

# **Tiago Lazzaretti Fernandes**

**Avaliação da estabilidade articular do joelho na reconstrução anatômica do ligamento cruzado anterior nas posições central e anteromedial em cadáveres: estudo randomizado**

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. Arnaldo José Hernandez

**São Paulo  
2016**

**Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)**

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

©reprodução autorizada pelo autor

Fernandes, Tiago Lazzaretti

Avaliação da estabilidade articular do joelho na reconstrução anatômica do ligamento cruzado anterior nas posições central e anteromedial em cadáveres : estudo randomizado / Tiago Lazzaretti Fernandes. -- São Paulo, 2016.

Tese(doutorado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.  
Programa de Ortopedia e Traumatologia.

Orientador: Arnaldo José Hernandez.

Descritores: 1.Ligamentos do joelho 2.Ligamento cruzado anterior  
3.Reconstrução do ligamento cruzado anterior 4.Cinemática 5.Biomecânica 6.Cadáver  
7.Tomografia computadorizada tridimensional 8.Sistemas de navegação

USP/FM/DBD-304/16

## DEDICATÓRIAS

---

A **Deus**, pela vida.

Aos meus pais, **Alfredo** e **Sarita**, pelo amor, exemplo e formação.

À minha esposa **Sabrina**, pelo amor, paciência e companheirismo.

Aos meus filhos, **João** e **Antonio**, pela paixão, felicidade diária, energia e futuro.

## AGRADECIMENTOS

---

Ao Prof. Dr. Arnaldo José Hernandez, pela orientação nesta tese e pela postura profissional e acadêmica, referência maior para os seus discípulos.

Ao Prof. Dr. Tarcísio Eloy Pessoa de Barros Filho, pela tutoria e orientação na vida acadêmica.

Aos Profs. Drs. Olavo Pires de Camargo e Gilberto Luís Camanho, pela confiança.

Aos Drs. Roberto Freire da Mota e Albuquerque, Márcia Uchôa de Resende e Raul Bolliger Neto, pelos comentários corretos e pertinentes na banca do exame de qualificação.

Aos colegas André Pedrinelli, Marco Antônio Ambrósio, Júlio Nardelli e Adriano Marques de Almeida, pela colaboração e convivência no grupo de Medicina do Esporte.

À amiga Laura Rocha, pela edição e revisão do texto.

Aos profissionais do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP.

Ao Laboratório de Biomecânica do Aparelho Locomotor do Instituto de Ortopedia e Traumatologia, e ao Cesar Augusto Martins Pereira, pelo empenho na coleta dos dados experimentais.

À Faculdade de Engenharia Industrial (FEI) e ao meu amigo Prof. Dr. Cyro Albuquerque Neto, pela colaboração irrestrita no desenvolvimento do sistema de aquisição de dados.

Ao Laboratório de Bioengenharia do Departamento de Cirurgia Ortopédica do Massachusetts General Hospital – Harvard Medical School e ao chefe do laboratório, Prof. Dr. Guoan Li e equipe, pela convivência cordial, ensinamentos e competência intelectual na análise dos dados experimentais.

Aos funcionários do Serviço de Verificação de Óbitos (SVO) da Universidade de São Paulo, e do Projeto Plataforma de Imagem na Sala de Autópsia (PISA – FMUSP) pelo trabalho sério e respeitoso com os cadáveres.

## **NORMALIZAÇÃO ADOTADA**

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

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

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

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

Terminologia Anatômica da Sociedade Brasileira de Anatomia - CTA-SBA (2001), Editora Manole.

## SUMÁRIO

---

**Lista de abreviaturas, símbolos e siglas**

**Lista de figuras**

**Lista de gráficos**

**Lista de tabelas**

**Resumo**

**Summary**

|  |    |
|--|----|
| <b>1. INTRODUÇÃO</b> .....                                 | 1  |
| 1.1 Objetivo.....  | 6  |
| <b>2. REVISÃO DA LITERATURA</b> .....                      | 7  |
| 2.1. Anatomia do LCA.....                                  | 8  |
| 2.2. Biomecânica do LCA.....                               | 12 |
| 2.3. Teste do “ <i>pivot shift</i> ”.....                  | 13 |
| 2.4. Avanços na reconstrução do LCA.....                   | 20 |
| 2.5. Mensuração do posicionamento dos túneis.....          | 26 |
| 2.6. Sistema de rastreamento óptico.....                   | 31 |
| <b>3. MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....                        | 32 |
| 3.1. Materiais.....  | 33 |
| 3.2. Métodos.....  | 34 |
| 3.2.1. Técnica cirúrgica.....                              | 34 |
| 3.2.2. Posicionamento tomográfico dos túneis.....          | 39 |
| 3.2.3. Avaliação da estabilidade articular do joelho ..... | 39 |
| 3.2.4. Sistema de rastreamento óptico.....                 | 42 |
| 3.2.5. Sistema de coordenadas.....                         | 46 |
| 3.2.6. Protocolo.....                                      | 50 |
| 3.2.7. Análise estatística.....                            | 51 |
| <b>4. RESULTADOS</b> .....                                 | 54 |
| <b>5. DISCUSSÃO</b> .....                                  | 67 |
| <b>6. CONCLUSÃO</b> .....                                  | 84 |
| <b>7. ANEXOS</b> .....                                     | 86 |
| <b>8. REFERÊNCIAS</b> .....                                | 91 |

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E  
SÍMBOLOS

---

|        |   |
|--------|---|
| o      | grau  |
| 3D     | tridimensional  |
| AM     | anteromedial  |
| ANVISA | Agência Nacional de Vigilância Sanitária                    |
| AP     | anteroposterior   |
| CAPES  | Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior |
| CEGOM  | Centro de Estudos Godoy Moreira                             |
| CEP    | Comitê de Ética em Pesquisa                                 |
| CPM    | <i>“Continuous Passive Motion”</i>                          |
| DICOM  | <i>“Digital Imaging Communications in Medicine”</i>         |
| DP     | desvio padrão   |
| EUA    | Estados Unidos da América                                   |
| et al. | e outros  |
| FEI    | Faculdade de Engenharia Industrial                          |
| FMUSP  | Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo          |
| HC     | Hospital das Clínicas                                       |
| IOT    | Instituto de Ortopedia e Traumatologia                      |
| LCA    | ligamento cruzado anterior                                  |
| LEM    | Laboratório do Estudo do Movimento                          |
| LIM    | Laboratório de Investigação Médica                          |
| min    | minuto  |
| mm     | milímetro   |
| N      | Newton  |
| PDSE   | Programa de Doutorado Sanduíche no Exterior                 |
| p.e.   | por exemplo   |
| PISA   | Plataforma de Imagem na Sala de Autópsia                    |

|     |                                 |
|-----|---------------------------------|
| PL  | posterolateral                  |
| RM  | medidas repetidas               |
| SVO | Serviço de Verificação de Óbito |
| USP | Universidade de São Paulo       |

## LISTA DE FIGURAS

---

|   |    |
|---|----|
| <b>FIGURA 1</b> – Relações topográficas entre os feixes AM e PL.....  | 8  |
| <b>FIGURA 2</b> – Representação esquemática da crista intercondilar lateral (linha amarela) e posição anatômica dos feixes do LCA - Ponto verde: AM, ponto vermelho: posição central, ponto azul: PL, na visão artroscópica (esquerda) e perfil absoluto (direita)..... | 9  |
| <b>FIGURA 3</b> – Corte sagital do côndilo lateral a partir de tomografia computadorizada. Setas brancas: linha de Blumensaat; linha pontilhada: crista do residente; círculo vermelho: posição anteromedial da origem femoral do LCA.....                              | 10 |
| <b>FIGURA 4</b> – Reconstrução tomográfica 3D do côndilo femoral lateral: relação topográfica entre os feixes anteromedial (AM) e posterolateral (PL) da origem femoral do LCA.....   | 11 |
| <b>FIGURA 5</b> – Reconstrução tomográfica 3D perpendicular ao eixo longo da tibia: relação topográfica entre os feixes anteromedial (AM) e posterolateral (PL) da inserção tibial do LCA .....   | 11 |
| <b>FIGURA 6</b> – Decomposição do movimento no teste do “ <i>pivot shift</i> ”.....   | 14 |
| <b>FIGURA 7</b> – Teste do “ <i>pivot shift</i> ” – imagem superior: tibia subluxada para anterior em comparação ao côndilo femoral lateral; imagem inferior: tibia reduzida em relação ao côndilo femoral lateral.....   | 15 |
| <b>FIGURA 8</b> – Representação das relações topográficas a partir da terminologia anatômica (esquerda) e visão artroscópica com o joelho em 90° de flexão (direita).....   | 27 |
| <b>FIGURA 9</b> – Método de Bernard & Hertel. C = comprimento total do côndilo femoral, A = altura total do côndilo femoral, c' e a' = porcentagens   |    |

|  |    |
|--|----|
| do comprimento e da altura totais do côndilo femoral em correspondência à posição do centro do túnel do LCA, respectivamente.....  | 29 |
| <b>FIGURA 10</b> – Método de Lorenz et al. <sup>47</sup> . C = comprimento total do planalto tibial, A = altura total do planalto tibial, c' e a' = porcentagens do comprimento e da altura totais do planalto tibial em correspondência à posição do centro do túnel do LCA, respectivamente..... | 30 |
| <b>FIGURA 11</b> – Reconstrução do LCA por via aberta. Perfuração do túnel femoral (esquerda) e do túnel tibial (direita) após posicionamento de fio guia na região de impressão original do LCA sob visualização direta.....  | 35 |
| <b>FIGURA 12</b> – Tomografia 3D do côndilo femoral lateral – posicionamento anatômico anteromedial do túnel.....  | 36 |
| <b>FIGURA 13</b> – Tomografia 3D do planalto da tíbia – posicionamento central do túnel.....   | 36 |
| <b>FIGURA 14</b> – Aparelho de “ <i>pivot shift</i> ” instrumentado desenvolvido no Laboratório de Biomecânica (LIM-41 HC-FMUSP).....  | 40 |
| <b>FIGURA 15</b> – Aparelho de “ <i>pivot shift</i> ” instrumentado. Destaque para o sistema de cabo e polias e órtese de polipropileno no tornozelo com 15° de rotação interna.....   | 41 |
| <b>FIGURA 16</b> – Reconhecimento óptico pela geometria dos marcadores nas estruturas de acrílico em L no fêmur e na tíbia.....  | 43 |
| <b>FIGURA 17</b> – Captura simultânea do posicionamento dos marcadores ópticos por óticas distintas.....   | 44 |
| <b>FIGURA 18</b> – Marcadores rádio-densos baritados (pontos vermelhos) visíveis ao método da tomografia.....  | 45 |

|   |    |
|---|----|
| <b>FIGURA 19</b> – Aquisição do modelo 3D a partir do software Amira® .....   | 47 |
| <b>FIGURA 20</b> – Sistema de coordenadas do fêmur – Imagem superior: reconstrução 3D do fêmur (Rhinoceros®); imagem inferior: sistema de coordenadas do fêmur. Notar a intersecção entre o eixo geométrico do fêmur e o eixo anatômico.....  | 48 |
| <b>FIGURA 21</b> – Sistema de coordenadas da tíbia - Imagem superior: reconstrução 3D da tíbia (Rhinoceros®); imagem inferior: sistema de coordenadas da tíbia. Notar a intersecção entre o centro dos platôs tibiais medial e lateral e a projeção do eixo anatômico da tíbia..... | 49 |
| <b>FIGURA 22</b> – Relação entre os sistemas de coordenadas do fêmur e da tíbia.....  | 50 |
| <b>FIGURA 23</b> – Representação gráfica do valor médio do posicionamento dos túneis anteromedial e central no fêmur. A = altura do côndilo femoral; C = comprimento do côndilo femoral.....  | 56 |
| <b>FIGURA 24</b> - Representação gráfica do valor médio do posicionamento dos túneis anteromedial e central na tíbia. A = altura (distância anteroposterior), C = comprimento (distância lateromedial).....   | 57 |

## LISTA DE GRÁFICOS

---

|   |    |
|---|----|
| <b>GRÁFICO 1</b> – Exemplo da decomposição da cinemática do joelho durante a flexão e extensão do mesmo.....  | 58 |
| <b>GRÁFICO 2</b> – Teste de Lachman: translação anterior da tíbia em relação ao fêmur, antes e após a ressecção do LCA .....  | 58 |
| <b>GRÁFICO 3</b> – Teste de Lachman – comparação da cinemática do joelho entre os grupos com LCA íntegro, deficiência do LCA e após as duas reconstruções do LCA.....   | 59 |
| <b>GRÁFICO 4</b> – Translação anterior da tíbia em diferentes graus de flexão do joelho de um indivíduo no teste do “ <i>pivot shift</i> ”, antes e após a lesão do LCA.....                                  | 62 |
| <b>GRÁFICO 5</b> – Comparação entre os grupos LCA intacto e deficiência do LCA nos diferentes graus de flexão do joelho com relação ao parâmetro translação anterior no teste do “ <i>pivot shift</i> ” ..... | 63 |
| <b>GRÁFICO 6</b> - Teste do “ <i>pivot shift</i> ” – comparação da cinemática do joelho entre os grupos LCA intacto, lesão do LCA e após as duas reconstruções do LCA.....                                    | 64 |

