avaliar resultados de realinhamentos como osteotomias da TAT e outros procedimentos associados à reconstrução do LPFM, criando assim um banco de dados que permita conhecer o efeito biomecânico real de cada um deles no trajeto patelar, tornando suas indicações e restrições mais claras.

O maior desafio para a reprodutibilidade do método é a forma de mensuração dos parâmetros. O programa desenvolvido neste estudo tem aplicação apenas para pesquisa em nossa instituição para análise de imagens geradas especificamente no tomógrafo Aquilion One da Toshiba Medical Systems, não estando disponível no momento para uso comercial. É possível desenvolver variadas formas de análise das imagens, com parâmetros manualmente definidos pelo avaliador como neste estudo, com parâmetros localizados pelo próprio programa automaticamente, ou pela análise de modelos tridimensionais gerados a partir das imagens como realizado por Elias et al¹²⁶. Não é possível, neste momento, sugerir que um método seja melhor que outro. A maior desvantagem identificada neste programa foi o tempo de preparação e análise das imagens, que chegava a duas horas por exame.

Como melhorias interessantes, podem ser tentados métodos de detecção automática dos parâmetros pelo programa, encurtando o tempo das medidas, além de uma forma de padronizar o ângulo de flexão do joelho durante a realização da TC dinâmica facilitando a comparação do movimento patelar, ângulo a ângulo, de forma pareada.

6. CONCLUSÕES

O presente estudo permitiu as seguintes conclusões:

- 1- A TC dinâmica 4D em aparelho de 320 fileiras de detectores é método viável e com baixa dose efetiva de radiação para estudo do movimento patelar conforme o protocolo desenvolvido neste estudo;
- 2- Foi possível analisar o movimento patelar em uma amostra com instabilidade patelar recidivante, na qual a reconstrução do LPFM estabilizou a articulação, porém não modificou os parâmetros utilizados para descrever o movimento da patela.

7. ANEXOS

Anexo A. Carta de aprovação da Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa



856

APROVAÇÃO

A Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa - CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de 13/07/2011, **APROVOU** o Protocolo de Pesquisa nº **0357/11**, intitulado: "**AVALIAÇÃO TOMOGRÁFICA DINÂMICA PRÉ E PÓS-OPERATÓRIA DE PACIENTS COM INSTABILIDADE PATELAR RECIDIVANTE**" apresentado pelo Departamento de **ORTOPEDIA E TRAUMATOLOGIA**, inclusive o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

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

Pesquisador (a) Responsável: **Gilberto Luis Camanho**

Pesquisador (a) Executante: **Riccardo Gomes Gobbi**

CAPPesq, 14 de Julho de 2011

PROF. DR. EUCLIDES AYRES DE CASTILHO
Coordenador
Comissão de Ética para Análise de
Projetos de Pesquisa - CAPPesq

Anexo B. Termo Consentimento Livre e Esclarecido**HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO-HCFMUSP****TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO****DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU
RESPONSÁVEL LEGAL**

1. NOME:

DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº : SEXO : .M F

DATA NASCIMENTO:/...../.....

ENDEREÇO.....NºAPTO:.....

BAIRRO:.....CIDADE

CEP:.....TELEFONE:DDD(.....).....

2.RESPONSÁVEL LEGAL.....

NATUREZA (grau de parentesco, tutor, curador etc.)

DOCUMENTO DE IDENTIDADE :SEXO: M F

DATA NASCIMENTO:/...../.....

ENDEREÇO:NºAPTO:.....

BAIRRO: CIDADE:

CEP: TELEFONE: DDD (.....).....

DADOS SOBRE A PESQUISA

1. TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA

**AVALIAÇÃO TOMOGRÁFICA DINÂMICA PRÉ E PÓS-
RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO PATELOFEMORAL MEDIAL DE
PACIENTES COM INSTABILIDADE PATELAR RECIDIVANTE.**

PESQUISADOR : Dr. Riccardo Gomes Gobbi

CARGO/FUNÇÃO: Médico Assistente Grupo Joelho INSCRIÇÃO CONSELHO REGIONAL
Nº 108346

UNIDADE DO HCFMUSP: IOT HC-FMUSP

3. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

RISCO MÍNIMO	<input type="checkbox"/>	RISCO MÉDIO	<input type="checkbox"/>
RISCO BAIXO	<input checked="" type="checkbox"/>	RISCO MAIOR	<input type="checkbox"/>

4. DURAÇÃO DA PESQUISA : 24 meses

O problema que você (paciente) tem no joelho é chamado de instabilidade da patela, ou luxação recidivante da patela. Este problema ocorre por uma série de fatores, sendo os mais importantes deformidades da articulação do joelho que ocorrem durante o período de desenvolvimento e crescimento, provavelmente por fatores genéticos. Além disso, quando a patela sai do lugar, ocorre lesão de um importante ligamento, chamado ligamento patelo femoral medial (LPFM), responsável por segurar a patela no lugar certo.

Entre as opções que existem para tratar esse problema estão: medicações para aliviar as dores (paliativas, aliviam os sintomas mas o problema continua lá); fisioterapia para melhorar a dor, alongamentos e exercícios para fortalecer a musculatura e assim diminuir a chance de luxação da patela; emagrecer para diminuir o peso no joelho; afastar-se de atividades físicas mais intensas que predisponham à luxação da patela; entre outras. Consideramos que você já tenha tentado alguma ou todas dessas opções sem sucesso. Normalmente, quando a patela sai do lugar várias vezes, o tratamento precisa ser uma cirurgia para refazer o ligamento lesado do seu joelho (LPFM).

Atualmente aqui no hospital, todos os doentes que vão passar pela cirurgia de reconstrução do LPFM têm que fazer uma tomografia do joelho para estudo dos ossos e planejamento da cirurgia. Recentemente o hospital disponibilizou uma nova tomografia que permite que o exame seja feito com o joelho em movimento e não parado como nas antigas. Ver o joelho em movimento possibilita um entendimento melhor da disfunção e avaliar essa doença de uma forma totalmente nova, nunca feita antes nem fora do Brasil.

A cirurgia indicada para corrigir seu problema já é comprovada, não é experimental. É exatamente a mesma que seria feita se você não estivesse participando desse estudo. A única parte experimental desse estudo é a tomografia que é um tipo novo como explicado acima. Os riscos que existem por participar desse estudo são os mesmos de qualquer cirurgia: os riscos da anestesia (muito baixos em pessoas de boa saúde como você), de infecção (menos de 1% dos casos), sangramento (muito raro) e complicações que existem em qualquer outra cirurgia. O único risco adicional que você está exposto por participar desse estudo é a radiação da tomografia. Como você já teria que fazer uma tomografia antes da cirurgia mesmo se não participasse do estudo (faz parte do planejamento médico para se fazer a melhor cirurgia possível), a diferença está na outra tomografia que você deverá fazer após 6 meses para investigarmos o resultado da cirurgia no tratamento da sua doença. Portanto o estudo é composto em: avaliação no ambulatório, realização da tomografia inicial, realização da cirurgia, acompanhamento no ambulatório e fisioterapia, e por fim, a realização da segunda tomografia após 6 meses da cirurgia (esta última é a única diferença entre entrar no estudo e operar fora do estudo). Os riscos da radiação causarem algum problema no seu corpo são muito baixos, pois a dose de 2 tomografias não é suficiente para causar nenhuma lesão que cause qualquer problema no seu organismo.

O motivo de realizarmos essa pesquisa é para registrar todos os dados da sua cirurgia e das tomografias e dos outros pacientes que aceitarem participar, para publicar essa experiência numa revista médica e oferecer a outros pacientes a chance de utilizarem essa nova tomografia e serem tratados por essa cirurgia também.

Após a cirurgia você continuará sendo acompanhado no nosso grupo e fazendo fisioterapia aqui no HC, do mesmo modo que seria feito caso não aceite participar do estudo.

Ao aceitar fazer parte desta pesquisa, o paciente (você) continuará recebendo a assistência médica e de reabilitação (fisioterapia) do mesmo modo que já recebe e não terá vantagens em relação aos outros pacientes, do mesmo modo que se recusar a entrar na pesquisa também não será prejudicado pela decisão.

Sempre que tiver qualquer dúvida em relação ao procedimento cirúrgico ou seguimento, poderá a qualquer momento perguntar para um dos médicos de nossa equipe que esclarecerá as questões da melhor forma que puder.

Se por qualquer motivo você desistir de participar da pesquisa, deve avisar um dos médicos do grupo de joelho e sua decisão será respeitada. Ressaltamos ainda que, se sua opção for desistir ou não aceitar entrar na pesquisa, não haverá qualquer tipo de problemas no seu acompanhamento, ou seja, continuará sendo tratado como qualquer outro paciente do nosso grupo, quer ele participe de uma pesquisa ou não.

Em nenhum momento usaremos seu nome, dados pessoais ou fotos que revelem sua identidade em trabalhos, publicações de revistas ou aulas e cursos de medicina.

Se por qualquer motivo ocorrer um problema no período pós operatório como infecção, soltura da prótese ou dor, garantimos que continuaremos a acompanhá-lo com a mesma atenção e afinho, utilizando todos os recursos ao nosso alcance e do hospital para tratá-lo.

Qualquer outra dúvida, por favor procurar um dos médicos da equipe de joelho do HC, ou se não conseguir nos encontrar, uma de nossas assistentes sociais.

Garantia de acesso: em qualquer etapa do estudo, você terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas. O principal investigador é o Dr **Riccardo Gomes Gobbi**, que pode ser encontrado no Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP. TEL: 3069-6815, 3069-6818.

Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) – Rua Ovídio Pires de Campos, 225 – 5º andar – tel: 3069-6442 ramais 16, 17, 18 ou 20, FAX: 3069-6442 ramal 26 – E-mail: cappelq@hcnnet.usp.br

É garantida a liberdade da retirada de consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo, sem qualquer prejuízo à continuidade de seu tratamento na Instituição;

Direito de confidencialidade – As informações obtidas serão analisadas em conjunto com outros pacientes, não sendo divulgado a identificação de nenhum paciente;

Direito de ser mantido atualizado sobre os resultados parciais das pesquisas, quando em estudos abertos, ou de resultados que sejam do conhecimento dos pesquisadores.

Despesas e compensações: não há despesas pessoais para o participante em qualquer fase do estudo, incluindo exames e consultas. Também não há compensação financeira relacionada à sua participação. Se existir qualquer despesa adicional, ela será absorvida pelo orçamento da pesquisa.

Compromisso do pesquisador de utilizar os dados e o material coletado somente para esta pesquisa.

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo AVALIAÇÃO TOMOGRÁFICA DINÂMICA PRÉ E PÓS-RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO PATELOFEMORAL MEDIAL DE PACIENTES COM INSTABILIDADE PATELAR RECIDIVANTE.

Eu discuti com o Dr. *Riccardo Gomes Gobbi*. sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia do acesso a tratamento hospitalar quando necessário. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido, ou no meu atendimento neste Serviço.

Assinatura
paciente/representante legal Data / /

Assinatura da testemunha Data / /

Para casos de pacientes menores de 18 anos, analfabetos, semi-analfabetos ou portadores de deficiência auditiva ou visual.