## LISTA DE TABELAS

---

|   |    |
|---|----|
| <b>TABELA 1</b> – Teste de Lachman. Comparação da rotação interna (°) entre os grupos LCA intacto, deficiência do LCA, reconstrução anatômica anteromedial e reconstrução anatômica central do LCA.....                                   | 60 |
| <b>TABELA 2</b> – Teste de Lachman. Comparação da translação anterior (mm) entre os grupos LCA intacto, deficiência do LCA, reconstrução anatômica anteromedial e reconstrução anatômica central do LCA .....                             | 61 |
| <b>TABELA 3</b> – Teste do “ <i>pivot shift</i> ” instrumentado. Comparação da rotação interna (°) entre os grupos LCA intacto, deficiência do LCA, reconstrução anatômica anteromedial e reconstrução anatômica central do LCA.....      | 65 |
| <b>TABELA 4</b> – Teste do “ <i>pivot shift</i> ” instrumentado. Comparação da translação anterior (mm) entre os grupos LCA intacto, deficiência do LCA, reconstrução anatômica anteromedial e reconstrução anatômica central do LCA..... | 66 |

RESUMO

---

Fernandes TL. *Avaliação da estabilidade articular do joelho na reconstrução anatômica do ligamento cruzado anterior nas posições central e anteromedial em cadáveres: estudo randomizado* [Tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2016.

**INTRODUÇÃO:** A localização ideal dos túneis do enxerto para a reconstrução do ligamento cruzado anterior (LCA) está na área da impressão original do ligamento. Entretanto, há pacientes que mesmo após a reconstrução anatômica do LCA se queixam de falseio. O objetivo do presente estudo foi comparar a estabilidade do joelho com túneis em duas posições diferentes da área de impressão original do LCA. **MÉTODOS:** Trinta reconstruções anatômicas do LCA foram realizadas em 15 joelhos de cadáver, com preservação do quadril até o tornozelo. Não foram criadas lesões para intensificar a instabilidade do joelho. O protocolo possuía quatro grupos: (1) LCA intacto, (2) deficiência completa e isolada do LCA, (3) reconstrução do LCA na posição anteromedial (AM REC) e (4) central (C REC) da impressão original do ligamento (ordem randômica). A estabilidade do joelho foi testada pelo teste de Lachman (68 N) e pelo teste do “*pivot shift*” mecanizado (CPM de 0° a 55° + valgo e rotação interna de 20 Nm) e avaliada por sistema óptico de navegação e tomografia 3D. A descrição da cinemática do joelho com 6 graus de liberdade foi realizada por sistema de coordenadas com eixo no centro geométrico dos côndilos. Estatística: rotação interna (°) e translação anterior (mm) foram avaliados nos testes do “*pivot shift*” e Lachman com 2 e 1-way RM ANOVA, respectivamente ( $\alpha < 0,05$ ). **RESULTADOS:** O grupo C REC em comparação com o grupo AM REC apresentou menor rotação interna nos testes do “*pivot shift*” ( $0,6^\circ \pm 0,3^\circ$  vs.  $1,8^\circ \pm 0,3^\circ$ , respectivamente,  $P < 0,05$ ) e de Lachman ( $2,9^\circ \pm 0,4^\circ$  vs.  $3,9^\circ \pm 0,4^\circ$ , respectivamente,  $P < 0,05$ ) e não apresentou diferença com relação à translação anterior nos mesmos testes do “*pivot shift*” ( $4,7 \text{ mm} \pm 0,4 \text{ mm}$  vs.  $4,5 \text{ mm} \pm 0,4 \text{ mm}$ , respectivamente,  $P > 0,05$ ) e de Lachman ( $1,2 \text{ mm} \pm 0,2 \text{ mm}$  vs.  $1,1 \text{ mm} \pm 0,2 \text{ mm}$ , respectivamente,  $P > 0,05$ ). Os grupos C REC e AM REC não mostraram diferença quando comparados ao grupo LCA intacto no teste de Lachman para translação anterior ( $2,1 \text{ mm} \pm 0,5 \text{ mm}$ ) e rotação interna ( $3,0^\circ \pm 0,5^\circ$ ) (para ambos,  $P > 0,05$ ) e mostraram diferença no teste do “*pivot shift*” ( $6,4 \text{ mm} \pm 0,4 \text{ mm}$  e  $5,6^\circ \pm 0,3^\circ$ , respectivamente,  $P < 0,05$ ). **DISCUSSÃO:** Este foi o primeiro estudo a demonstrar alterações da cinemática do joelho em cadáveres com todo o membro preservado e sem lesões associadas para aumentar a instabilidade do joelho, na sequência completa dos experimentos (LCA intacto, lesionado e após as reconstruções anatômicas) com o aparelho de “*pivot shift*” mecanizado. **CONCLUSÃO:** A reconstrução anatômica do LCA na posição central permitiu uma maior restrição da rotação interna do joelho, em comparação à reconstrução anatômica anteromedial, quando submetida aos testes do “*pivot shift*” mecanizado e de Lachman. Tanto a AM REC quanto

a C REC permitiram restabelecer a translação anterior do joelho próximo àquela função do LCA original.

Descritores: 1. Ligamentos do joelho 2. Ligamento cruzado anterior 3. Reconstrução do ligamento cruzado anterior 4. Cinemática 5. Biomecânica 6. Cadáver 7. Tomografia Computadorizada tridimensional 8. Sistemas de navegação.

*SUMMARY*

---

Fernandes TL. *Evaluation of knee stability in central and anteromedial anatomic anterior cruciate ligament reconstruction in cadaver: a randomized study* [Thesis]. São Paulo: “Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo”; 2016.

**INTRODUCTION:** The optimal femoral and tibial tunnel locations for grafting in anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction are within the original ACL footprint. However, even with anatomic reconstructions, some patients still report giving way. This study aimed to compare knee stability in two different anatomic footprint ACL reconstruction positions. **METHODS:** Thirty anatomic ACL reconstructions were performed in 15 cadaveric hip-to-toe specimens. No associated lesions were created to intensify knee instability. The protocol was conducted in four groups: (1) intact ACL, (2) complete-isolated ACL deficiency, (3) anatomic femoral and tibial anteromedial ACL reconstruction (AM REC); and (4) anatomic femoral and tibial central ACL reconstruction (Central REC). The reconstructions were randomly assigned. The Lachman test (68 N) and mechanized pivot-shift test (CPM from 0° to 55° + valgus and internal torque of 20 Nm) were recorded with optical tracking system and 3D tomography. The 6 degrees of freedom knee kinematics was described with geometric condyle axis based coordinate system. **Statistics:** internal rotation (°) and anterior displacement (mm) were analyzed in both tests with two- and one-way RM ANOVA ( $\alpha < 0,05$ ). **RESULTS:** The Central REC group compared to the AM REC group showed a smaller degree of internal rotation in the pivot-shift ( $0,6^\circ \pm 0,3^\circ$  vs.  $1,8^\circ \pm 0,3^\circ$ , respectively,  $P < 0,05$ ) and Lachman ( $2,9^\circ \pm 0,4^\circ$  vs.  $3,9^\circ \pm 0,4^\circ$ , respectively,  $P < 0,05$ ) tests and no difference in anterior translation in either the pivot-shift ( $4,7 \text{ mm} \pm 0,4 \text{ mm}$  vs.  $4,5 \text{ mm} \pm 0,4 \text{ mm}$ , respectively,  $P > 0,05$ ) or Lachman ( $1,2 \text{ mm} \pm 0,2 \text{ mm}$  vs.  $1,1 \text{ mm} \pm 0,2 \text{ mm}$ , respectively,  $P > 0,05$ ) test. Central REC and AM REC groups showed no differences compared to intact ACL group in Lachman test for anterior translation ( $2,1 \text{ mm} \pm 0,5 \text{ mm}$ ) and internal rotation ( $3,0^\circ \pm 0,5^\circ$ ) (for both,  $P > 0,05$ ) but did show significant differences in the pivot-shift test ( $6,4 \text{ mm} \pm 0,4 \text{ mm}$  and  $5,6^\circ \pm 0,3^\circ$ , respectively,  $P < 0,05$ ). **DISCUSSION:** This was the first study to demonstrate knee kinematic changes in a hip-to-toe cadaver model without associated lesions to amplify knee instability with a mechanized pivot shift in the complete sequence of intact, ACL-deficient and anatomic reconstructions. **CONCLUSION:** Central anatomic ACL reconstruction permitted greater restriction of internal rotation than did anteromedial anatomic ACL reconstruction based on mechanized pivot shift and Lachman tests. Either AM REC and C REC restored anterior translation close to original ACL function.

Descriptors: 1. Knee ligaments 2. Anterior cruciate ligament 3. Anterior cruciate ligament reconstruction 4. Kinesiology 5. Biomechanics 6. Cadaver 7. Three-dimensional computer tomography 8. Navigation systems.

# 1. INTRODUÇÃO

---

## 1. INTRODUÇÃO

O interesse sobre a reconstrução do ligamento cruzado anterior (LCA) aumentou recentemente devido à alta incidência de ruptura, especialmente em atletas jovens <sup>1-3</sup>.

Ocorrem entre 250.000 e 300.000 lesões do LCA por ano apenas nos Estados Unidos <sup>4</sup>, e a reconstrução do LCA é uma das cirurgias ortopédicas mais realizadas <sup>5</sup>. Estima-se que sejam executadas 200.000 reconstruções do LCA por ano nos EUA, e o custo estimado dos tratamentos seja de dois bilhões de dólares <sup>4,5</sup>.

Além disso, a lesão do LCA pode ocasionar deficiência funcional do joelho em longo prazo, limitando significativamente a atividade esportiva que possua mudança brusca de direção ou rotação do corpo por sobre o joelho <sup>6</sup>.

A cinemática anormal representada por movimentos patológicos de translação e rotação do joelho pode contribuir com o desenvolvimento da osteoartrose após a lesão do LCA <sup>7-9</sup>.

Diversos autores sugerem que a cinemática alterada modifica a distribuição da pressão por sobre a cartilagem, predispondo às alterações degenerativas. Esses movimentos anormais, por exemplo, estão associados a um aumento da captação de fármacos pela cintilografia no osso subcondral <sup>8,9</sup>.

Por esse motivo, o entendimento da cinemática do joelho, seja no joelho com LCA intacto, LCA lesionado ou após as reconstruções ligamentares, é de extrema importância para os avanços no conhecimento da reconstrução do LCA <sup>7</sup>.

Karlsson et al. <sup>1</sup> afirmam que o principal propósito da reconstrução do LCA é restaurar a estabilidade ligamentar do joelho, retornar ao nível de atividade física prévia e proporcionar uma boa saúde ao joelho em longo prazo.

Mesmo sabendo-se que a reconstrução do LCA possibilita uma alta taxa de sucesso (resultados bons a excelentes de 69 a 95% dos casos), existem pacientes que se queixam de falseio, dor ou outras limitações, a curto ou médio prazo, podendo chegar a 30% de resultados insatisfatórios <sup>10-13</sup>. Lane et al. <sup>14</sup> complementam, dizendo haver uma alta taxa de falha de retorno ao nível prévio de atividade física.

Não somente a instabilidade referente ao teste de Lachman, mas também alterações no teste do *“pivot shift”* têm sido reportadas entre 32% e 49% dos pacientes, após alguns anos da reconstrução do LCA <sup>15</sup>. Outros autores demonstraram que a cinemática do joelho não é completamente restaurada com relação à estabilidade rotatória, e que 14% a 30% dos pacientes possuem um *“pivot”* ou falseio residual <sup>14,16</sup>.

Com base nesses estudos, a avaliação do fenômeno do *“pivot shift”* está em evidência, tanto nos estudos clínicos quanto na pesquisa básica <sup>14,17,18</sup>.

O teste do “*pivot-shift*” representa o elo entre um teste estático unidirecional, como o teste de Lachman, e um teste funcional dinâmico, como jogar futebol ou basquete <sup>18</sup>.

Desta forma, a cinemática do joelho na manobra do “*pivot-shift*” pode representar o desfecho biomecânico clinicamente mais relevante na avaliação da deficiência do LCA e na comparação entre técnicas cirúrgicas de reconstrução do LCA <sup>9,19,20</sup>.

Outro tópico bastante discutido nos dias de hoje, e um dos principais objetivos da reconstrução do LCA, é a restauração do ligamento em sua anatomia original, com a abertura dos túneis femoral e tibial nos sítios de origem e inserção do LCA, respectivamente <sup>4,6</sup>.

O conceito atual da reconstrução anatômica do LCA destaca a importância da anatomia original do LCA para restaurar mais adequadamente a cinemática do joelho <sup>21-24</sup>. A região das fibras remanescentes do LCA, tanto na tíbia quanto no fêmur, pode ser utilizada para orientar o posicionamento dos túneis <sup>1,22,25,26</sup>.

A reconstrução do LCA com banda simples e túneis respeitando a anatomia original do ligamento é, atualmente, o padrão ouro de cirurgia e os resultados funcionais são quantificados como bons ou excelentes <sup>1,2,9,27-30</sup>. Além disso, sabe-se que o posicionamento do túnel é tão importante quanto o número de túneis para a estabilidade do joelho <sup>31</sup>.

Driscoll et al. <sup>32</sup> e Forsythe et al. <sup>3</sup> afirmam que os túneis ósseos estabelecem o eixo funcional do enxerto, e que a restauração da anatomia

normal do LCA a partir do posicionamento adequado dos túneis é responsável pela melhora da estabilidade e biomecânica do joelho.

Por esse motivo, o posicionamento do túnel é, provavelmente, a intervenção mais importante que o cirurgião pode realizar para alcançar um resultado funcional satisfatório na reconstrução do LCA <sup>28,33-37</sup>.

Por outro lado, como exposto por van Eck et al. <sup>38</sup>, a restauração completa do LCA na anatomia original pode não ser possível devido à complexa estrutura do ligamento, e que compete ao cirurgião ortopédico se empenhar em confeccionar o túnel do enxerto do ligamento na posição mais próxima da ideal.

O local de confecção dos túneis femoral e tibial, na área da anatomia original do LCA, pode ser na posição do feixe anteromedial, do feixe posterolateral ou em uma posição central entre os dois feixes <sup>39</sup>.

Uma revisão recente dos artigos publicados sugere que ainda não há consenso sobre a posição mais apropriada para a confecção dos túneis na reconstrução anatômica do LCA <sup>1,3,9,25,31,39-43</sup>.

Cross et al. <sup>39</sup> também relatam que não há consenso na literatura sobre o melhor local para a realização do túnel anatômico na reconstrução do LCA.

A fim de contribuir com o resultado clínico final da cirurgia de reconstrução do LCA, a posição para a confecção dos túneis na anatomia original do LCA foi estudada.

A hipótese principal do estudo é de que a reconstrução anatômica do ligamento cruzado anterior na posição central do LCA proporcione menor rotação interna no teste do “*pivot shift*” instrumentado, em comparação à reconstrução anatômica anteromedial.

### 1.1. Objetivo

O objetivo principal do presente estudo é avaliar a rotação interna do joelho na reconstrução anatômica do LCA, com os túneis femoral e tibial posicionados na região do feixe AM ou na região central do ligamento do LCA, utilizando-se o teste do “*pivot shift*” instrumentado em cadáveres.

O objetivo secundário do estudo é avaliar a biomecânica do joelho nos mesmos grupos de reconstrução anatômica do LCA, a partir do teste de Lachman.

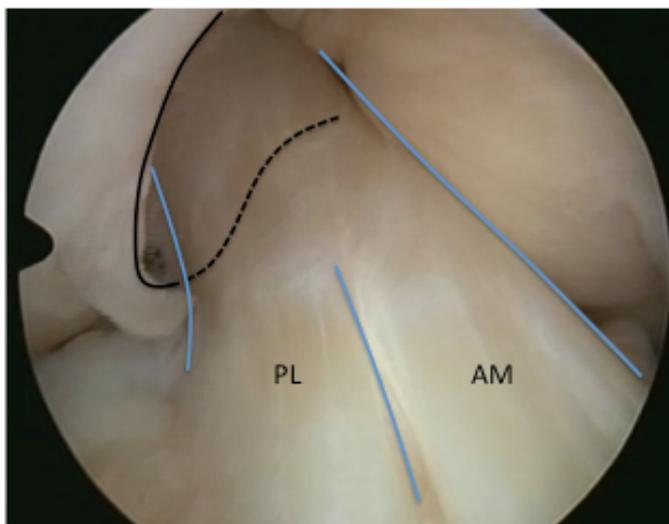
## 2. REVISÃO DA LITERATURA

---

## 2. REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1. Anatomia do LCA

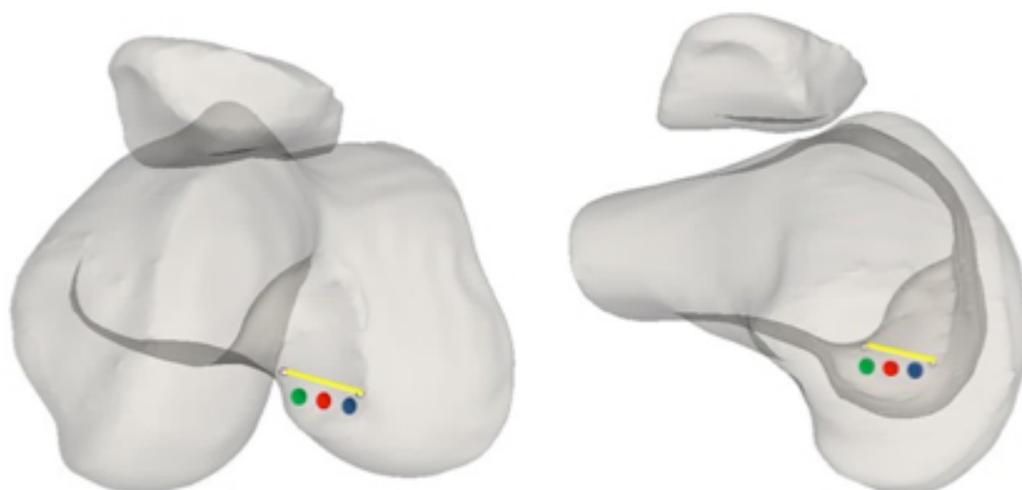
Inúmeros estudos anatômicos recentes concluem que o LCA possui dois feixes funcionais bastante distintos, nomeados de acordo com a posição relativa da inserção do ligamento na tíbia: banda anteromedial (AM) e banda posterolateral (PL) <sup>4,8,9,21,22,44-47</sup> (Figura 1).



**Figura 1** - Relações topográficas entre os feixes AM e PL. Adaptado de Fernandes et al. <sup>48</sup>

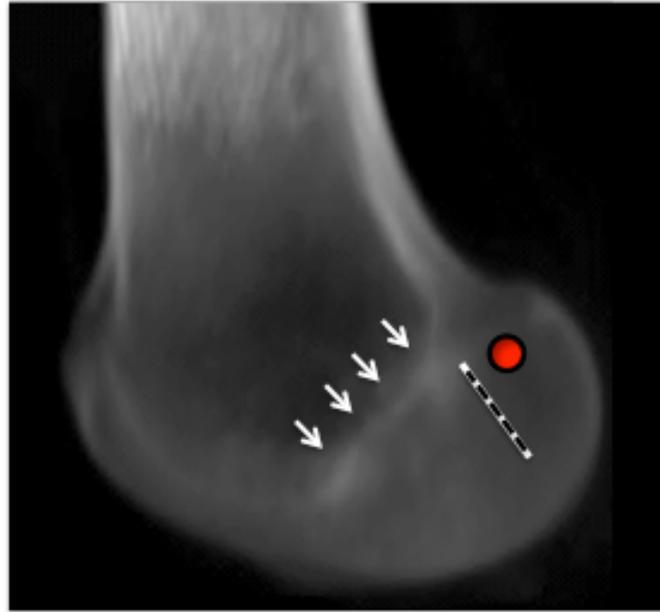
A origem femoral do LCA começa no aspecto mais posterior e medial do côndilo femoral lateral, e repousa posterior à crista intercondilar lateral ou “crista do residente”, descrita primeiramente por Willian Clancy Jr <sup>8,22,44</sup>. Em

uma visão artroscópica do joelho a 90° de flexão, a crista intercondilar lateral, ou “crista do residente”, é a borda superior do LCA <sup>1,31,44,49</sup> (Figura 2).



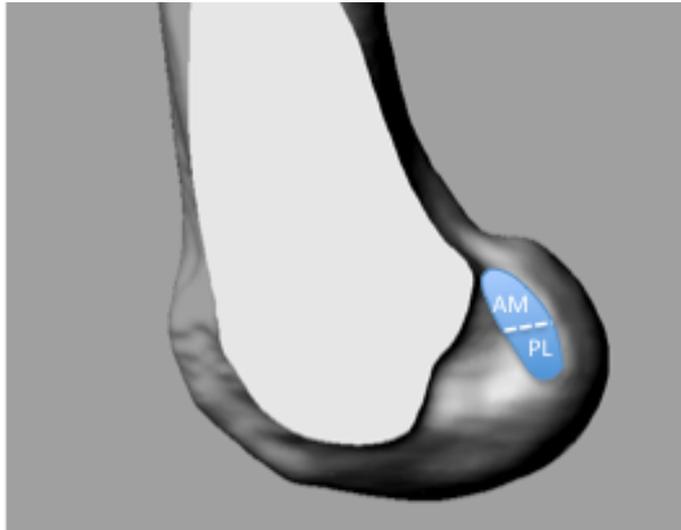
**Figura 2** - Representação esquemática da crista intercondilar lateral (linha amarela) e posição anatômica dos feixes do LCA – Ponto verde: AM, ponto vermelho: posição central, ponto azul: PL, na visão artroscópica (esquerda) e perfil absoluto (direita). Adaptado de Fernandes et al. <sup>48</sup>

A crista lateral bifurcada separa a origem femoral das bandas anteromedial e posterolateral do LCA e é perpendicular à crista intercondilar lateral <sup>21,49</sup>. Hwang et al. <sup>45</sup> e Iwahashi et al. <sup>50</sup> também descrevem a identificação da área original e dos dois feixes do LCA a partir de métodos radiológicos (Figura 3).

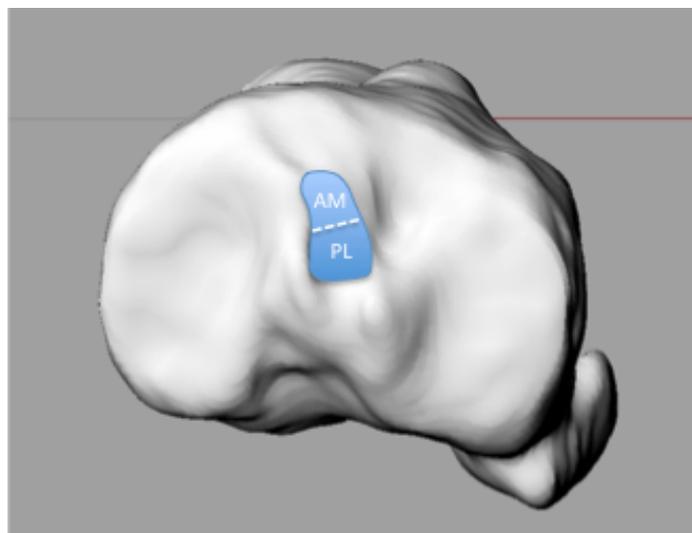


**Figura 3** - Corte sagital do côndilo lateral a partir de tomografia computadorizada. Setas brancas: linha de Blumensaat; linha pontilhada: crista do residente; círculo vermelho: posição anteromedial da origem femoral do LCA. Adaptado de Fernandes et al. <sup>51</sup> (reprodução autorizada)

As fibras do feixe ou banda anteromedial se originam na porção mais cranial ou proximal do ligamento no fêmur e se inserem no aspecto anteromedial do ligamento na tíbia. Já as fibras do feixe posterolateral se originam na porção mais distal do ligamento no fêmur e se inserem no aspecto posterolateral do ligamento na tíbia <sup>8</sup> (Figuras 4 e 5).



**Figura 4** - Reconstrução tomográfica 3D do côndilo femoral lateral: relação topográfica entre os feixes anteromedial (AM) e posterolateral (PL) da origem femoral do LCA. Adaptado de Forsythe et al. <sup>3</sup>, Amis et al. <sup>52</sup> e Bird et al.