(Somente para o responsável do projeto)

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste paciente ou representante legal para a participação neste estudo.

Assinatura do responsável pelo
estudo

Data / /

Anexo C. Termo Assentimento Menor de Idade**HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO-HCFMUSP****TERMO ASSENTIMENTO**

Eu, menor _____, idade _____, concordo juntamente com meus pais ou responsável legal em participar do projeto de pesquisa intitulado “AVALIAÇÃO TOMOGRÁFICA DINÂMICA PRÉ E PÓS-RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO PATELOFEMORAL MEDIAL DE PACIENTES COM INSTABILIDADE PATELAR RECIDIVANTE.”

Nome

Dr. Riccardo Gomes Gobbi

Pesquisador

São Paulo, ____ de _____ de _____.

Anexo D. Termo outorga Fapesp

	
Processo : 2012/50878-0 Data Impressão: 05/11/2012 20:57:01 Folha : _____ Volume : _____ Rubrica : _____	
FUNDAÇÃO DE AMPARO À PESQUISA DO ESTADO DE SÃO PAULO TERMO DE OUTORGA E ACEITAÇÃO DE AUXÍLIOS PROCESSO 2012/50878-0	
<p>Pelo presente instrumento, a Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo, com sede na Rua Pio XI, nº 1500, Alto da Lapa, São Paulo, Capital, inscrita no CNPJ/MF sob o nº 43.828.151/0001-45, doravante denominada OUTORGANTE, por meio de seu Conselho Técnico-Administrativo, nos termos do Artigo 14, letra "b", da Lei Estadual nº 5.918, de 18 de outubro de 1960, concede ao OUTORGADO, a seguir qualificado, Auxílio para a realização do Projeto de Pesquisa a seguir especificado, nas instalações e com o apoio da INSTITUIÇÃO SEDE, de acordo com as especificações, cláusulas e condições descritas a seguir e nos Anexos, que passam a ser parte integrante deste Termo.</p>	
1. OUTORGADO:	GILBERTO LUIS CAMANHO CPF: 428.956.508-53 RG: 2836648
2. Correspondência:	DEPTO ORTOPEDIA TRAUMATOLOGIA - FM/USP - R DR OVIDIO PIRES DE CAMPOS, 333 - 3 ANDAR, SAO PAULO/SP, CEP 05403010 GILBERTOCAMANHO@UOL.COM.BR
3. Instituição Sede:	FAC MEDICINA/FM UNIVERSIDADE DE SAO PAULO/USP
4. Projeto de Pesquisa:	AVALIACAO TOMOGRAFICA DINAMICA PRE E POS-OPERATORIA DE PACIENTES COM INSTABILIDADE PATELAR RECIDIVANTE.
5. Linha de Fomento:	AUXILIO PESQUISA - REGULAR
6. Área / Subárea:	MEDICINA OUTRA SUBAREA MEDICINA
7. Coordenação:	SAUDE I
8. Período da Vigência:	01/11/2012 a 31/10/2014
9. Relatórios Científicos:	30/10/2013, 30/11/2014
10. Prestações de Contas:	30/10/2013, 30/11/2014

Anexo E. Escala de Kujala (versão utilizada pelo autor)¹³⁷

<p>1. Ao andar, você manca?</p> <p>(a) Não (5)</p> <p>(b) Às vezes (3)</p> <p>(c) Sempre (0)</p>	<p>8. Em relação à sentar-se prolongadamente com os joelhos flexionados:</p> <p>(a) Não sente dor (10)</p> <p>(b) Sente dor ao sentar somente após realização de exercício (9)</p> <p>(c) Sente dor constante (6)</p> <p>(d) Sente dor que faz com que tenha que estender os joelhos por um tempo (4)</p> <p>(e) Não consegue (0)</p>
<p>2. Você sustenta o peso do corpo?</p> <p>(a) Sim, totalmente sem dor (5)</p> <p>(b) Sim, mas com dor (3)</p> <p>(c) Não, é impossível (0)</p>	<p>9. Você sente dor no joelho afetado?</p> <p>(a) Não (10)</p> <p>(b) Leve e às vezes (8)</p> <p>(c) Tenho dor que prejudica o sono (6)</p> <p>(d) Forte e às vezes (3)</p> <p>(e) Forte e Constante (0)</p>
<p>3. Você caminha:</p> <p>(a) Sem limite de distância (5)</p> <p>(b) Mais de 2 km (3)</p> <p>(c) Entre 1 a 2 km (2)</p> <p>(d) Sou incapaz de caminhar (0)</p>	<p>10. Quanto ao inchaço:</p> <p>(a) Não apresento (10)</p> <p>(b) Tenho apenas após muito esforço (8)</p> <p>(c) Tenho após atividades diárias (6)</p> <p>(d) Tenho toda noite (4)</p> <p>(e) Tenho constantemente (0)</p>
<p>4. Para subir e descer escadas você:</p> <p>(a) Não tem dificuldade (10)</p> <p>(b) Tem leve dor apenas ao descer (8)</p> <p>(c) Tem dor ao descer e ao subir (5)</p> <p>(d) Não consegue subir nem descer escadas (0)</p>	<p>11. Em relação a sua DOR aos deslocamentos patelares anormais (subluxações):</p> <p>(a) Está ausente (10)</p> <p>(b) Às vezes em atividades esportivas (6)</p> <p>(c) Às vezes em atividades diárias (4)</p> <p>(d) Pelo menos um deslocamento comprovado (2)</p> <p>(e) Mais de dois deslocamentos (0)</p>
<p>5. Para agachar você:</p> <p>(a) Não tem dificuldade (5)</p> <p>(b) Sente dor após vários agachamentos (4)</p> <p>(c) Sente dor em um/cada agachamento (3)</p> <p>(d) Só é possível descarregando parcialmente o peso do corpo na perna afetada (2)</p> <p>(e) Não consegue (0)</p>	<p>12. Você perdeu massa muscular (Atrofia) da coxa?</p> <p>(a) Nenhuma (5)</p> <p>(b) Pouca (3)</p> <p>(c) Muita (0)</p>
<p>6. Para correr você:</p> <p>(a) Não tem dificuldade (10)</p> <p>(b) Sente dor após 2 km (8)</p> <p>(c) Sente dor leve desde o início (6)</p> <p>(d) Sente dor forte (3)</p> <p>(e) Não consegue (0)</p>	<p>12. Você tem dificuldade para dobrar o joelho afetado?</p> <p>(a) Nenhuma (5)</p> <p>(b) Pouca (3)</p> <p>(c) Muita (0)</p>
<p>7. Para pular você:</p> <p>(a) Não tem dificuldade (10)</p> <p>(b) Tem leve dificuldade (7)</p> <p>(c) Tem dor constante (2)</p> <p>(d) Não consegue (0)</p>	

Anexo F. Escala de Tegner (versão utilizada pelo autor)¹³⁸

Level 10	Competitive sports- soccer, football, rugby (national elite)
Level 9	Competitive sports- soccer, football, rugby (lower divisions), ice hockey, wrestling, gymnastics, basketball
Level 8	Competitive sports- racquetball or bandy, squash or badminton, track and field athletics (jumping, etc.), down-hill skiing
Level 7	Competitive sports- tennis, running, motorcars speedway, handball Recreational sports- soccer, football, rugby, bandy, ice hockey, basketball, squash, racquetball, running
Level 6	Recreational sports- tennis and badminton, handball, racquetball, down-hill skiing, jogging at least 5 times per week
Level 5	Work- heavy labor (construction, etc.) Competitive sports- cycling, cross-country skiing, Recreational sports- jogging on uneven ground at least twice weekly
Level 4	Work- moderately heavy labor (e.g. truck driving, etc.)
Level 3	Work- light labor (nursing, etc.)
Level 2	Work- light labor Walking on uneven ground possible, but impossible to back pack or hike
Level 1	Work- sedentary (secretarial, etc.)
Level 0	Sick leave or disability pension because of knee problems

Anexo G. Projeto para desenvolvimento do programa para as medidas tomográficas

Documento de Especificação de projeto

Projeto	Desenvolvimento de medida de distância e ângulos entre patela e fêmur em dados 3-dimensionais
Sigla	ARCÁDIA
Solicitante	Riccardo Gobbi
Patrocinador	Marco Antonio Gutierrez
Gerente	Marina de Sá Rebelo
Equipe	Ramon Moreno

Documento	Especificação de Projeto
Autor	Ramon Moreno
Data	08/10/2014
Versão	2.0

1. Objetivo

Auxiliar na tese de doutorado do Dr. Riccardo Gobbi, construindo uma ferramenta de software para realizar medidas 3D, que não são feitas atualmente na prática médica.

2. Definição de Escopo

2.1. Escopo

Este programa, desenvolvido utilizando-se Matlab® 2013b com o Toolkit de Image Processing, irá realizar, através de ajustes manuais, as medidas de distância e ângulo entre planos determinados no fêmur e patela a partir de imagens DICOM obtidas do Tomógrafo Aquilion One 320. A maneira como a medida é realizada é definida no item 5.

2.2. Não - Escopo

O software não realizará medidas automaticamente. O software não tem garantia, sendo fornecido "AS IS" (da maneira como está). O Instituto do Coração (InCor) – HCFMUSP e seus representantes não poderão ser responsabilizados de

nenhuma maneira por quaisquer danos que possam resultar da utilização do software.

3. Premissas do projeto

O usuário terá um computador com capacidade computacional suficiente para utilização do software (configuração mínima: 32 GB de RAM, processador i7 ou Xeon E5 e 500GB disco). Não serão feitas otimizações de código. O software desenvolvido é para utilização exclusiva em atividades de pesquisa e não pode ser utilizado para diagnóstico. O prazo final do projeto poderá ser ajustado ao tempo disponível pelos desenvolvedores, dentro de suas atribuições diárias. As imagens estão no formato DICOM Enhanced CT (1.2.840.10008.5.1.4.1.1.2.1) e foram adquiridas no aparelho Aquilion One 320 do Centro de Diagnóstico por Imagens do InCor-HCFMUSP. Cada arquivo de um estudo corresponde a um volume 3D em um instante de tempo. O computador tem instalado o programa MS Office® 2010 ou superior.