**Figura 5** - Reconstrução tomográfica 3D perpendicular ao eixo longo da tibia: relação topográfica entre os feixes anteromedial (AM) e posterolateral (PL) da inserção tibial do LCA. Adaptado de Forsythe et al. <sup>3</sup>, Kato et al. <sup>25</sup>, Kopf et al. <sup>21</sup> e Edwards et al. <sup>53</sup>

Durante a cirurgia de reconstrução do LCA, a identificação dos remanescentes do ligamento inseridos no fêmur e proeminências ósseas são de grande valor para a identificação da impressão original do LCA <sup>4,46</sup>. van Eck et al. <sup>54</sup> descrevem que a crista lateral bifurcada está presente em 80% dos casos de reconstrução do LCA.

Lamentavelmente, em roturas antigas do LCA as cristas ou proeminências ósseas podem desaparecer gradualmente. De fato, nos casos de lesão crônica do LCA, os cirurgiões ortopédicos reportam que tanto os feixes do LCA quanto as cristas ósseas são menos visíveis ou estão ausentes por completo <sup>44</sup>.

## 2.2. Biomecânica do LCA

As bandas AM e PL desempenham, em conjunto, uma importante função na manutenção da estabilidade do joelho, variando a tensão dos componentes de acordo com o arco de movimento <sup>21,22,27,44</sup>.

O LCA é descrito como o principal restritor da translação anterior da tibia em relação ao fêmur, e restritor secundário a cargas rotatórias <sup>55</sup>.

Sabe-se que o LCA é uma estrutura anatômica complexa, e que não obedece às regras de isometricidade durante a flexão e extensão do joelho <sup>29</sup>. A banda AM possui comportamento mais isométrico durante o arco de movimento, quando comparada à banda PL <sup>29</sup>.

Variações de anterior para posterior e de proximal para distal na origem femoral do LCA possuem grande efeito no comprimento das fibras do enxerto na reconstrução do LCA, ao contrário do observado nas variações do posicionamento dos túneis na tibia <sup>55</sup>.

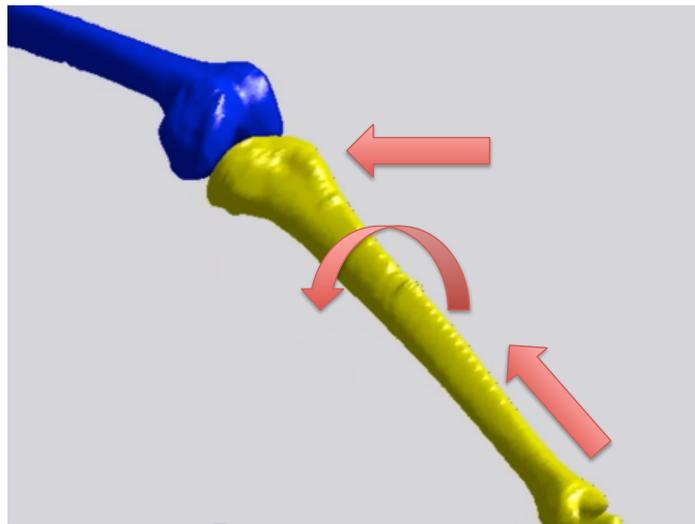
O conceito clássico de controle da estabilidade rotacional do joelho diz que o feixe PL possui uma participação maior no controle da estabilidade rotacional em comparação à banda AM <sup>21,55</sup>. Revisaremos este conceito no capítulo Discussão, à luz dos resultados apresentados e estudos biomecânicos atuais.

Quando o joelho está em extensão, a banda PL está tensa e a banda AM menos tensa. À medida que o joelho é flexionado, a inserção femoral do LCA adquire orientação horizontal, ocasionando maior tensionamento da banda AM e menor tensionamento da banda PL <sup>6,8,17,55</sup>.

### 2.3. Teste do “*pivot shift*”

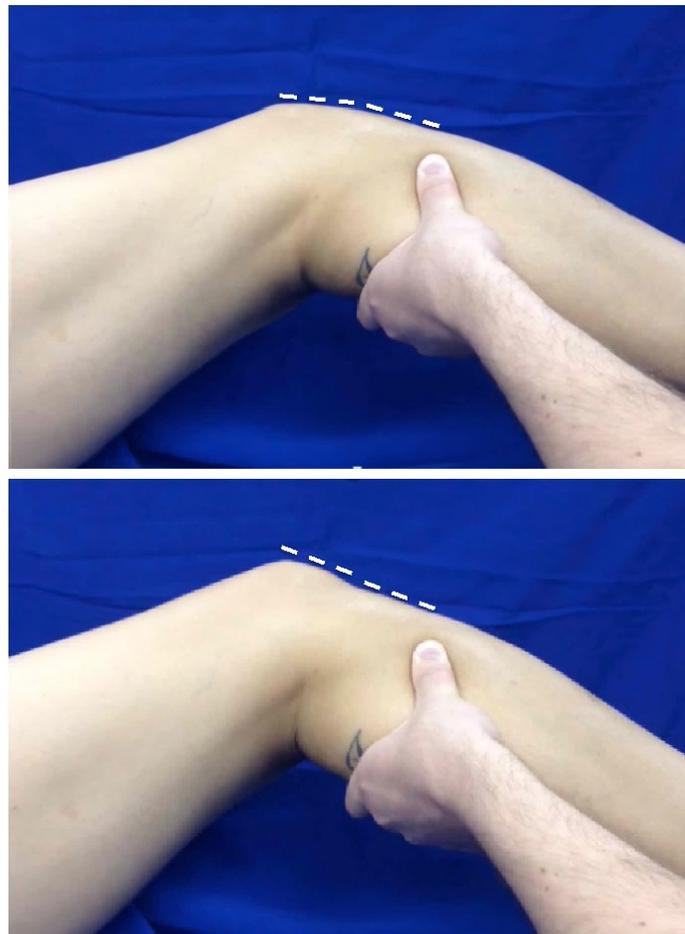
O teste do “*pivot-shift*” é utilizado para avaliar a estabilidade rotacional do joelho, sendo o exame que melhor reproduz clinicamente a alteração da cinemática do joelho na lesão do LCA <sup>18,56</sup>. Ele representa o único teste clínico associado à sensação subjetiva da instabilidade (falseio) e à satisfação do paciente <sup>12-14</sup>. Além disso, a especificidade deste teste, com o paciente anestesiado, é próxima de 100% <sup>56-58</sup>.

O teste do “*pivot shift*” é um exame dinâmico da estabilidade do joelho, no qual se realiza uma combinação de movimentos: compressão axial, rotação interna e valgo do joelho, a partir de uma posição em extensão até à flexão <sup>19</sup>. (Figura 6)



**Figura 6** - Decomposição do movimento no teste do “*pivot shift*”

O teste do “*pivot shift*” é considerado positivo quando a tíbia translada ou desloca-se para posterior, em relação ao fêmur, durante a flexão do joelho. Nesse momento ocorre uma redução da subluxação do joelho, estabelecida previamente <sup>19,59</sup> (Figura 7).



**Figura 7** - Teste do “*pivot shift*” – imagem superior: tibia subluxada para anterior em comparação ao côndilo femoral lateral; imagem inferior: tibia reduzida em relação ao côndilo femoral lateral

A classificação clínica dessa redução a partir do deslocamento percebido pode ser dividida em 3 graduações: redução suave ou “*glide*” (grau I), como o som de uma batida ou “*clunk*” (grau II) e redução grosseira ou “*gross*” (grau III) <sup>19</sup>.

### 2.3.1. “Pivot shift” manual

O teste do “*pivot shift*” é composto por um movimento multiplanar complexo<sup>59</sup>. Por esse motivo, a execução do teste manualmente resulta em baixa reprodutibilidade do movimento<sup>14,17,18</sup>.

O resultado deste teste é subjetivo por ser examinador dependente e, portanto, impreciso para ser utilizado em trabalhos científicos<sup>13,14,19,56,58</sup>. Lane et al.<sup>14</sup> descrevem que o sistema de graduação clínica, em “*glide*”, “*clunck*” e “*gross*”, da estabilidade do joelho por ortopedistas experientes é valioso. Contudo, é subjetivo e não reprodutível entre os mesmos<sup>14</sup>.

### 2.3.2. “Pivot shift” instrumentado

O conhecimento referente à estabilidade do joelho se deve, também, ao desenvolvimento e aperfeiçoamento de metodologias de quantificação da estabilidade rotacional do joelho a partir de dispositivos confiáveis, que possuam validade interna e reproduzam o movimento de forma uniforme<sup>16,18,60</sup>.

Diversos pesquisadores desenvolveram equipamentos para provocar instabilidade do joelho, a fim de avaliar a cinemática do mesmo. Entretanto, a maioria dos equipamentos mediam movimentos lineares, como o dispositivo KT 1000, criado em 1980, que reproduz o teste de Lachman<sup>19</sup>.

Musahl et al.<sup>19</sup> demonstraram que o teste do “*pivot-shift*” instrumentado, que consiste na utilização de um aparelho de movimento

contínuo e passivo (*“continuous passive motion”* ou CPM) para a realização do movimento combinado de flexão, rotação interna e valgo do joelho, possui maior acurácia que o teste manual. Driscoll et al.<sup>32</sup> afirmam, por sua vez, que a acurácia do movimento e a precisão dos dados coletados podem ser comparadas a estudos que utilizaram sistemas de aplicação de força com braços robóticos.

Ou seja, o *“pivot shift”* instrumentado permite alta reprodutibilidade na provocação da translação anterior da tíbia e na rotação interna do joelho durante o movimento de flexão e extensão do mesmo<sup>19,32,60,61</sup>.

O sistema mecanizado que realiza o teste do *“pivot-shift”* é independente do examinador e permite a mesma velocidade angular e tração por todo o movimento<sup>9,18,19</sup>. Por esse motivo, possui menor risco de viés e aumenta a qualidade e robustez do estudo<sup>60</sup>.

### 2.3.3. Anatomia do *“Pivot shift”*

Galway et al.<sup>56</sup> descreveram o fenômeno do *“pivot shift”* pela primeira vez em 1980, mas seu conceito permanece atual. À luz do rigor metodológico dos trabalhos mais recentes, podemos ter informações mais consistentes sobre quais estruturas anatômicas participam do fenômeno do *“pivot shift”*<sup>16,17,19,61,62</sup>.

O teoria do envelope de estabilidade rotacional do joelho, proposta por Bull et al.<sup>63</sup>, descreve o LCA como restritor principal do joelho e a

cápsula articular, os meniscos e os ligamentos colaterais como restritores secundários.

Ou seja, o “*pivot shift*” não seria dependente somente da integridade do LCA, mas também de estruturas estabilizadoras secundárias <sup>16,18,20</sup>. Segundo os estudos de Volker et al. <sup>19</sup>, Ahlden et al. <sup>18</sup> e Tanaka et al. <sup>20</sup>, nos casos de lesão isolada do LCA, a magnitude do “*pivot shift*” é menor (grau I) que nos casos de lesão do LCA associada a outras estruturas estabilizadoras (grau II) <sup>18,19</sup>.

Galway et al. <sup>56</sup> pontuaram que toda a tibia desliza para posterior, em relação aos côndilos femorais, no momento da redução da subluxação do joelho no teste do “*pivot shift*”. Porém, a redução seria particularmente mais evidente no compartimento lateral <sup>56</sup>.

Tanaka et al. <sup>20</sup>, entre outros autores <sup>16,59</sup>, também afirmam que as lesões do compartimento lateral são determinantes de uma translação maior e, portanto, maior magnitude do teste do “*pivot shift*” no joelho com lesão do LCA <sup>20</sup>.

A sequência de eventos que se segue à lesão do LCA pode levar a um enfraquecimento das estruturas secundárias de suporte do joelho em ambos os compartimentos medial e lateral. Galway et al. <sup>56</sup> afirmam que o alongamento gradual e tardio dessas estruturas contribui para o aumento da instabilidade, levando a uma inevitável deterioração da função do joelho.

O trato iliotibial, por exemplo, desempenha importante função na gênese do “*pivot shift*”. Ele é uma extensão da fáscia lata que se insere no tubérculo de Gerdy no aspecto anterolateral da superfície da tíbia, e possui “expansões” que se inserem no epicôndilo lateral do fêmur, fazendo com que se comporte como um “ligamento” do compartimento lateral<sup>56</sup>. Galway et al.<sup>56</sup> mostraram que somente após a transecção do trato iliotibial em sua porção mais espessa, aproximadamente 4 cm proximal ao tubérculo de Gerdy, o teste do “*pivot shift*” se mostrou mais evidente.

Outras estruturas podem contribuir para o aumento do grau do “*pivot shift*” no joelho com deficiência do LCA, entre elas o menisco e a cápsula anterolateral<sup>16,20</sup>. Alguns autores mencionam que o menisco lateral é mais importante que o menisco medial para o controle do fenômeno do “*pivot shift*”<sup>18,19</sup>.

Monaco et al.<sup>16</sup> mostraram que os retináculos superior e inferior, além do músculo vasto lateral, reforçam a porção mais anterior da cápsula lateral. A lesão da cápsula anterolateral pode ser identificada pela fratura de Segond, que representa uma avulsão óssea na inserção da cápsula anterolateral na região proximal da tíbia<sup>18,20</sup>.

Por último, mas não menos importante, a morfologia óssea do joelho também pode influenciar no fenômeno do “*pivot shift*”. O tamanho e a convexidade do planalto tibial lateral são fatores que alteram a estabilidade rotatória do joelho, assim como o grau de inclinação posterior do planalto tibial e a geometria do fêmur distal<sup>18,20</sup>.

Para repetir e enfatizar, o principal estabilizador e responsável pela patogênese do fenômeno do “*pivot shift*” continua a ser o LCA e a sua deficiência, respectivamente <sup>56</sup>.

#### 2.4. Avanços na reconstrução do LCA

A cirurgia de reconstrução do LCA assistida por artroscopia foi idealizada, inicialmente, por Dandy et al. <sup>64</sup> em 1980. O principal motivo para a mudança de cirurgia aberta para artroscópica teria sido a redução da morbidade cirúrgica.

Os potenciais benefícios da técnica artroscópica incluíam menor tempo de operação, menos dor pós-operatória e possibilidade de reabilitação e recuperação mais rápidas <sup>1</sup>.

##### 2.4.1. Reconstrução não anatômica do LCA ou isométrica

A confecção dos túneis ósseos na reconstrução do LCA, em uma posição chamada de isométrica, procurava manter constante a distância entre as áreas de origem e inserção do enxerto do LCA durante o movimento de flexão e extensão do joelho <sup>1</sup>.

No final da década de 1990, uma das técnicas cirúrgicas de reconstrução do LCA mais populares era a técnica transtibial, na qual a confecção do túnel femoral era realizada a partir de um guia introduzido pelo túnel da tíbia <sup>49,46</sup>.

O melhor ponto isométrico a ser alcançado na confecção do túnel femoral a partir da técnica transtibial seria em uma posição alta no intercôndilo femoral e próximo ao final da linha de Blumensaat <sup>1</sup>. O túnel femoral era tipicamente confeccionado na posição anteromedial alta e o túnel tibial em uma posição mais posterolateral da área de impressão do LCA na tibia <sup>49</sup>.

Neste momento, torna-se necessário fazer uma digressão em relação aos conceitos de posicionamento isométrico do enxerto e de técnica transtibial, visto que os dois conceitos não são sinônimos.

Van Eck et al. <sup>44</sup> afirmam que quando estes conceitos foram introduzidos, poderiam ser intercambiáveis. Entretanto, hoje sabe-se que é possível realizar um túnel na posição anatômica a partir da técnica transtibial, apesar das dificuldades técnicas e da possibilidade de erro no posicionamento do túnel femoral <sup>44</sup>.

Estudos atuais, apesar de poucos, argumentam não haver diferença entre a técnica de reconstrução anatômica do LCA e a técnica de reconstrução não anatômica. O estudo randomizado de Bohn et al. <sup>65</sup>, por exemplo, avaliou a rotação do joelho a partir da análise da marcha de pacientes durante a caminhada, corrida e ao descer escadas, após um ano da reconstrução do LCA, e não observou diferenças na cinemática do joelho entre as técnicas de reconstrução do LCA anatômica e não anatômica.

Entretanto, outros autores afirmam que o enxerto posicionado na região isométrica proporcionaria uma maior estabilidade do joelho no sentido de posterior para anterior, mas que a orientação vertical do enxerto poderia não controlar a rotação interna do mesmo <sup>1,24</sup>. Essa instabilidade poderia se manifestar clinicamente como um “*pivot shift*” residual no pós operatório e posterior falha da função do joelho, apesar do enxerto estar estruturalmente intacto <sup>24</sup>.

A maior dificuldade em posicionar um guia para a perfuração do túnel femoral a partir de um túnel prévio na tíbia, fez com que novas técnicas de confecção do túnel femoral fossem desenvolvidas.

A técnica que se utiliza do portal medial ou de um portal anteromedial acessório possibilita a realização do túnel femoral independente do túnel tibial, assim como na técnica “*out-side in*” (confecção do túnel femoral a partir da cortical lateral do côndilo femoral lateral) <sup>1,49</sup>.

#### 2.4.2. Reconstrução anatômica do LCA

No começo do século 21, o entendimento sobre a anatomia do LCA e da cinemática do joelho aumentaram rapidamente e novas recomendações sobre o posicionamento dos túneis ósseos foram descritas <sup>1,25,46,65</sup>.

Hoje, sabe-se que o ligamento original do LCA não é isométrico, possuindo feixes não uniformes e com diferentes tensões durante o arco de movimento <sup>6</sup>.

Muitos estudos clínicos e laboratoriais demonstraram que a restauração da anatomia original do LCA com túneis confeccionados na área de origem e inserção do ligamento, está associada a uma cinemática do joelho mais próxima do normal e também a uma melhor função pós operatória do joelho em comparação às técnicas de reconstrução não anatômicas <sup>1,4,24,43,66-70</sup>.

Por esse motivo, a reconstrução anatômica do LCA seria a melhor forma de se controlar a translação anterior e a estabilidade rotatória em joelhos com deficiência do LCA <sup>29,46,66,71</sup>.

#### *2.4.2.1. Reconstrução anatômica – banda simples vs. banda dupla*

A técnica de reconstrução anatômica com duas bandas, tem como princípio restaurar a biomecânica do LCA a partir da confecção de dois túneis na tíbia e dois túneis no fêmur, nas posições originais das bandas anteromedial e posterolateral <sup>1,4,6</sup>.

Torna-se importante ressaltar, neste momento, que existe diferença de significado entre a “reconstrução do LCA com duas bandas” e a “reconstrução anatômica do LCA com duas bandas” <sup>38</sup>.

A reconstrução do LCA com duas bandas denota que o LCA foi restaurado com o uso de duas bandas separadas, e que a localização dos túneis não é, necessariamente, na localização da anatomia original do LCA <sup>38</sup>. Colvin et al. <sup>49</sup> também argumentam que confeccionar dois túneis no

fêmur e dois túneis na tíbia não resulta em uma reconstrução anatômica do LCA.

Já a utilização do termo “reconstrução anatômica do LCA” sugere que um ou dois túneis foram confeccionados dentro da área original do LCA no fêmur e na tíbia, independentemente do número de bandas utilizadas<sup>38</sup>.

Van Eck et al.<sup>38</sup> acreditam que a descrição e comprovação por imagem de qual técnica operatória foi utilizada é crucial para que os dados coletados sejam válidos, e os resultados clínicos obtidos após a cirurgia sejam interpretados de forma correta.

Por esse motivo, alguns estudos que comparam a reconstrução do LCA com uma ou duas bandas não proporcionariam uma comparação justa, visto que, frequentemente, não é reportada a técnica cirúrgica e, principalmente, se os túneis foram posicionados na anatomia original do ligamento<sup>32,44</sup>.

A meta-análise apresentada por Desai et al.<sup>6</sup>, em 2014, mostra que a única diferença observada em favor da reconstrução anatômica do LCA com duas bandas foi com relação aos testes com artrômetro (KT-1000).

A maioria dos estudos que comparam diferentes números de bandas anatômicas descreve que as reconstruções foram igualmente efetivas em restaurar a translação anterior do joelho, tanto em cargas rotacionais (p.e. teste do “*pivot shift*”) quanto unidirecionais (p.e. teste de Lachman)<sup>1,9,43</sup>. A meta-análise de Meredith et al.<sup>72</sup>, que incluiu somente estudos clínicos

prospectivos randomizados (nível de evidência II), também não identificou superioridade clínica das cirurgias realizadas com duas bandas em relação à banda única.

Comumente, nos estudos biomecânicos em peças de cadáver sem o invólucro de partes moles (músculos e tendões, entre outras estruturas) ou em que o invólucro foi excessivamente ressecado, a estabilidade do joelho depende quase que exclusivamente dos ligamentos centrais do mesmo.

Nesses estudos, como o de Kondo et al.<sup>15</sup>, diferenças foram observadas entre a reconstrução do LCA com dupla banda anatômica e a reconstrução com banda simples, nas posições anteromedial no fêmur e posterolateral na tíbia durante o movimento do “*pivot shift*”.

Os mesmos autores compararam a dupla banda anatômica com um outro grupo experimental no qual a reconstrução dos túneis foi realizada na posição anatômica central (entre as duas bandas do LCA), e descreveram que não houve diferença significativa nas condições de carga, incluindo o teste do “*pivot shift*”<sup>15</sup>.

Recentemente, mesmo autores que defendiam a utilização da reconstrução do LCA com duas bandas passaram a considerar indicações mais restritas e individualizadas dessa técnica<sup>1,73</sup>.

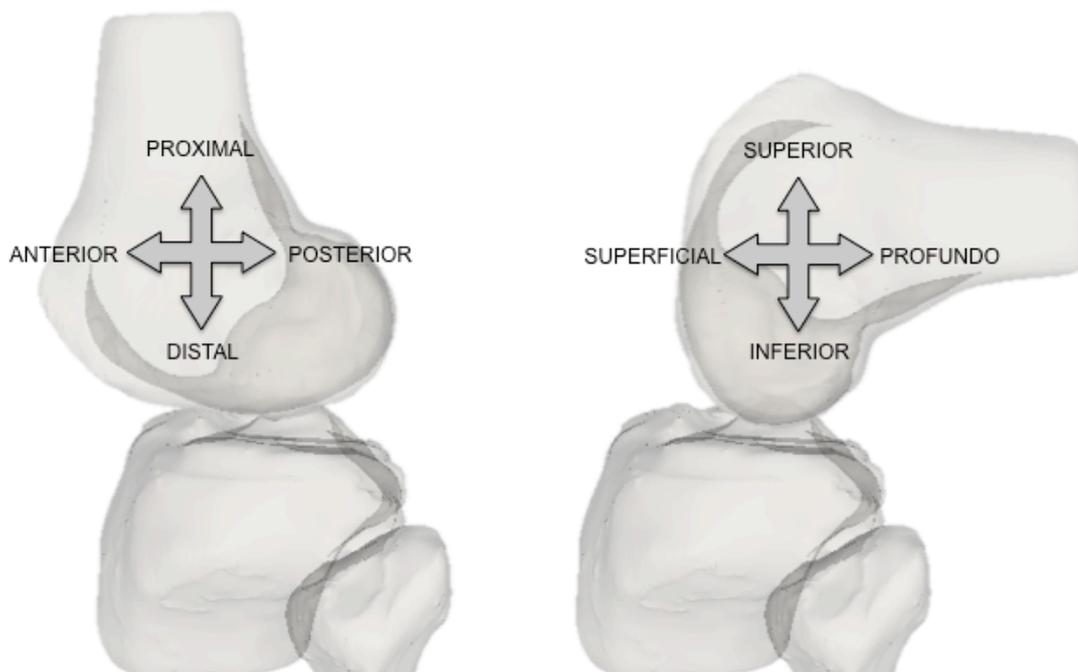
Portanto, a utilização da banda única anatômica parece ser a opção mais apropriada para a reconstrução do LCA, sem a adicional complexidade técnica da reconstrução do LCA com duas bandas<sup>1,9,15</sup>.

## 2.5. Mensuração do posicionamento dos túneis

A padronização adotada referente às relações topográficas para a mensuração do posicionamento dos túneis no fêmur e na tíbia segue a terminologia anatômica.

A terminologia anatômica descreve as relações topográficas do membro inferior em posição supina e extensão em: anterior, posterior, proximal e distal.

Já a terminologia que utiliza, por conveniência, a posição do joelho em flexão como na visão artroscópica, a região superior corresponde à topografia anterior na nomenclatura anatômica, assim como a região inferior corresponde à topografia posterior, superficial à distal e profundo à proximal (Figura 8).



**Figura 8** - Representação das relações topográficas a partir da terminologia anatômica (esquerda) e visão artroscópica com o joelho em 90° de flexão (direita). Adaptado de Fernandes et al. <sup>48</sup>

Hwang et al. <sup>46</sup> enfatizam que a terminologia anatômica deve ser padronizada na metodologia dos trabalhos, a fim de tornar a apresentação dos resultados homogênea e a interpretação simples.

A avaliação radiológica da posição dos túneis do LCA pode ser realizada por diferentes métodos de imagem: radiografia, fluoroscopia, tomografia convencional e reconstrução tomográfica 3D <sup>3,74,75</sup>. Tanto no intra-operatório quanto no pós-operatório <sup>1</sup>.