4. Riscos do projeto

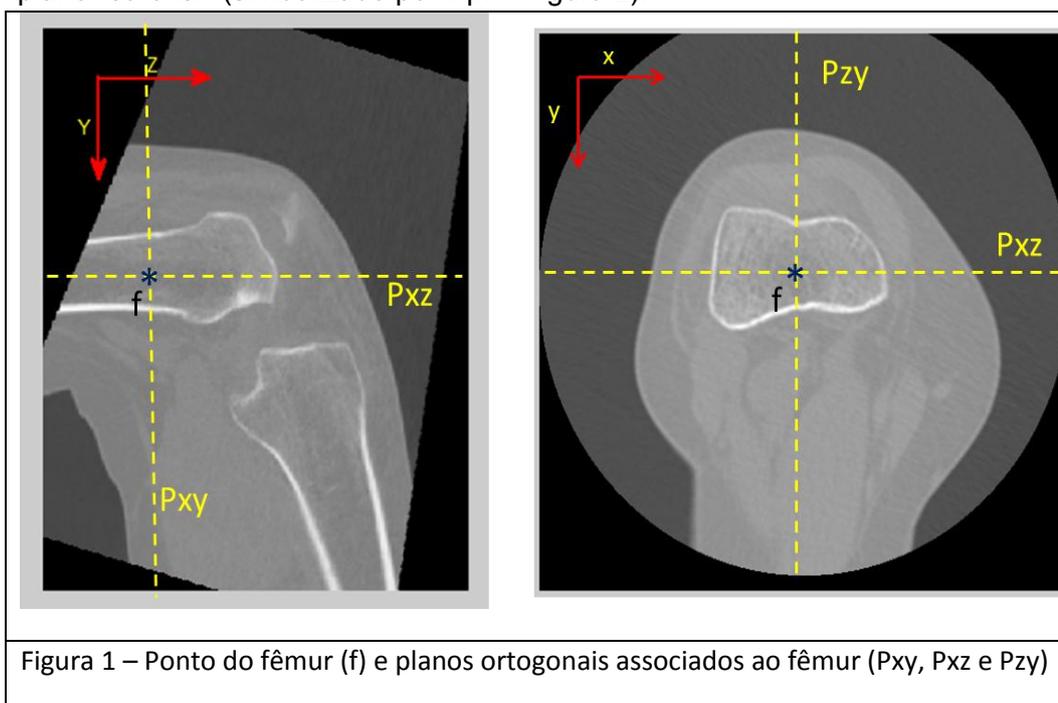
Mudança de requisitos do cliente. Desenvolvedores alocados em outras atividades.

5. Medida de distâncias e ângulos

As medidas são relativas a dois pontos e quatro planos. Um ponto será localizado no fêmur e outro ponto será localizado na patela.

O ponto no fêmur (mostrado com o símbolo f na Figura 1) será associado a três planos ortogonais (Figura 1 - P_{xy} , P_{xz} e P_{zy}).

O ponto na patela (mostrado na Figura 2 com o símbolo pl) terá associado um plano "coronal" (simbolizado por P_{pl} – Figura 2).



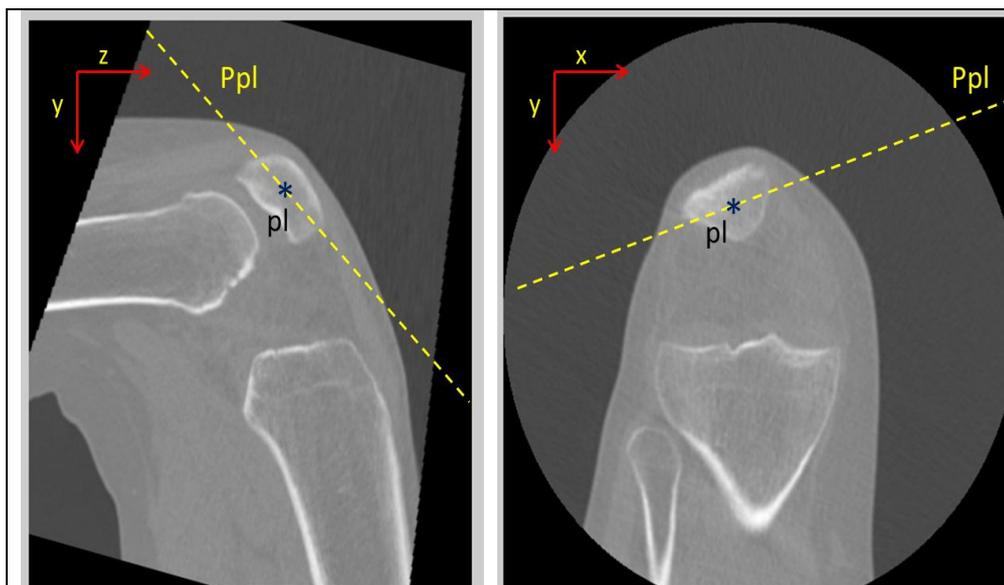
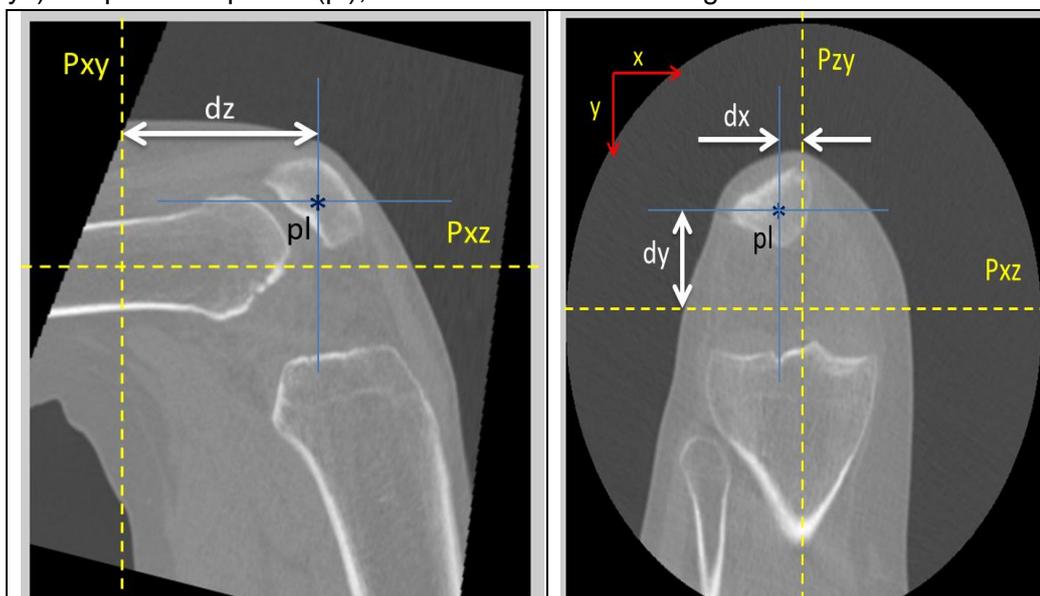


Figura 2 – Ponto da Patela (pl) e plano “coronal” da patela (Ppl)

5.1. Medidas de distância

As medidas de distância serão feitas entre os planos do fêmur (P_{xy} , P_{xz} , P_{yz}) e o ponto na patela (pl), conforme mostrado na Figura 3.



a) Distância em Z

b) Distâncias em x e y

Figura 3 – Medida das distâncias entre ponto e plano

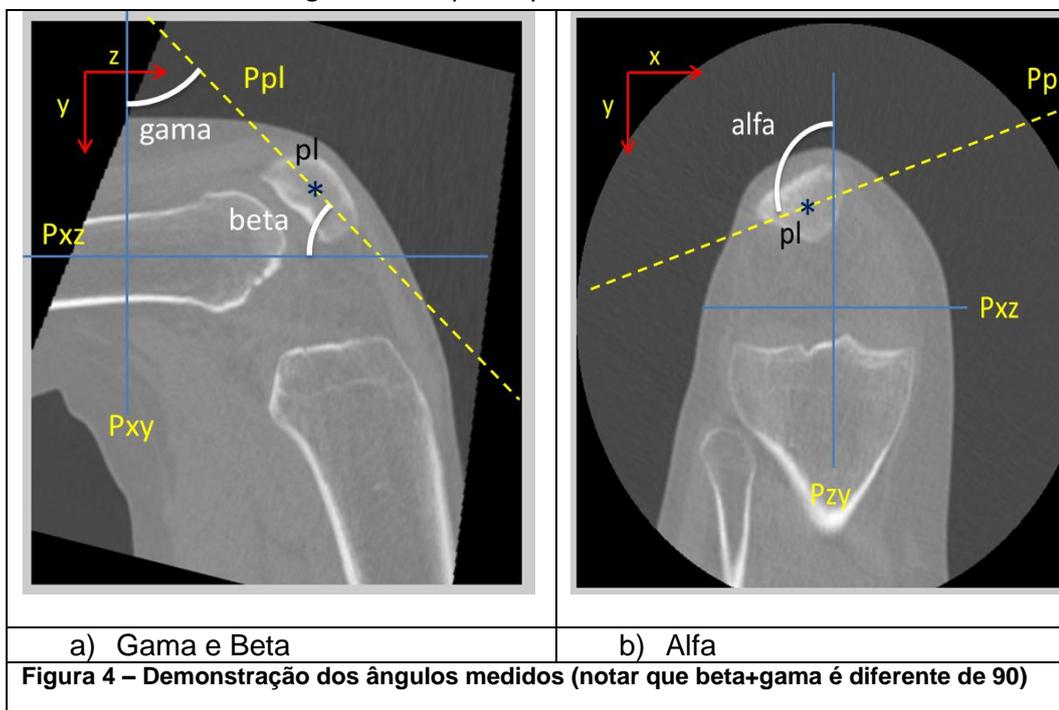
As distâncias são calculadas pela distância entre ponto e plano, ou seja, a menor distância existente o plano e o ponto (ver item 7.3).

5.2. Medidas de ângulos

Os ângulos serão medidos entre os seguintes planos:

- Ângulo entre Ppl e P_{xy} - Gama;

- Ângulo entre Ppl e Pxz - Beta;
- Ângulo entre Ppl e Pzy - Alfa.



Notar que a medida de ângulo é feita entre as normais aos planos e, porque os planos são 3D não necessariamente $Gama+Beta=90$ graus, como parece na Figura 4.

6. Prototipação de telas

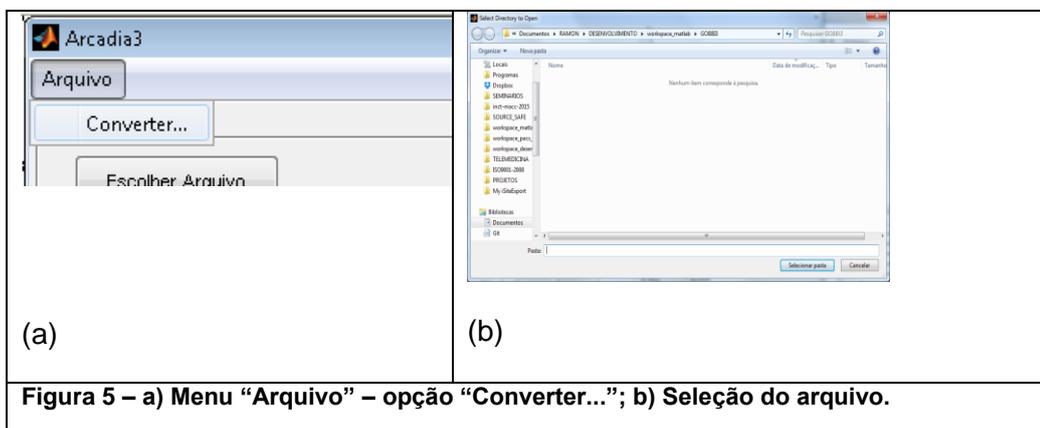
A prototipação de telas é um auxílio visual para a descrição do funcionamento do software e não necessariamente as telas finais do programa.