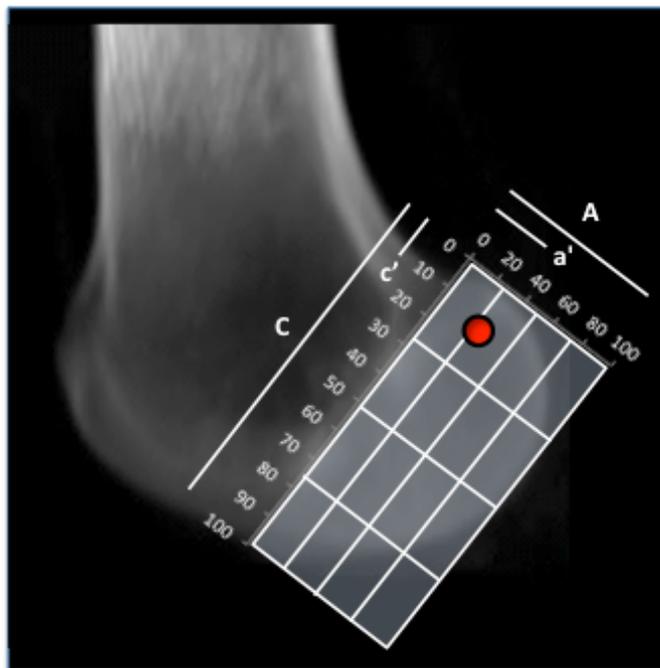
O padrão ouro para a avaliação do posicionamento dos túneis na reconstrução do LCA é a tomografia com reconstrução 3D <sup>1,49</sup>.

A tomografia 3D permite a reconstrução da anatomia do joelho em qualquer plano, possibilitando o alinhamento do joelho e a correta mensuração da posição dos túneis femoral e tibial na reconstrução do LCA.

1,49,50,76

O método descrito por Bernard & Hertel <sup>77</sup> é utilizado para mensurar a posição do túnel do LCA na origem femoral. Uma caixa retangular é sobreposta na incidência sagital do côndilo lateral, observando-se os contornos do côndilo femoral lateral, a linha de Blumensaat e o túnel femoral.

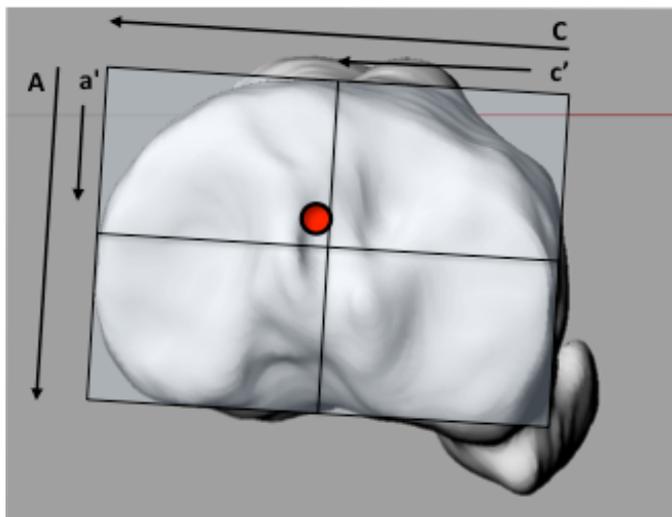
O método de Bernard & Hertel <sup>77</sup> descreve o centro do túnel do LCA como a porcentagem da distância a partir da região mais proximal e posterior da linha de Blumensaat até a região mais distal e anterior da mesma linha (comprimento), e outra porcentagem a partir de uma linha perpendicular à linha de Blumensaat, da região mais proximal e anterior até a região mais distal e posterior (altura) (Figura 9).



**Figura 9** - Método de Bernard & Hertel <sup>77</sup>. C = comprimento total do côndilo femoral, A = altura total do côndilo femoral, c' e a' = porcentagens do comprimento e da altura totais do côndilo femoral em correspondência à posição do centro do túnel do LCA, respectivamente

O método apresentado por Lorenz et al. <sup>47</sup>, por sua vez, mensura a posição do túnel do enxerto do LCA na inserção tibial.

Assim como no método de Bernard & Hertel <sup>77</sup>, o posicionamento do túnel da tibia é representado por duas medidas, uma anteroposterior e outra mediolateral. A medida mediolateral é calculada a partir da razão entre a distância da extremidade lateral da tibia e o centro do túnel tibial dividida pela largura total do planalto tibial. A medida anteroposterior é calculada pela razão entre a distância do ponto mais anterior da tibia até o centro do túnel tibial e o comprimento total anteroposterior do planalto da tibia <sup>3,47</sup> (Figura 10).



**Figura 10** - Método de Lorenz et al. <sup>47</sup>. C = comprimento total do planalto tibial, A = altura total do planalto tibial, c' e a' = porcentagens do comprimento e da altura totais do planalto tibial em correspondência à posição do centro do túnel do LCA, respectivamente

### 2.5.1. Comprovação do posicionamento dos túneis

Van Eck et al. <sup>38</sup> realizaram uma revisão sistemática da literatura sobre os métodos utilizados para comprovação do posicionamento dos túneis na região anatômica do LCA, e evidenciaram que as posições foram reportadas de forma insatisfatória. As posições dos túneis foram confirmadas por radiografia em 17,6% dos estudos, por ressonância magnética em 2,7%, por tomografia simples em 4,1% e por tomografia 3D em 4,1% <sup>38</sup>.

Ou seja, existe um número expressivo de trabalhos que fornecem informações insuficientes para uma adequada interpretação dos desfechos funcionais clínicos a partir do posicionamento do túnel pretendido <sup>38</sup>.

Por último, como apresentado por Lubowitz et al.<sup>78</sup>, este assunto não está finalizado. A mensuração do posicionamento dos túneis no fêmur a partir do método tomográfico 3D também pode apresentar problemas ao induzir a uma interpretação errônea do real posicionamento do túnel, visto que a tomografia 3D não identifica a interface exata entre a cartilagem e a parede óssea do côndilo femoral. Conseqüentemente, isso dificultaria o cálculo da localização do centro dos túneis na área de impressão do LCA.

## 2.6. Sistema de rastreamento óptico

Em conjunto com os sistemas de cirurgia assistida por computador ou sistemas de navegação, o fenômeno do “*pivot-shift*” pode ser aferido de forma satisfatória<sup>14,79</sup>.

Os sistemas de navegação permitem decompor a cinemática do joelho em seis graus de liberdade e possibilitam avaliar o fenômeno do “*pivot shift*” em cirurgias de reconstrução do LCA “*in vivo*” ou em cadáveres<sup>14,16,18,20,59,61</sup>.

O sistema de rastreamento óptico necessita de um suporte técnico menos complexo para o processamento das imagens do que pela técnica de dupla fluoroscopia<sup>18</sup>.

### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

---

### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

O estudo experimental foi realizado em joelhos de cadáveres do Serviço de Verificação de Óbito (SVO) da USP, e a aquisição de imagens tomográficas ocorreu em colaboração com o Projeto Plataforma de Imagem na Sala de Autópsia (PISA) da Faculdade de Medicina da USP, conforme aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP). Protocolo de pesquisa nº 436/11 (Anexo A).

A análise dos dados obtidos referentes à cinemática do joelho foi realizada no Laboratório de Biomecânica do Departamento de Cirurgia Ortopédica do Massachusetts General Hospital, Harvard Medical School, Boston – Estados Unidos, de acordo com as normas do Programa de Doutorado Sanduíche no Exterior da CAPES (BEX – 4251/14-8) (Anexos B e C).

#### 3.1. Materiais

Todo o membro inferior dos cadáveres foi utilizado, havendo preservação da articulação do quadril e do tornozelo.

Foram realizadas 30 reconstruções do ligamento cruzado anterior na posição anatômica, randomizadas de acordo com a primeira técnica cirúrgica a ser executada e lado operado. A randomização foi gerada por

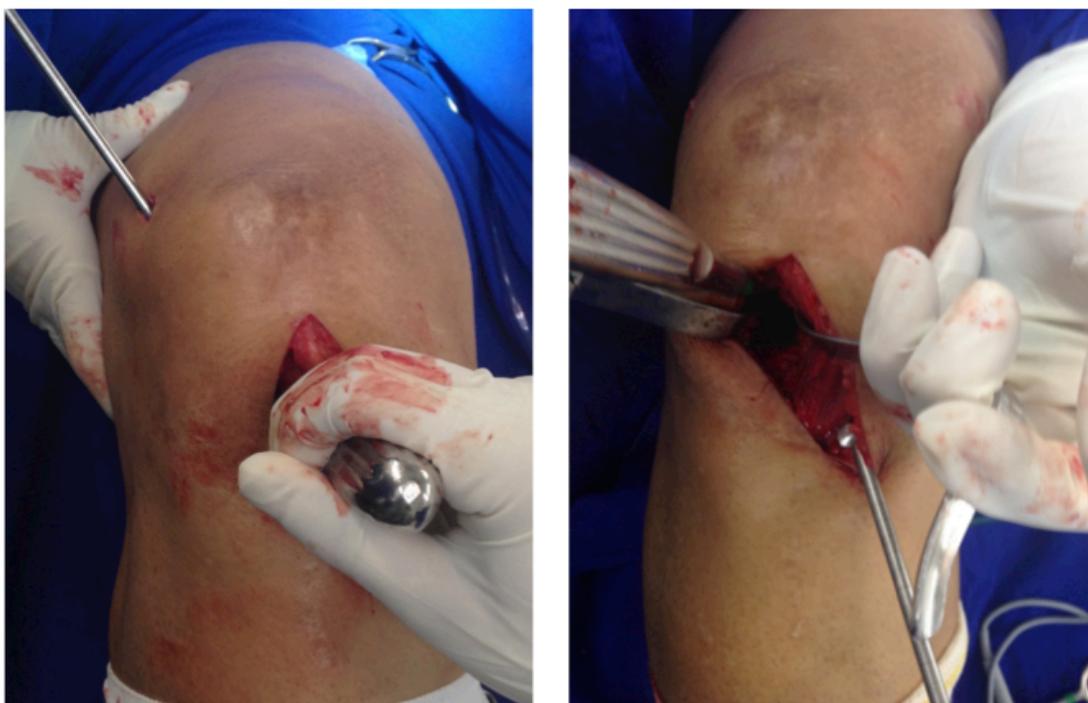
programa disponível na página [www.randomization.com](http://www.randomization.com) e utilizada a distribuição em blocos aleatórios de 2, 4 ou 6 sujeitos, para garantir a distribuição randômica da amostra.

Como critérios de inclusão, foram utilizados joelhos de indivíduos do sexo masculino, idade mínima de 18 anos, sem lesões ligamentares prévias, sem evidências de osteoartrose moderada ou grave, de fratura ou desalinhamento do eixo mecânico do membro a ser operado. Também foi avaliada a integridade dos meniscos e da cartilagem antes do início dos procedimentos, conforme estudo de Bedi et al.<sup>9</sup>.

## 3.2. Métodos

### 3.2.1 *Técnica cirúrgica*

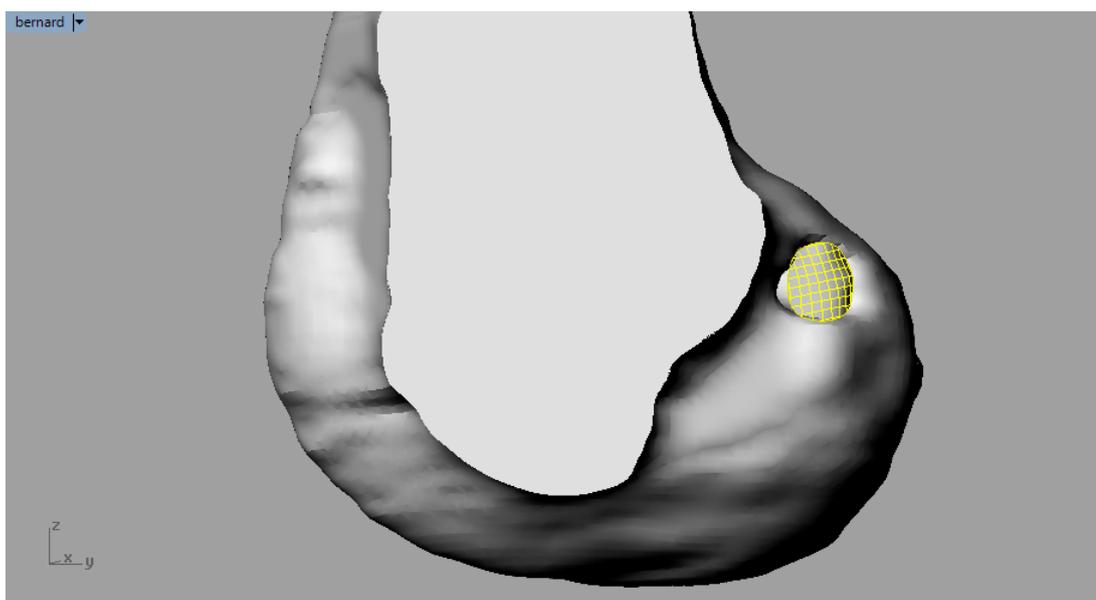
As cirurgias de reconstrução do LCA na posição anatômica foram executadas pelo mesmo cirurgião, e a perfuração dos túneis foi realizada sob visualização direta da origem e inserção do LCA, após artrotomia parapatelar medial de aproximadamente 10 cm<sup>9</sup> (Figura 11).