O software deverá funcionar da seguinte maneira:

6.1. Reorientação da imagem adquirida

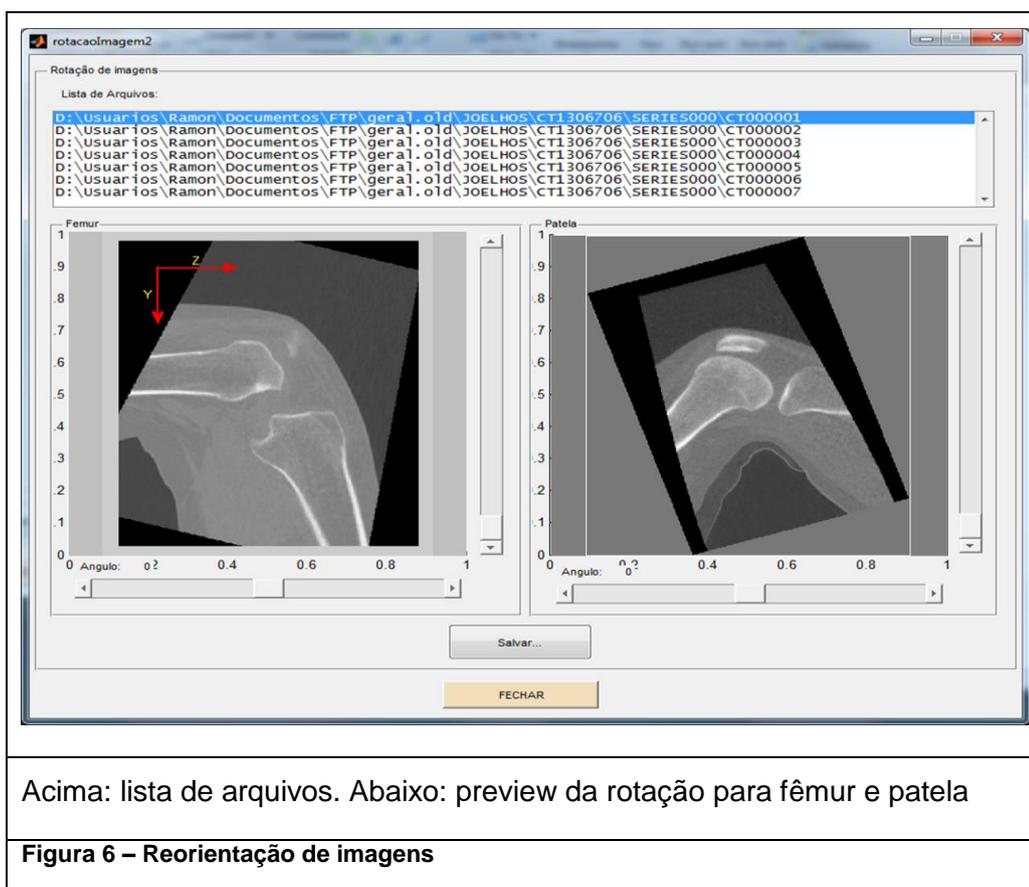
- 1) Mudança do ângulo de visualização do Fêmur e Patela.

Para reorientar a imagem adquirida em torno do eixo X, será necessário selecionar com o mouse o menu “Arquivo” e a opção “Converter...”



2) Em seguida é mostrado um diálogo para seleção de uma pasta (folder) do computador onde estão localizados os arquivos DICOM adquiridos do tomógrafo.

Após a seleção da pasta, será mostrada uma tela com a lista de arquivos encontrados - acima - e um preview da imagem - abaixo (Figura 6). O preview deverá conter uma barra de rolagem para mudança do corte no Plano ZY (vertical à direita da imagem) e outra barra de rolagem para o controle da rotação em torno do eixo x (horizontal, abaixo da imagem). À medida que a barra de rotação for alterada, a imagem irá se atualizar, mostrando um preview do resultado da rotação.



- 3) Uma vez que tenha sido selecionado o ângulo desejado para rotação da imagem, a mesma pode ser salva, através do botão "Salvar".
- 4) O botão salvar deverá apresentar uma caixa de opção, semelhante à Figura 5b, na qual se poderá escolher a pasta e o nome do arquivo a ser salvo. Notar que a extensão do arquivo deverá ser ".pjj".
- 5) Serão salvos três arquivos: um arquivo ".pjj", um arquivo ".mat" correspondente ao fêmur reorientado e um segundo arquivo ".mat" correspondente à patela. Notar que o processamento pode ser demorado devido à reorientação do arquivo.

6.2. Determinação dos pontos e planos de referencia

Para a determinação dos pontos e planos necessários para o cálculo da distância, conforme descrito no Item 5, serão necessários os seguintes passos:

- a) Abrir os arquivos nos quais houve a reorientação da imagem.
 - Através da opção “Abrir arquivos...” do lado direito (Figura 7) abrirá um diálogo de seleção de arquivo. Neste, deverá ser escolhido o arquivo gerado conforme descrito no item 6.1 (com a terminação “.pjj”);

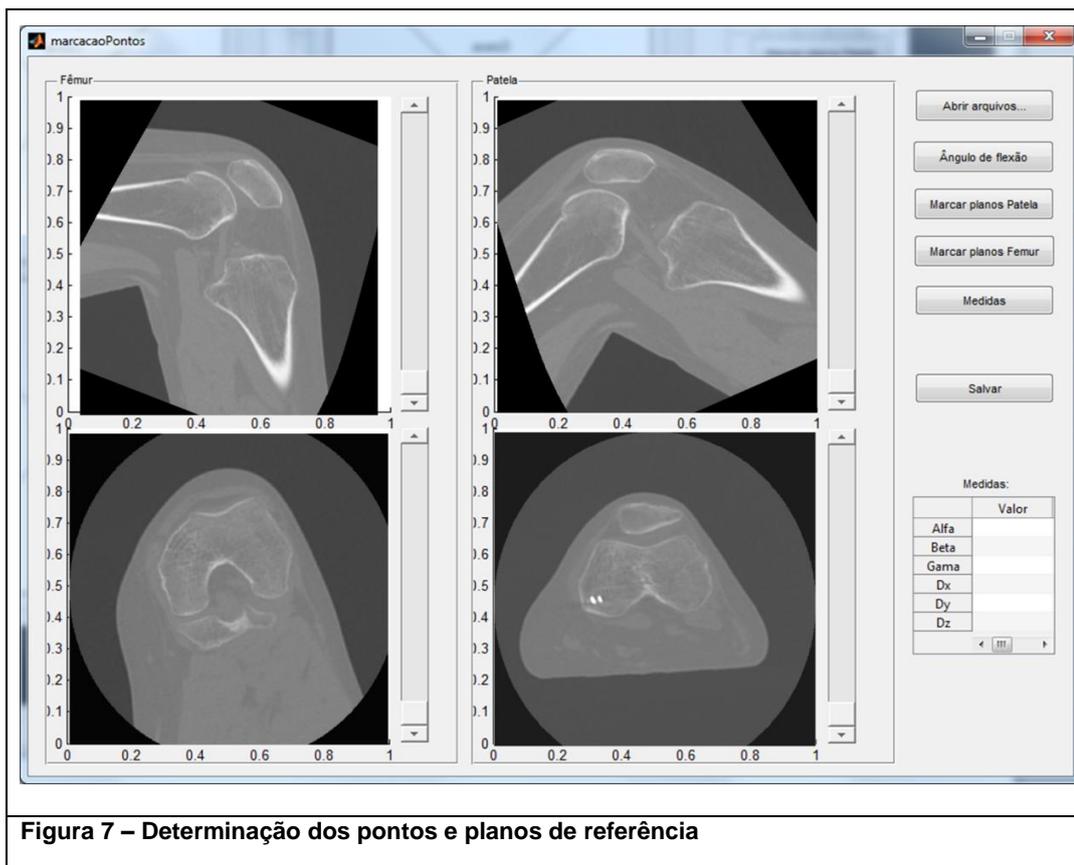


Figura 7 – Determinação dos pontos e planos de referência

- b) Determinação do ângulo de flexão da perna. Através do botão “Ângulo de flexão” será mostrada uma tela similar à Figura 8, onde pode ser realizada a medida de ângulo de flexão;
- c) Marcação dos planos da Patela (botão “Marcar planos Patela”) e Fêmur (botão “Marcar planos Fêmur”);
- d) Cálculo das medidas (dx, dy, dz, alfa, beta e gama, conforme descrito no item 5) através do botão “Medidas” (Figura 9). Os resultados serão mostrados na tabela da Figura 7 (abaixo do botão Salvar);
- e) Salvar as medidas em um arquivo MS Excel® (necessário que o MS Office esteja instalado).