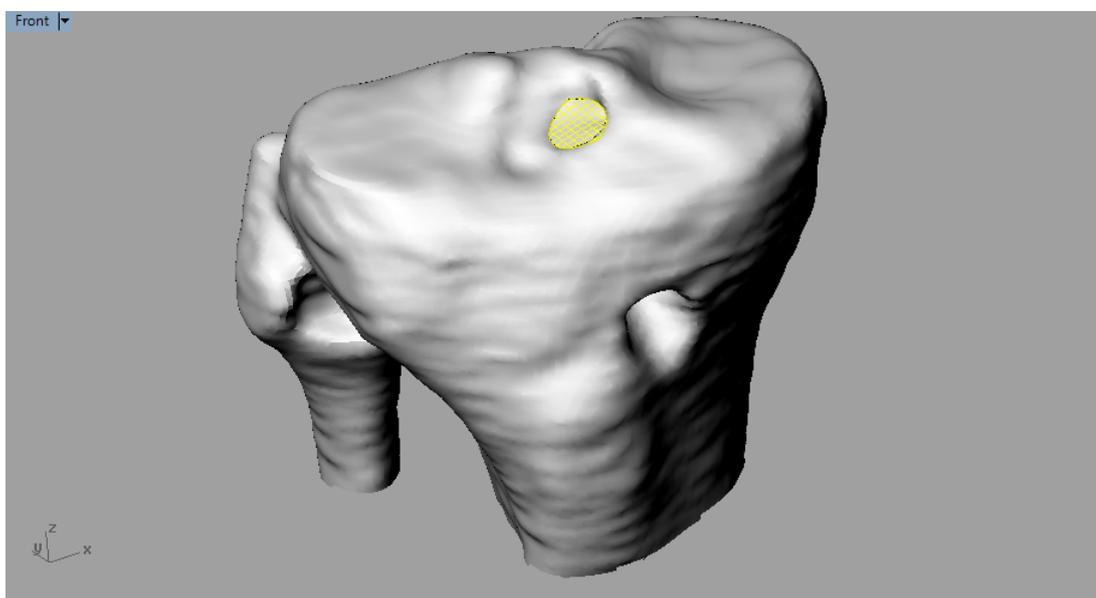
**Figura 11** - Reconstrução do LCA por via aberta. Perfuração do túnel femoral (esquerda) e do túnel tibial (direita) após posicionamento de fio guia na região de impressão original do LCA sob visualização direta

Na parede medial do côndilo femoral lateral, as proeminências ósseas da crista intercondilar lateral e crista lateral bifurcada, quando presentes, foram utilizadas como referência para a confecção do túnel no fêmur, assim como a borda posterior da cartilagem do côndilo femoral <sup>1,10</sup>.

Os túneis femoral e tibial foram confeccionados em duas regiões distintas na área de impressão original do LCA: anteromedial (AM) anatômica e central anatômica, ou no centro do sítio original do LCA (Figuras 12 e 13).



**Figura 12** - Tomografia 3D do côndilo femoral lateral – posicionamento anatômico anteromedial do túnel



**Figura 13** - Tomografia 3D do planalto da tibia – posicionamento central do túnel

A técnica utilizada para a perfuração dos túneis femoral e tibial foi no sentido da cortical externa para a cortical interna (*out-side in*), permitindo a

livre escolha da posição dos túneis na área de origem e inserção dos feixes do LCA, respectivamente.

Utilizou-se o enxerto tendíneo do músculo tibial anterior do membro contralateral, com diâmetro de 8 mm, em todas as reconstruções ligamentares. O enxerto foi preparado conforme as técnicas preconizadas para a cirurgia de reconstrução do LCA em humanos, permanecendo na mesa de tensão por 20 min, recoberto com gaze umedecida em soro fisiológico e sob tensão de 20 N, anterior à passagem do mesmo pelos túneis da tibia e do fêmur.

A fixação do enxerto femoral e tibial foi realizada com parafusos de interferência cônicos rádio-transparentes (Biosteon<sup>®</sup> HA/PLLA – Stryker, EUA) de 9 mm de diâmetro por 28 mm de comprimento, introduzidos no sentido da cortical externa para a cortical interna, tanto no fêmur quanto na tibia.

Após a fixação do enxerto no túnel femoral, realizou-se o pré-tensionamento do mesmo com 20 ciclos de flexo-extensão do joelho, de 0° a 130° a uma tensão constante, conforme descrito por Kondo et al.<sup>15</sup> e Bedi et al.<sup>24</sup>. A fixação final do enxerto na tibia foi realizada com a perna em extensão e gaveta posterior na tibia, como descrito por Bedi et al.<sup>24</sup> e Kondo et al.<sup>15</sup>. A tensão manual do enxerto no momento da fixação foi realizada de acordo com a preconizada por Diermann et al.<sup>17</sup>.

Em todos os casos, visualizou-se a excursão do enxerto durante a flexo-extensão do joelho após a fixação do mesmo, e não foi observado impacto do enxerto no teto do intercôndilo ou no ligamento cruzado posterior. Por esse motivo, a realização da intercondiloplastia não foi necessária.

Após a realização de todas as avaliações biomecânicas e radiológicas referentes à primeira cirurgia de reconstrução do LCA, os parafusos de interferência e o enxerto foram retirados. A integridade do enxerto foi checada e o mesmo retornou à mesa de tensão, recoberto com gaze umedecida com soro fisiológico e 20 N de tensão.

Dois tarugos ósseos de 10 mm de diâmetro e 30 mm de comprimento foram retirados da porção proximal e anterior do côndilo femoral medial, fora da área recoberta por cartilagem. Os tarugos foram introduzidos nos túneis ósseos confeccionados previamente e impactados em sua totalidade até a borda articular do túnel, conforme descrito por Bedi et al.<sup>24</sup>.

Nesse momento, a segunda reconstrução anatômica do LCA foi executada após a identificação da nova posição anteromedial ou central para a perfuração dos túneis<sup>24</sup>. A parede dos túneis foi inspecionada com um *probe*, a fim de verificar a integridade da mesma, conforme descrito por Cross et al.<sup>39</sup>.

Todos os procedimentos foram repetidos na segunda reconstrução anatômica do LCA, conforme descrição cirúrgica prévia.

### 3.2.2. Posicionamento tomográfico dos túneis

Neste estudo, foram utilizadas tomografias com reconstrução 3D para determinar o posicionamento pós-operatório dos túneis nas duas técnicas de reconstrução anatômica do LCA (AM e Central).

A origem do enxerto femoral foi mensurada a partir do método descrito por Bernard & Hertel <sup>77</sup>, e a análise da posição do túnel na tíbia foi realizada em conformidade com o método apresentado por Lorenz et al. <sup>47</sup>.

### 3.2.3. Avaliação da estabilidade articular do joelho

#### 3.2.3.1 “Pivot shift” instrumentado

O simulador mecânico do “*pivot-shift*” foi desenvolvido no Laboratório de Biomecânica do Instituto de Ortopedia e Traumatologia da USP (LIM-41 HC-FMUSP) a partir de um aparelho de CPM (“*Continuous Passive Motion*” – Carci – Ortomed 4060, ANVISA: 10314290029) (Figura 14).



**Figura 14** - Aparelho de “*pivot shift*” instrumentado desenvolvido no Laboratório de Biomecânica (LIM-41 HC-FMUSP)

O aparelho do “*pivot shift*” instrumentado foi projetado para produzir  $15^{\circ}$  de rotação interna do tornozelo a partir de uma órtese de polipropileno para tornozelo, de acordo com as especificações de Bedi et al. <sup>24</sup>.

A flexão e extensão do joelho, resultante da força axial aplicada na região do tornozelo, foi realizada à velocidade angular de  $1,62^{\circ}/s$ , da extensão máxima até  $55^{\circ}$  de flexão.

O momento de rotação interna e valgo do joelho foram realizados por um sistema de cabo e polias acoplado ao aparelho de CPM. A tração do sistema na tíbia foi realizada por meio de um pino de titânio de 10 cm fixado perpendicularmente à tuberosidade anterior da tíbia. A tração do pino de

titânio foi a  $45^{\circ}$  de inclinação em relação ao eixo horizontal da tíbia e vetor de força constante durante todo o arco de movimento (20 N, de  $0^{\circ}$  a  $55^{\circ}$ ) (Figura 15).



**Figura 15** - Aparelho de “pivot shift” instrumentado. Destaque para o sistema de cabo e polias e órtese de polipropileno no tornozelo com  $15^{\circ}$  de rotação interna

### 3.2.3.2. Teste de Lachman ou translação anterior da tíbia

O teste de Lachman, ou translação anterior da tíbia, foi realizado por meio de um dinamômetro de mola conectado no pino de titânio da tuberosidade anterior da tíbia, descrito anteriormente e após calibração com uma máquina universal de ensaios mecânicos (Kratos, modelo 5002, Brasil). O deslocamento anterior da tíbia foi aferido pelo sistema de rastreamento óptico.

A tração vertical anterior aplicada na tíbia foi realizada segundo as recomendações de Bedi et al.<sup>9,24</sup> e Cross et al.<sup>39</sup>, que definiram uma tração máxima de 68 N e joelho fletido a 30°<sup>16</sup>.

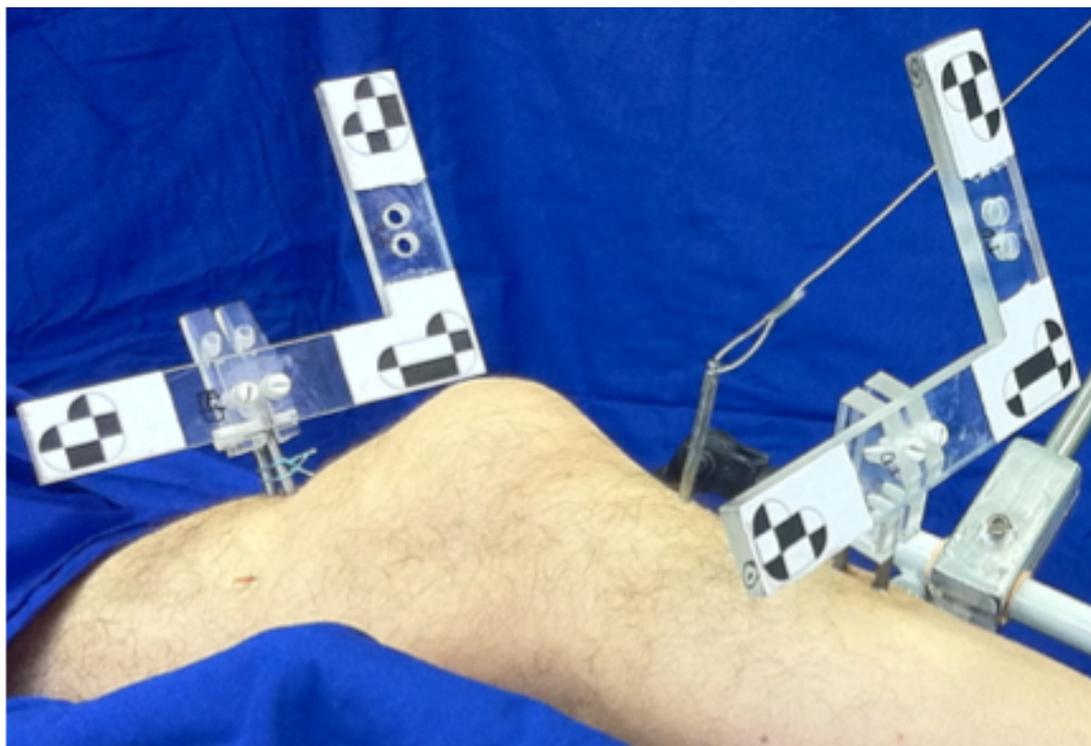
O valor aferido da translação anterior no plano sagital foi reportado como a diferença entre o deslocamento da tíbia antes e após a tração no sentido anterior.