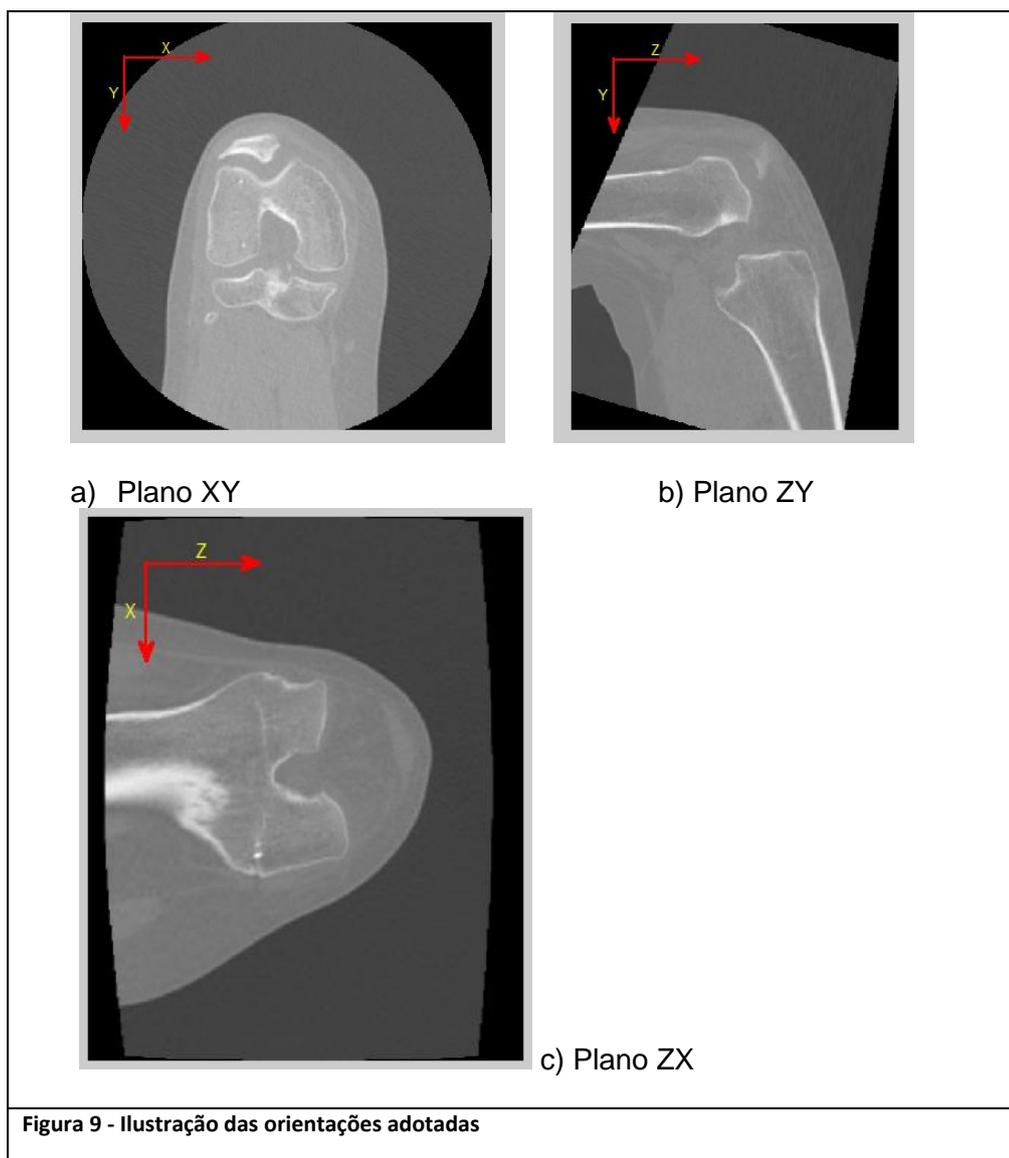


7. Detalhes técnicos

7.1. Orientação espacial

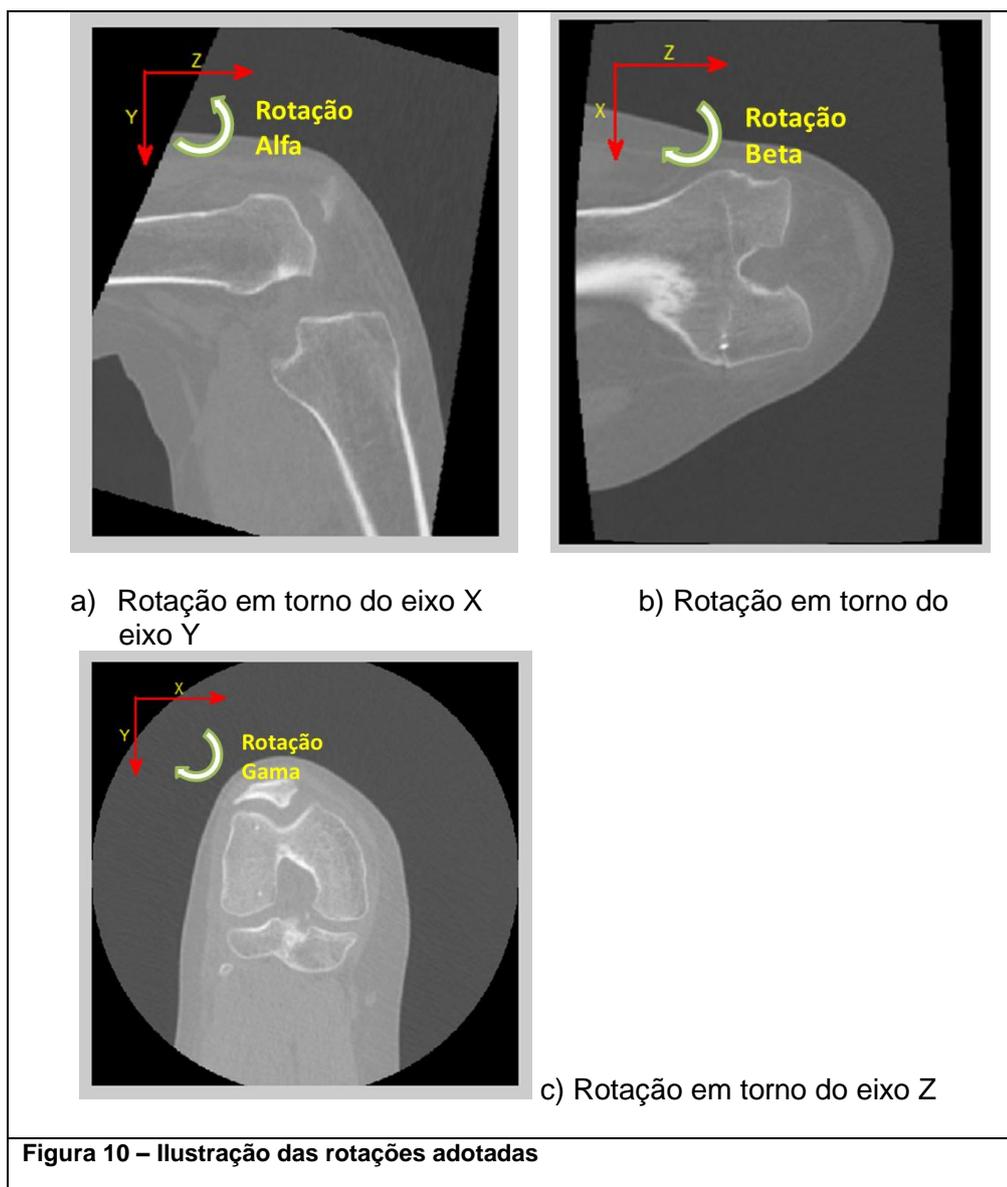
Os termos XYZ referem-se à seguinte orientação espacial:

- X é o sentido da esquerda (-) para a direita (+) do paciente (lateral esquerdo para lateral direito);
- Y é o sentido da frente (-) para trás (+) (anterior para posterior);
- Z é o sentido da cabeça (-) para os pés do paciente (+) (cranial para caudal).



Assume-se que os termos alfa, beta e gama são referentes às seguintes rotações:

- Alfa é a rotação em torno do eixo X. Do eixo Y (-) para o eixo Z (+) a rotação é considerada positiva.
- Beta é a rotação em torno do eixo Y. Do eixo Z (-) para o eixo X (+) a rotação é considerada positiva.
- Gama é a rotação em torno do eixo Z. Do eixo X (-) para o eixo Y (+) a rotação é considerada positiva.



7.2. Matrizes de Rotação

Serão utilizadas as seguintes matrizes de rotação:

$$R_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) & 0 \\ 0 & \sin(\alpha) & \cos(\alpha) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

$$R_y = \begin{bmatrix} \cos(\beta) & 0 & \sin(\beta) & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin(\beta) & 0 & \cos(\beta) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$R_z = \begin{bmatrix} \cos(\gamma) & -\sin(\gamma) & 0 & 0 \\ \sin(\gamma) & \cos(\gamma) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

Onde R_x é a rotação em torno do eixo X, R_y é a rotação em torno do eixo Y e R_z é a rotação em torno do eixo Z.

7.3. Definição de plano e distância ponto-plano

O plano é definido como $ax+by+cz+d=0$, sendo que o vetor normal ao plano é dado por $v = [a, b, c]$.

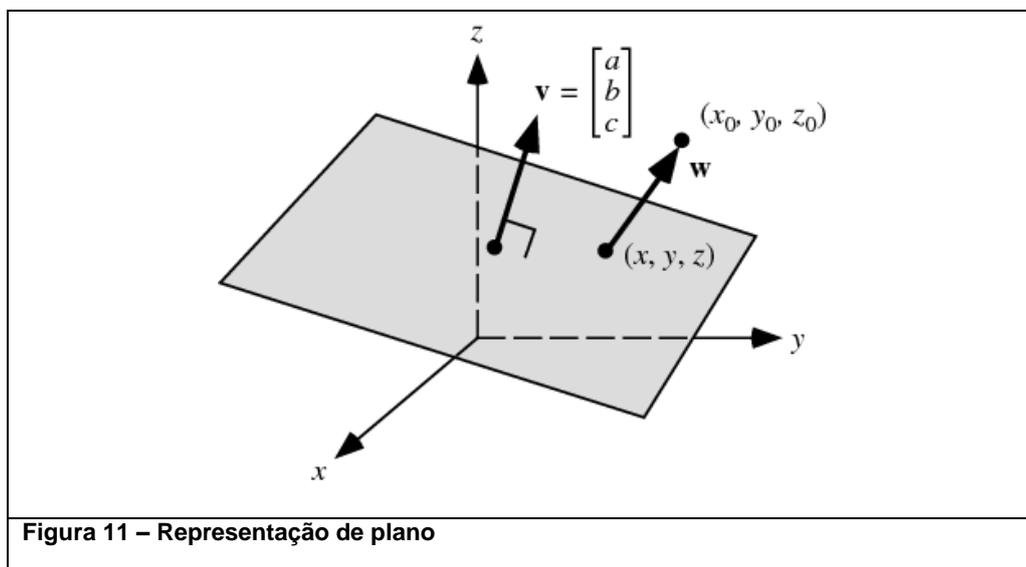


Figura 11 – Representação de plano

A distância entre o plano e o ponto é dada pela projeção de um vetor entre o plano e o ponto (w) em direção a normal do plano (v).

$D = \text{dot}(w, v) / \text{modulo}(v)$, sendo $\text{dot}()$ o produto escalar e $\text{modulo}()$ é o módulo do vetor. Portanto,

$$D = \frac{a \cdot x_0 + b \cdot y_0 + c \cdot z_0 + d}{\sqrt{a^2 + b^2 + c^2}} \quad (4)$$

Onde (x_0, y_0, z_0) é o ponto de interesse.

7.4. Ângulo entre dois planos

O ângulo entre dois planos é dado pelo ângulo entre as normais dos planos.

$$\theta = \cos^{-1} \frac{\vec{N}_1 \cdot \vec{N}_2}{\|\vec{N}_1\| \|\vec{N}_2\|} \quad (5)$$

7.5. Calibração da imagem

A calibração da imagem será feita da seguinte forma (válido apenas para Enhanced CT):

- 1) Será obtida a resolução em X e Y a partir das informações compartilhadas do volume de imagens

```

Resolucao X=header -> SharedFunctionalGroupsSequence_5200_9229[1] -
> CTReconstructionSequence_0018_9314[1] ->
ReconstructionPixelSpacing_0018_9322[1]
Resolucao Y= header -> SharedFunctionalGroupsSequence_5200_9229[1] -
> CTReconstructionSequence_0018_9314[1] ->
ReconstructionPixelSpacing_0018_9322[2]

```

- 2) É obtida a resolução no eixo Z através das “informações compartilhadas” do volume e das “informações por frame” do primeiro e segundo frames da imagem, da seguinte maneira (ver referência ¹):

```

posFrame1 = header ->
PerFrameFunctionalGroupsSequence_5200_9230[1] ->
PlanePositionSequence_0020_9113[1] -> ImagePositionPatient_0020_0032;

```

```

posFrame2 = header ->
PerFrameFunctionalGroupsSequence_5200_9230[2] ->
PlanePositionSequence_0020_9113[1] -> ImagePositionPatient_0020_0032;

patOrientation = header ->
PerFrameFunctionalGroupsSequence_5200_9230[1] ->
PlaneOrientationSequence_0020_9116[1] ->
ImageOrientationPatient_0020_0037;

patOrientationX = patientOrientation(1:3);
patOrientationY = patientOrientation(4:6);
patOrientationZ = cross(patOrientationX, patOrientationY);

posZ1 = dot(patOrientationZ, posFrame1);
posZ2 = dot(patOrientationZ, posFrame2);

Resolucao Z = abs(posZ1-posZ2);

```

Onde *header* é o cabeçalho da imagem DICOM, *cross()* é o produto vetorial, *dot()* é o produto escalar e *abs()* é o valor absoluto. A notação “n:m” indica os índices de n até m em passos de 1 a 1.

A resolução é dada em pixel/mm.

7.6. Compensação de resolução

Como as resoluções em X e Y são em geral diferentes das resoluções em Z, é necessário realizar a interpolação dos dados para que haja o mesmo espaçamento entre os pixels em todas as direções. Isso facilita o desenvolvimento, pois uma vez interpolado, existe uma única calibração em todas as direções.

¹ <https://groups.google.com/forum/#!topic/comp.protocols.dicom/Qw2nWtElu2c>

Para isso interpola-se o volume para a maior resolução (pixels mais próximos), da seguinte forma:

```
resolução = [Resolucao X, Resolucao Y, Resolucao Z];  
escala=resolução/min(resolução);  
novoTam=round(size(img).*escala);  
novalmg=interpolacao3D(img, novoTam);
```

Onde min() é o valor mínimo entre os elementos de um vetor, size() retorna um vetor com o tamanho da imagem 3D, round() aproxima o valor por um inteiro e interpolacao3D() faz a interpolação linear da matriz.

8. REFERÊNCIAS

1. Desio SM, Burks RT, Bachus KN. Soft tissue restraints to lateral patellar translation in the human knee. *Am J Sports Med.* 1998;26(1):59-65.
2. Conlan T, Garth WP, Jr., Lemons JE. Evaluation of the medial soft-tissue restraints of the extensor mechanism of the knee. *J Bone Joint Surg Am.* 1993;75(5):682-93.
3. Hautamaa PV, Fithian DC, Kaufman KR, Daniel DM, Pohlmeier AM. Medial soft tissue restraints in lateral patellar instability and repair. *Clin Orthop Related Res.* 1998;349:174-82.
4. Deie M, Ochi M, Sumen Y, Adachi N, Kobayashi K, Yasumoto M. A long-term follow-up study after medial patellofemoral ligament reconstruction using the transferred semitendinosus tendon for patellar dislocation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2005;13(7):522-8.
5. Mikashima Y, Kimura M, Kobayashi Y, Miyawaki M, Tomatsu T. Clinical results of isolated reconstruction of the medial patellofemoral ligament for recurrent dislocation and subluxation of the patella. *Acta Orthop Belg.* 2006;72(1):65-71.
6. Nomura E, Inoue M. Hybrid medial patellofemoral ligament reconstruction using the semitendinous tendon for recurrent patellar dislocation: minimum 3 years' follow-up. *Arthroscopy.* 2006;22(7):787-93.
7. Fernandez E, Sala D, Castejon M. Reconstruction of the medial patellofemoral ligament for patellar instability using a semitendinosus autograft. *Acta Orthop Belg.* 2005;71(3):303-8.
8. Ellera Gomes JL, Stigler Marczyk LR, Cesar de Cesar P, Jungblut CF. Medial patellofemoral ligament reconstruction with semitendinosus autograft for chronic patellar instability: a follow-up study. *Arthroscopy.* 2004;20(2):147-51.
9. Drez D, Jr., Edwards TB, Williams CS. Results of medial patellofemoral ligament reconstruction in the treatment of patellar dislocation. *Arthroscopy.* 2001;17(3):298-306.
10. Tuxoe JI, Teir M, Winge S, Nielsen PL. The medial patellofemoral ligament: a dissection study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2002;10(3):138-40.
11. Feller JA, Feagin JA, Jr., Garrett WE, Jr. The medial patellofemoral ligament revisited: an anatomical study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1993;1(3-4):184-6.

12. Smirk C, Morris H. The anatomy and reconstruction of the medial patellofemoral ligament. *Knee*. 2003;10(3):221-7.
13. Reider B, Marshall JL, Koslin B, Ring B, Girgis FG. The anterior aspect of the knee joint. *J Bone Joint Surg Am*. 1981;63(3):351-6.
14. Warren LF, Marshall JL. The supporting structures and layers on the medial side of the knee: an anatomical analysis. *J Bone Joint Surg Am*. 1979;61(1):56-62.
15. Nomura E, Horiuchi Y, Kihara M. Medial patellofemoral ligament restraint in lateral patellar translation and reconstruction. *Knee*. 2000;7(2):121-7.
16. Amis AA, Firer P, Mountney J, Senavongse W, Thomas NP. Anatomy and biomechanics of the medial patellofemoral ligament. *Knee*. 2003;10(3):215-20.
17. Elias JJ, Cosgarea AJ. Technical errors during medial patellofemoral ligament reconstruction could overload medial patellofemoral cartilage: a computational analysis. *Am J Sports Med*. 2006;34(9):1478-85.
18. Beck P, Brown NA, Greis PE, Burks RT. Patellofemoral contact pressures and lateral patellar translation after medial patellofemoral ligament reconstruction. *Am J Sports Med*. 2007;35(9):1557-63.
19. Rybicki FJ, Otero HJ, Steigner ML, Vorobiof G, Nallamshetty L, Mitsouras D, et al. Initial evaluation of coronary images from 320-detector row computed tomography. *International J Cardiovasc Imaging*. 2008;24(5):535-46.
20. Dewey M, Zimmermann E, Deissenrieder F, Laule M, Dubel HP, Schlattmann P, et al. Noninvasive coronary angiography by 320-row computed tomography with lower radiation exposure and maintained diagnostic accuracy: comparison of results with cardiac catheterization in a head-to-head pilot investigation. *Circulation*. 2009;120(10):867-75.
21. Kaplan EB. Factors responsible for the stability of the knee joint. *Bull Hosp Joint Dis*. 1957;18(1):51-9.
22. Camanho GL, Viegas Ade C. Estudo anatômico e artroscópico do ligamento femoropatelar medial. *Acta Ortop Bras*. 2003;11(3):145-9.
23. Nomura E, Inoue M, Osada N. Anatomical analysis of the medial patellofemoral ligament of the knee, especially the femoral attachment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2005;13(7):510-5.
24. 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.* 2006;14(1):7-12.

25. Aragao JA, Reis FP, de Vasconcelos DP, Feitosa VL, Nunes MA. Metric measurements and attachment levels of the medial patellofemoral ligament: an anatomical study in cadavers. *Clinics.* 2008;63(4):541-4.

26. Dirim B, Haghghi P, Trudell D, Portes G, Resnick D. Medial patellofemoral ligament: cadaveric investigation of anatomy with MRI, MR arthrography, and histologic correlation. *AJR Am J Roentgenol.* 2008;191(2):490-8.

27. Baldwin JL. The anatomy of the medial patellofemoral ligament. *Am J Sports Med.* 2009;37(12):2355-61.

28. 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;18(11):1470-5.

29. Kang HJ, Wang F, Chen BC, Su YL, Zhang ZC, Yan CB. Functional bundles of the medial patellofemoral ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010;18(11):1511-6.

30. Mochizuki T, Nimura A, Tateishi T, Yamaguchi K, Muneta T, Akita K. Anatomic study of the attachment of the medial patellofemoral ligament and its characteristic relationships to the vastus intermedius. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013;21(2):305-10.

31. Stephen JM, Lumpaopong P, Deehan DJ, Kader D, Amis AA. The medial patellofemoral ligament: location of femoral attachment and length change patterns resulting from anatomic and nonanatomic attachments. *Am J Sports Med.* 2012;40(8):1871-9.

32. Yoo YS, Chang HG, Seo YJ, Byun JC, Lee GK, Im H, et al. Changes in the length of the medial patellofemoral ligament: an in vivo analysis using 3-dimensional computed tomography. *Am J Sports Med.* 2012;40(9):2142-8.

33. Santos Netto Ad, Brito MBSd, Severino FR, Campos LRA, Nico MAC, Oliveira VMd, et al. Estudo da articulação patelofemoral por ressonância magnética: a variação da morfologia do ligamento patelofemoral medial. *Rev Bras Ortop.* 2012;47:204-9.

34. Zaffagnini S, Colle F, Lopomo N, Sharma B, Bignozzi S, Dejour D, et al. The influence of medial patellofemoral ligament on patellofemoral joint kinematics and patellar stability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013;21(9):2164-71.

35. Farrow LD, Alentado VJ, Abdulnabi Z, Gilmore A, Liu RW. The relationship of the medial patellofemoral ligament attachment to the distal femoral physis. *Am J Sports Med.* 2014;42(9):2214-8.

36. Nelitz M, Dornacher D, Dreyhaupt J, Reichel H, Lippacher S. The relation of the distal femoral physis and the medial patellofemoral ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2011;19(12):2067-71.
37. 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.* 2014;Epub 2014/07/07.
38. Hawkins RJ, Bell RH, Anisette G. Acute patellar dislocations: The natural history. *Am J Sports Med.* 1986;14:117-20.
39. Ellera Gomes JL. Medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent dislocation of the patella: a preliminary report. *Arthroscopy.* 1992;8(3):335-40.
40. Nomura E, Fujikawa K, Takeda T, Matsumoto H. Results of medial patellofemoral ligament reconstruction with Leeds- Keio artificial ligament for recurrent patellar dislocation. *Cent Jpn J Orthop Traumat.* 1992;35:1581-2. In Japanese.
41. Avikainen VJ, Nikku RK, Seppanen-Lehmonen TK. Adductor magnus tenodesis for patellar dislocation. Technique and preliminary results. *Clin Orthop Related Res.* 1993;297:12-6.
42. Muneta T, Sekiya I, Tsuchiya M, Shinomiya K. A technique for reconstruction of the medial patellofemoral ligament. *Clin Orthop Related Res.* 1999;359:151-5.
43. Nomura E, Horiuchi Y, Kihara M. A mid-term follow-up of medial patellofemoral ligament reconstruction using an artificial ligament for recurrent patellar dislocation. *Knee.* 2000;7(4):211-5.
44. Nomura E, Inoue M. Surgical technique and rationale for medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar dislocation. *Arthroscopy.* 2003;19(5):E47.
45. Sandmeier RH, Burks RT, Bachus KN, Billings A. The effect of reconstruction of the medial patellofemoral ligament on patellar tracking. *Am J Sports Med.* 2000;28(3):345-9.
46. Deie M, Ochi M, Sumen Y, Yasumoto M, Kobayashi K, Kimura H. Reconstruction of the medial patellofemoral ligament for the treatment of habitual or recurrent dislocation of the patella in children. *J Bone Joint Surg Br.* 2003;85(6):887-90.
47. Cossey AJ, Paterson R. A new technique for reconstructing the medial patellofemoral ligament. *Knee.* 2005;12(2):93-8.
48. Schottle PB, Fucentese SF, Romero J. Clinical and radiological outcome of medial patellofemoral ligament reconstruction with a

semitendinosus autograft for patella instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2005;13(7):516-21.

49. Mountney J, Senavongse W, Amis AA, Thomas NP. Tensile strength of the medial patellofemoral ligament before and after repair or reconstruction. *J Bone Joint Surg Br.* 2005;87(1):36-40.

50. Steensen RN, Dopirak RM, Maurus PB. A simple technique for reconstruction of the medial patellofemoral ligament using a quadriceps tendon graft. *Arthroscopy.* 2005;21(3):365-70.

51. Noyes FR, Albright JC. Reconstruction of the medial patellofemoral ligament with autologous quadriceps tendon. *Arthroscopy.* 2006;22(8):904 e1-7.

52. Camanho GL, Bitar AC, Hernandez AJ, Olivi R. Medial patellofemoral ligament reconstruction: a novel technique using the patellar ligament. *Arthroscopy.* 2007;23(1):108 e1-4.

53. Ostermeier S, Stukenborg-Colsman C, Hurschler C, Wirth CJ. In vitro investigation of the effect of medial patellofemoral ligament reconstruction and medial tibial tuberosity transfer on lateral patellar stability. *Arthroscopy.* 2006;22(3):308-19.

54. Steiner TM, Torga-Spak R, Teitge RA. Medial patellofemoral ligament reconstruction in patients with lateral patellar instability and trochlear dysplasia. *Am J Sports Med.* 2006;34(8):1254-61.

55. Nomura E, Inoue M, Kobayashi S. Long-term follow-up and knee osteoarthritis change after medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar dislocation. *Am J Sports Med.* 2007;35(11):1851-8.

56. Ostermeier S, Holst M, Bohnsack M, Hurschler C, Stukenborg-Colsman C, Wirth CJ. Dynamic measurement of patellofemoral contact pressure following reconstruction of the medial patellofemoral ligament: an in vitro study. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2007;22(3):327-35.

57. Ostermeier S, Holst M, Bohnsack M, Hurschler C, Stukenborg-Colsman C, Wirth CJ. In vitro measurement of patellar kinematics following reconstruction of the medial patellofemoral ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007;15(3):276-85.

58. Schottle PB, Schmeling A, Rosenstiel N, Weiler A. Radiographic landmarks for femoral tunnel placement in medial patellofemoral ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2007;35(5):801-4.

59. Redfern J, Kamath G, Burks R. Anatomical confirmation of the use of radiographic landmarks in medial patellofemoral ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2010;38(2):293-7.

60. Smith TO, Walker J, Russell N. Outcomes of medial patellofemoral ligament reconstruction for patellar instability: a systematic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007;15(11):1301-14.
61. Ellera Gomes JL. Comparison between a static and a dynamic technique for medial patellofemoral ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2008;24(4):430-5.
62. Melegari TM, Parks BG, Matthews LS. Patellofemoral contact area and pressure after medial patellofemoral ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2008;36(4):747-52.
63. Panagopoulos A, van Niekerk L, Triantafillopoulos IK. MPFL reconstruction for recurrent patella dislocation: a new surgical technique and review of the literature. *Int J Sports Med.* 2008;29(5):359-65.
64. Ahmad CS, Brown GD, Stein BS. The docking technique for medial patellofemoral ligament reconstruction: surgical technique and clinical outcome. *Am J Sports Med.* 2009;37(10):2021-7.
65. Ronga M, Oliva F, Longo UG, Testa V, Capasso G, Maffulli N. Isolated medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar dislocation. *Am J Sports Med.* 2009;37(9):1735-42.
66. Maeno S, Hashimoto D, Otani T, Masumoto K, Fukui Y, Nishiyama M, et al. Medial patellofemoral ligament reconstruction with hanger lifting procedure. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010;18(2):157-60.
67. Matthews JJ, Schranz P. Reconstruction of the medial patellofemoral ligament using a longitudinal patellar tunnel technique. *Int Orthop.* 2010;34(8):1321-5.
68. Deie M, Ochi M, Adachi N, Shibuya H, Nakamae A. Medial patellofemoral ligament reconstruction fixed with a cylindrical bone plug and a grafted semitendinosus tendon at the original femoral site for recurrent patellar dislocation. *Am J Sports Med.* 2011;39(1):140-5.
69. Han H, Xia Y, Yun X, Wu M. Anatomical transverse patella double tunnel reconstruction of medial patellofemoral ligament with a hamstring tendon autograft for recurrent patellar dislocation. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2011;131(3):343-51.
70. Toritsuka Y, Amano H, Mae T, Uchida R, Hamada M, Ohzono K, et al. Dual tunnel medial patellofemoral ligament reconstruction for patients with patellar dislocation using a semitendinosus tendon autograft. *Knee.* 2011;18(4):214-9.
71. Gonçalves MBJ, Carvalho Júnior LHd, Soares LFM, Gonçalves TJ, Santos RLd, Pereira ML. Reconstrução do ligamento patelofemoral medial

para tratamento da luxação recidivante da patela. *Rev Bras Ortop.* 2011;46:160-4.

72. Buckens CF, Saris DB. Reconstruction of the medial patellofemoral ligament for treatment of patellofemoral instability: a systematic review. *Am J Sports Med.* 2010;38(1):181-8.

73. Fisher B, Nyland J, Brand E, Curtin B. Medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent patellar dislocation: a systematic review including rehabilitation and return-to-sports efficacy. *Arthroscopy.* 2010;26(10):1384-94.

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

75. Hing CB, Smith TO, Donell S, Song F. Surgical versus non-surgical interventions for treating patellar dislocation. *Cochrane Database Syst Rev.* 2011;11:CD008106.

76. Barnett AJ, Howells NR, Burston BJ, Ansari A, Clark D, Eldridge JD. Radiographic landmarks for tunnel placement in reconstruction of the medial patellofemoral ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012;20(12):2380-4.

77. Hapa O, Aksahin E, Ozden R, Pepe M, Yanat AN, Dogramaci Y, et al. Aperture fixation instead of transverse tunnels at the patella for medial patellofemoral ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012;20(2):322-6.

78. Lenschow S, Schliemann B, Gestring J, Herbort M, Schulze M, Kusters C. Medial patellofemoral ligament reconstruction: fixation strength of 5 different techniques for graft fixation at the patella. *Arthroscopy.* 2013;29(4):766-73.

79. Kita K, Horibe S, Toritsuka Y, Nakamura N, Tanaka Y, Yonetani Y, et al. Effects of medial patellofemoral ligament reconstruction on patellar tracking. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012;20(5):829-37.

80. Philippot R, Boyer B, Testa R, Farizon F, Moyen B. Study of patellar kinematics after reconstruction of the medial patellofemoral ligament. *Clin Biomech.* 2012;27(1):22-6.

81. 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. *Am J Sports Med.* 2012;40(8):1916-23.

82. Smith TO, Mann CJ, Donell ST. Does knee joint proprioception alter following medial patellofemoral ligament reconstruction? *Knee*. 2014;21(1):21-7.
83. Zhao J, Huangfu X, He Y. The role of medial retinaculum plication versus medial patellofemoral ligament reconstruction in combined procedures for recurrent patellar instability in adults. *Am J Sports Med*. 2012;40(6):1355-64.
84. 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;94(9):1202-8.
85. Nelitz M, Reichel H, Dornacher D, Lippacher S. Anatomical reconstruction of the medial patellofemoral ligament in children with open growth-plates. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2012;132(11):1647-51.
86. Nelitz M, Dreyhaupt J, Reichel H, Woelfle J, Lippacher S. Anatomic reconstruction of the medial patellofemoral ligament in children and adolescents with open growth plates: surgical technique and clinical outcome. *Am J Sports Med*. 2013;41(1):58-63.
87. Wagner D, Pfalzer F, Hingelbaum S, Huth J, Mauch F, Bauer G. The influence of risk factors on clinical outcomes following anatomical medial patellofemoral ligament (MPFL) reconstruction using the gracilis tendon. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2013;21(2):318-24.
88. 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.
89. Dejour H, Walch G, Neyret P, Adeleine P. [Dysplasia of the femoral trochlea]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 1990;76(1):45-54.
90. Wang CH, Ma LF, Zhou JW, Ji G, Wang HY, Wang F, et al. Double-bundle anatomical versus single-bundle isometric medial patellofemoral ligament reconstruction for patellar dislocation. *Int Orthop*. 2013;37(4):617-24.
91. Kang H, Cao J, Yu D, Zheng Z, Wang F. Comparison of 2 different techniques for anatomic reconstruction of the medial patellofemoral ligament: a prospective randomized study. *Am J Sports Med*. 2013;41(5):1013-21.
92. 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. *Am J Sports Med*. 2014;42(2):364-72.

93. Raju TN. The Nobel chronicles. 1979: Allan MacLeod Cormack (b 1924); and Sir Godfrey Newbold Hounsfield (b 1919). *Lancet*. 1999;354(9190):1653.
94. Ambrose J. Computerized transverse axial scanning (tomography). 2. Clinical application. *Br J Radiol*. 1973;46(552):1023-47.
95. Ambrose J, Hounsfield G. Computerized transverse axial tomography. *Br J Radiol*. 1973;46(542):148-9.
96. Ambrose JA. The usefulness of computerized transverse axial scanning in problems arising from cerebral haemorrhage, infarction or oedema. *Br J Radiol*. 1973;46(549):736.
97. Delgado-Martins H. A study of the position of the patella using computerised tomography. *J Bone Joint Surg Br*. 1979;61-B(4):443-4.
98. Martinez S, Korobkin M, Fondren FB, Hedlund LW, Goldner JL. Diagnosis of patellofemoral malalignment by computed tomography. *J Comput Assist Tomogr*. 1983;7(6):1050-3.
99. Sasaki T, Yagi T. Subluxation of the patella. Investigation by computerized tomography. *Int Orthop*. 1986;10(2):115-20.
100. Schutzer SF, Ramsby GR, Fulkerson JP. Computed tomographic classification of patellofemoral pain patients. *Orthop Clin North Am*. 1986;17(2):235-48.
101. Fulkerson JP, Schutzer SF, Ramsby GR, Bernstein RA. Computerized tomography of the patellofemoral joint before and after lateral release or realignment. *Arthroscopy*. 1987;3(1):19-24.
102. Inoue M, Shino K, Hirose H, Horibe S, Ono K. Subluxation of the patella. Computed tomography analysis of patellofemoral congruence. *J Bone Joint Surg Am*. 1988;70(9):1331-7.
103. Galland O, Walch G, Dejour H, Carret JP. An anatomical and radiological study of the femoropatellar articulation. *Surg Radiol Anat*. 1990;12(2):119-25.
104. Goutallier D, Bernageau J, Lecudonnec B. [The measurement of the tibial tuberosity. Patella groove distanced technique and results (author's transl)]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 1978;64(5):423-8.
105. Koeter S, Horstmann WG, Wagenaar FC, Huysse W, Wymenga AB, Anderson PG. A new CT scan method for measuring the tibial tubercle trochlear groove distance in patellar instability. *Knee*. 2007;14(2):128-32.

106. Kalender WA, Vock P, Polacin A, Soucek M. [Spiral-CT: a new technique for volumetric scans. I. Basic principles and methodology]. *Rontgenpraxis*. 1990;43(9):323-30.
107. Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. *Radiology*. 1990;176(1):181-3.
108. Song SM, Leahy RM, Boyd DP, Brundage BH, Napel S. Determining cardiac velocity fields and intraventricular pressure distribution from a sequence of ultrafast CT cardiac images. *IEEE Trans Med Imaging*. 1994;13(2):386-97.
109. Taguchi K, Aradate H. Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT. *Med Phys*. 1998;25(4):550-61.
110. Hu H. Multi-slice helical CT: scan and reconstruction. *Med Phys*. 1999;26(1):5-18.
111. Klingenberg-Regn K, Schaller S, Flohr T, Ohnesorge B, Kopp AF, Baum U. Subsecond multi-slice computed tomography: basics and applications. *Eur J Radiol*. 1999;31(2):110-24.
112. Jones TR, Kaplan RT, Lane B, Atlas SW, Rubin GD. Single- versus multi-detector row CT of the brain: quality assessment. *Radiology*. 2001;219(3):750-5.
113. Buckwalter KA, Rydberg J, Kopecky KK, Crow K, Yang EL. Musculoskeletal imaging with multislice CT. *AJR Am J Roentgenol*. 2001;176(4):979-86.
114. Ertl-Wagner B, Hoffmann RT, Bruning R, Dichgans M, Reiser MF. [Diagnostic evaluation of the craniocervical vascular system with a 16-slice multi-detector row spiral CT. Protocols and first experiences]. *Radiologe*. 2002;42(9):728-32.
115. Jakobs TF, Becker CR, Wintersperger BJ, Herzog P, Ohnesorge B, Flohr T, et al. [CT angiography of the coronary arteries with a 16-row spiral tomograph. Effect of spatial resolution on image quality]. *Radiologe*. 2002;42(9):733-8.
116. Nikolaou K, Flohr T, Knez A, Rist C, Wintersperger B, Johnson T, et al. Advances in cardiac CT imaging: 64-slice scanner. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2004;20(6):535-40.
117. Reish TG, Clarke HD, Scuderi GR, Math KR, Scott WN. Use of multi-detector computed tomography for the detection of periprosthetic osteolysis in total knee arthroplasty. *J Knee Surg*. 2006;19(4):259-64.

118. Peltola EK, Koskinen SK. Multidetector computed tomography evaluation of bony fragments and donor sites in acute patellar dislocation. *Acta Radiol.* 2011;52(1):86-90.
119. Millner MR, McDavid WD, Waggener RG, Dennis MJ, Payne WH, Sank VJ. Extraction of information from CT scans at different energies. *Med Phys.* 1979;6(1):70-1.
120. Genant HK, Boyd D. Quantitative bone mineral analysis using dual energy computed tomography. *Invest Radiol.* 1977;12(6):545-51.
121. Chiro GD, Brooks RA, Kessler RM, Johnston GS, Jones AE, Herdt JR, et al. Tissue signatures with dual-energy computed tomography. *Radiology.* 1979;131(2):521-3.
122. Scheffel H, Alkadhi H, Plass A, Vachenaer R, Desbiolles L, Gaemperli O, et al. Accuracy of dual-source CT coronary angiography: First experience in a high pre-test probability population without heart rate control. *Eur Radiol.* 2006;16(12):2739-47.
123. Achenbach S, Ropers D, Kuettner A, Flohr T, Ohnesorge B, Bruder H, et al. Contrast-enhanced coronary artery visualization by dual-source computed tomography--initial experience. *Eur J Radiol.* 2006;57(3):331-5.
124. Johnson TR, Nikolaou K, Wintersperger BJ, Leber AW, von Ziegler F, Rist C, et al. Dual-source CT cardiac imaging: initial experience. *Eur Radiol.* 2006;16(7):1409-15.
125. Nicolaou S, Liang T, Murphy DT, Korzan JR, Ouellette H, Munk P. Dual-energy CT: a promising new technique for assessment of the musculoskeletal system. *AJR Am J Roentgenol.* 2012;199(5 Suppl):S78-86.
126. Elias JJ, Carrino JA, Saranathan A, Guseila LM, Tanaka MJ, Cosgarea AJ. Variations in kinematics and function following patellar stabilization including tibial tuberosity realignment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014;22(10):2350-6.
127. Smith TO, Clark A, Neda S, Arendt EA, Post WR, Grelsamer RP, et al. The intra- and inter-observer reliability of the physical examination methods used to assess patients with patellofemoral joint instability. *Knee.* 2012;19(4):404-10.
128. Beighton P, Solomon L, Soskolne CL. Articular mobility in an African population. *Ann Rheum Dis.* 1973;32(5):413-8.
129. Dejour D, Reynaud P, Lecoultre B. Douleurs et instabilite rotulienne. Essai de classification. *Med Hyg.* 1998;56:1466-71.

130. Tecklenburg K, Dejour D, Hoser C, Fink C. Bony and cartilaginous anatomy of the patellofemoral joint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006;14(3):235-40.
131. Donell ST, Joseph G, Hing CB, Marshall TJ. Modified Dejour trochleoplasty for severe dysplasia: operative technique and early clinical results. *Knee.* 2006;13(4):266-73.
132. MacKay JW, Godley KC, Toms AP, Donell ST. Trochlear boss height measurement: a comparison of radiographs and MRI. *Knee.* 2014;21(6):1052-7.
133. Merchant AC, Mercer RL, Jacobsen RH, Cool CR. Roentgenographic analysis of patellofemoral congruence. *J Bone Joint Surg Am.* 1974;56(7):1391-6.
134. Caton J, Deschamps G, Chambat P, Lerat JL, Dejour H. [Patella infera. Apropos of 128 cases]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1982;68(5):317-25.
135. Kujala UM, Jaakkola LH, Koskinen SK, Taimela S, Hurme M, Nelimarkka O. Scoring of patellofemoral disorders. *Arthroscopy.* 1993;9(2):159-63.
136. da Cunha RA, Costa LO, Hespanhol Junior LC, Pires RS, Kujala UM, Lopes AD. Translation, cross-cultural adaptation, and clinimetric testing of instruments used to assess patients with patellofemoral pain syndrome in the Brazilian population. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2013;43(5):332-9.
137. Aquino VdS, Falcon SFM, Neves LMT, Rodrigues RC, Sendin FA. Tradução e adaptação cultural para a língua portuguesa do questionário scoring of patellofemoral disorders: estudo preliminar. *Acta Ortop Bras.* 2011;19:273-9.
138. Tegner Y, Lysholm J. Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. *Clin Orthop Relat Res.* 1985;198:43-9.
139. Paley D, Herzenberg JE, Tetsworth K, McKie J, Bhave A. Deformity planning for frontal and sagittal plane corrective osteotomies. *Orthop Clin North Am.* 1994;25(3):425-65.
140. Sadigursky D, Gobbi RG, Pereira CAM, Pécora JR, Camanho GL. Método de ensaio biomecânico para análise da isometricidade na reconstrução do ligamento patelofemoral medial. *Rev Bras Ortop.* 2012;47:598-605.
141. Reinschmidt C, van den Bogert AJ, Nigg BM, Lundberg A, Murphy N. Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. *J Biomech.* 1997;30(7):729-32.

142. Ramsey DK, Wretenberg PF. Biomechanics of the knee: methodological considerations in the in vivo kinematic analysis of the tibiofemoral and patellofemoral joint. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 1999;14(9):595-611.
143. You BM, Siy P, Anderst W, Tashman S. In vivo measurement of 3-D skeletal kinematics from sequences of biplane radiographs: application to knee kinematics. *IEEE Trans Med Imaging*. 2001;20(6):514-25.
144. Bey MJ, Kline SK, Tashman S, Zauel R. Accuracy of biplane x-ray imaging combined with model-based tracking for measuring in-vivo patellofemoral joint motion. *J Orthop Surg Res*. 2008;3:38.
145. Li G, Van de Velde SK, Bingham JT. Validation of a non-invasive fluoroscopic imaging technique for the measurement of dynamic knee joint motion. *J Biomech*. 2008;41(7):1616-22.
146. Anderst W, Zauel R, Bishop J, Demps E, Tashman S. Validation of three-dimensional model-based tibio-femoral tracking during running. *Med Eng Phys*. 2009;31(1):10-6.
147. Giphart JE, Zirker CA, Myers CA, Pennington WW, LaPrade RF. Accuracy of a contour-based biplane fluoroscopy technique for tracking knee joint kinematics of different speeds. *J Biomech*. 2012;45(16):2935-8.
148. Yamada Y, Toritsuka Y, Horibe S, Sugamoto K, Yoshikawa H, Shino K. In vivo movement analysis of the patella using a three-dimensional computer model. *J Bone Joint Surg Br*. 2007;89(6):752-60.
149. Biyani R, Elias JJ, Saranathan A, Feng H, Guseila LM, Morscher MA, et al. Anatomical factors influencing patellar tracking in the unstable patellofemoral joint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2014;22(10):2334-41.
150. Fellows RA, Hill NA, Macintyre NJ, Harrison MM, Ellis RE, Wilson DR. Repeatability of a novel technique for in vivo measurement of three-dimensional patellar tracking using magnetic resonance imaging. *J Magn Reson Imaging*. 2005;22(1):145-53.
151. Patel VV, Hall K, Ries M, Lindsey C, Ozhinsky E, Lu Y, et al. Magnetic resonance imaging of patellofemoral kinematics with weight-bearing. *J Bone Joint Surg Am*. 2003;85-A(12):2419-24.
152. Fellows RA, Hill NA, Gill HS, MacIntyre NJ, Harrison MM, Ellis RE, et al. Magnetic resonance imaging for in vivo assessment of three-dimensional patellar tracking. *J Biomech*. 2005;38(8):1643-52.
153. Park HJ, Ahn JH, Kim SS, Lee SY, Choi YJ, Chung EC, et al. A new assessment of patellar instability using coronal magnetic resonance images

of the patella superimposed on the femur and its clinical utility. *J Comput Assist Tomogr.* 2013;37(3):470-4.

154. Pinar H, Akseki D, Genc I, Karaoglan O. Kinematic and dynamic axial computerized tomography of the normal patellofemoral joint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1994;2(1):27-30.

155. Jan MH, Lin DH, Lin CH, Lin YF, Cheng CK. The effects of quadriceps contraction on different patellofemoral alignment subtypes: an axial computed tomography study. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2009;39(4):264-9.

156. Biedert RM, Gruhl C. Axial computed tomography of the patellofemoral joint with and without quadriceps contraction. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1997;116(1-2):77-82.

157. Guzzanti V, Gigante A, Di Lazzaro A, Fabbriciani C. Patellofemoral malalignment in adolescents. Computerized tomographic assessment with or without quadriceps contraction. *Am J Sports Med.* 1994;22(1):55-60.

158. Biyani R, Elias JJ, Saranathan A, Feng H, Guseila LM, Morscher MA, et al. Anatomical factors influencing patellar tracking in the unstable patellofemoral joint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014;22(10):2334-41.