#### *3.2.4. Sistema de rastreamento óptico*

O sistema de rastreamento óptico foi desenvolvido em colaboração com a Faculdade de Engenharia Industrial (FEI), São Bernardo do Campo, Brasil<sup>62</sup> (Anexo D).

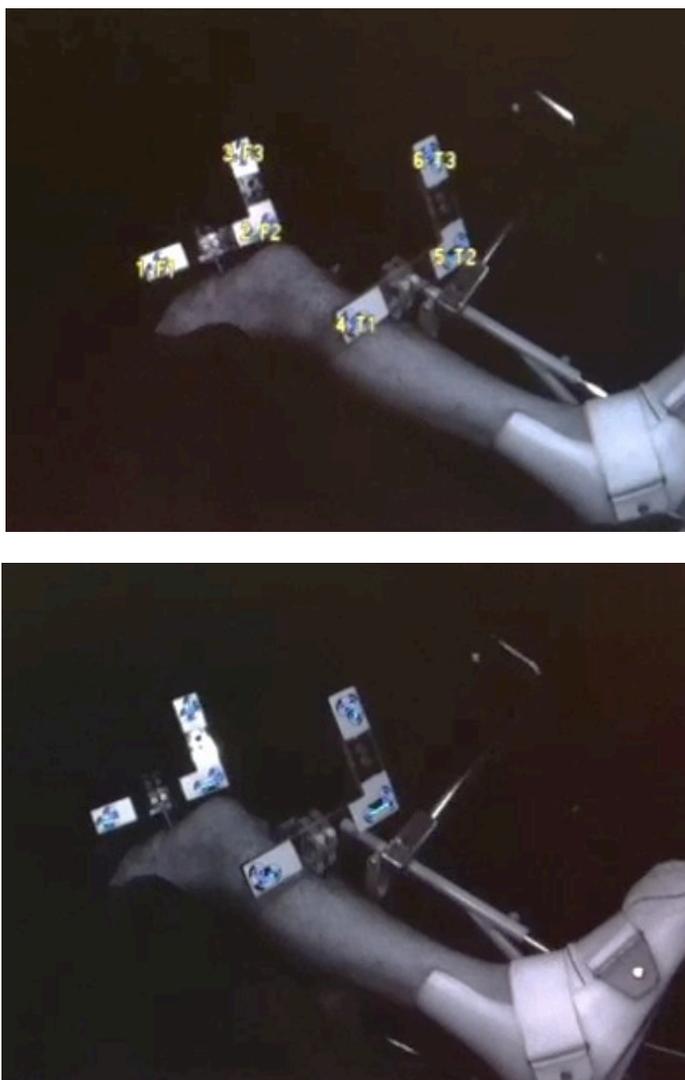
O dispositivo óptico (MicronTracker 2, modelo H40, Canadá) obteve o posicionamento do fêmur e da tíbia no espaço (X,Y,Z) a partir da identificação de marcadores ópticos, possibilitando a determinação dos movimentos de translação e rotação do joelho<sup>14</sup>.

Três marcadores ópticos foram distribuídos ao longo de duas peças de acrílico em formato de L fixadas ao fêmur e à tíbia por dois pinos de titânio (2,5 mm) a fim de criar um sistema rígido e contínuo entre o osso e os marcadores<sup>14,39</sup> (Figura 16).



**Figura 16** - Reconhecimento óptico pela geometria dos marcadores nas estruturas de acrílico em L no fêmur e na tíbia

Uma rotina de computador foi desenvolvida na linguagem Basic SQL para reconhecer e salvar os dados tridimensionais capturados (X,Y,Z) pelas duas câmeras do sistema de rastreamento (15 Hz, precisão de aferição fornecida pelo fabricante: 0,2 mm) em tempo real (Figura 17).



**Figura 17** - Captura simultânea do posicionamento dos marcadores ópticos por óticas distintas

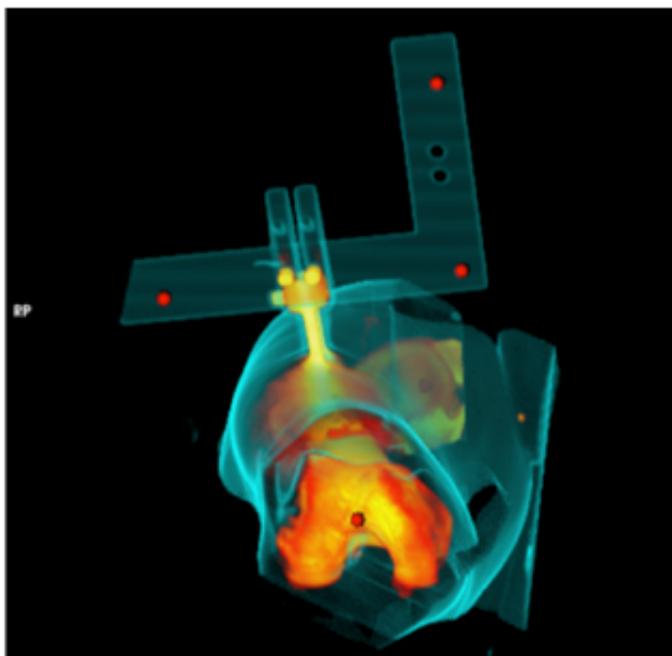
#### *3.2.4.1. Validação do sistema*

Antes da aquisição dos dados da cirurgia, foram realizados o registro do marcador e sequências de movimento para checar a precisão do modelo dinâmico <sup>14,16,24</sup>.

Os deslocamentos lineares foram mensurados por meio do aparelho de precisão Katros (modelo 5002, Brasil), e os valores angulares foram mensurados com o uso de goniômetro digital (projeto de perfil – Deltronic, modelo DV114, EUA). O erro médio absoluto obtido foi de 1,3 mm, e o erro médio relativo foi de 0,82% para valores entre 350 e 800 mm de distância da óptica.

#### *3.2.4.2. Integração entre os sistemas de rastreamento óptico e tomográfico*

Para estabelecer correspondência entre os sistemas de coordenadas do rastreador óptico e da tomografia, filamentos rádio-densos perceptíveis à tomografia foram adicionados nas posições centrais dos marcadores ópticos (Figura 18).



**Figura 18** - Marcadores rádio-densos baritados (pontos vermelhos) visíveis ao método da tomografia

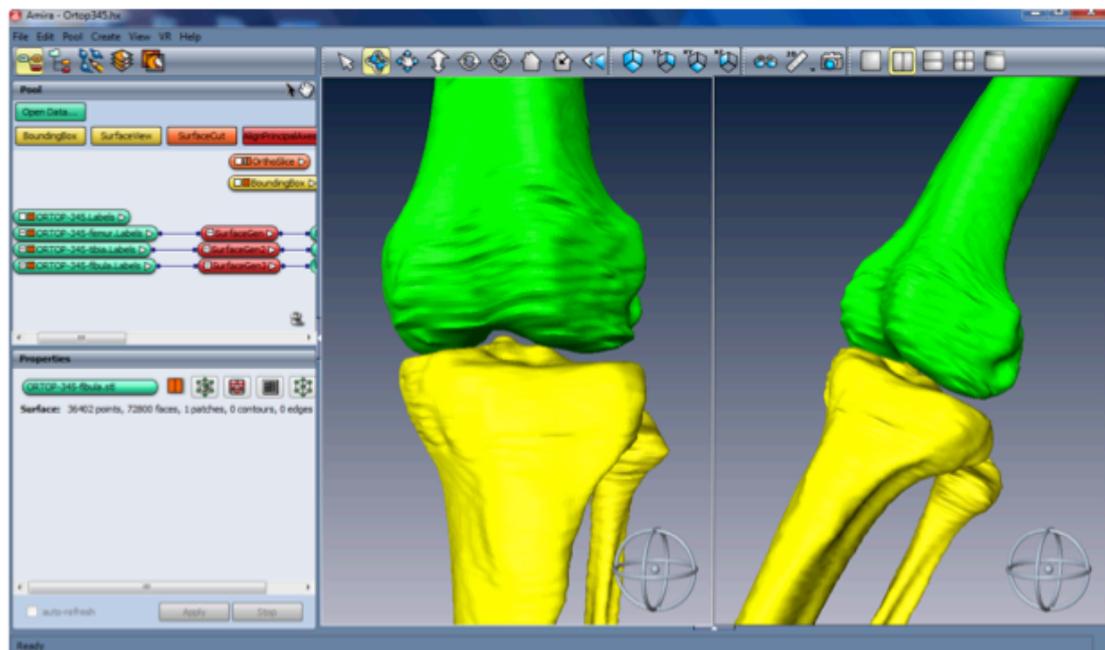
A posição e orientação dos marcadores ópticos (valores de X, Y e Z) do fêmur e da tíbia foram importadas para o sistema de coordenadas da tomografia, sendo possível reproduzir a cinemática do joelho a partir da relação entre os modelos 3D digitalizados do fêmur e da tíbia <sup>7</sup>.

### *3.2.5. Sistema de coordenadas*

#### *3.2.5.1. Digitalização 3D*

O estudo tomográfico de todo o membro inferior de cada espécime na posição supina foi realizado (CT Emotion 2010, 16 canais - Siemens, Projeto PISA - Faculdade de Medicina da USP). Cada corte axial possuía 1 mm de espessura, área de 512 mm por 512 mm, e o exame completo apresentava em torno de 1.400 imagens.

As formas geométricas ou modelos 3D foram produzidos a partir da digitalização da cortical óssea do fêmur e da tíbia com a utilização do programa Amira<sup>®</sup> 5.2.2 (Visage Imaging, Inc – Berlin). O processamento das imagens foi realizado por meio da análise dos gradientes de cinza identificados em cada corte axial tomográfico. <sup>80,81</sup> (Figura 19).

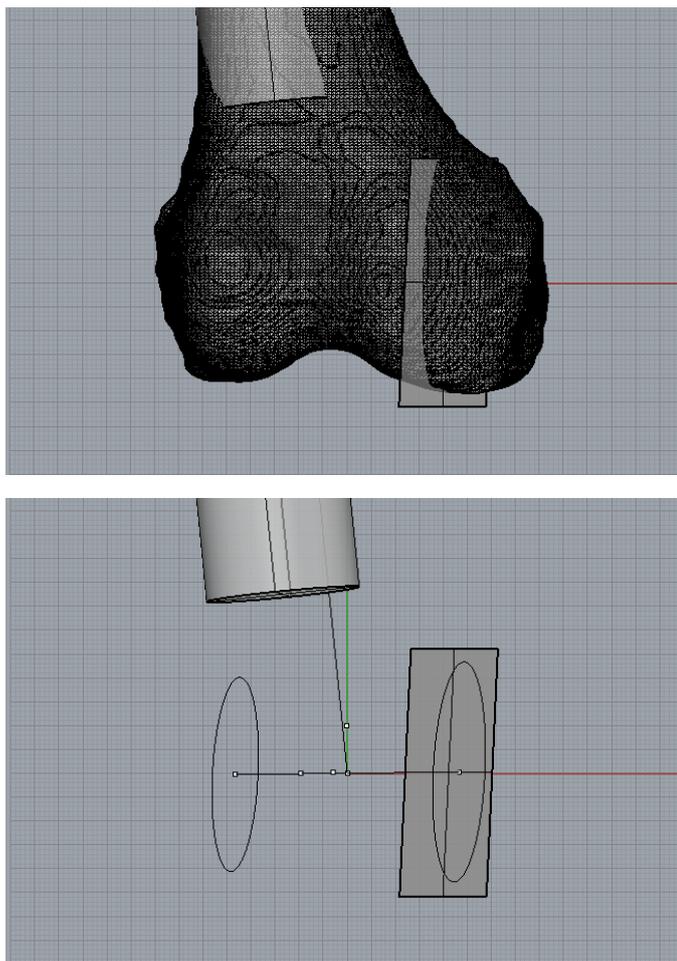


**Figura 19** - Aquisição do modelo 3D a partir do software Amira<sup>®</sup>

Após a criação do modelo 3D, o arquivo .stl foi processado nos programas de desenho industrial Geomagic<sup>®</sup> (Rock Hill, USA) e Rhinoceros<sup>®</sup> (McNeel, Seattle, WA)<sup>81</sup>.

### 3.2.5.1. Construção do sistema de coordenadas do fêmur

O presente estudo utilizou o centro geométrico do fêmur como origem do sistema de coordenadas, o qual é formado pela intersecção entre o eixo que passa pelo centro dos côndilos femoral medial e lateral e o eixo anatômico longo do fêmur. A projeção do eixo longo do fêmur no ponto médio do eixo geométrico determina a origem do sistema de coordenadas do fêmur<sup>80,81</sup> (Figura 20).

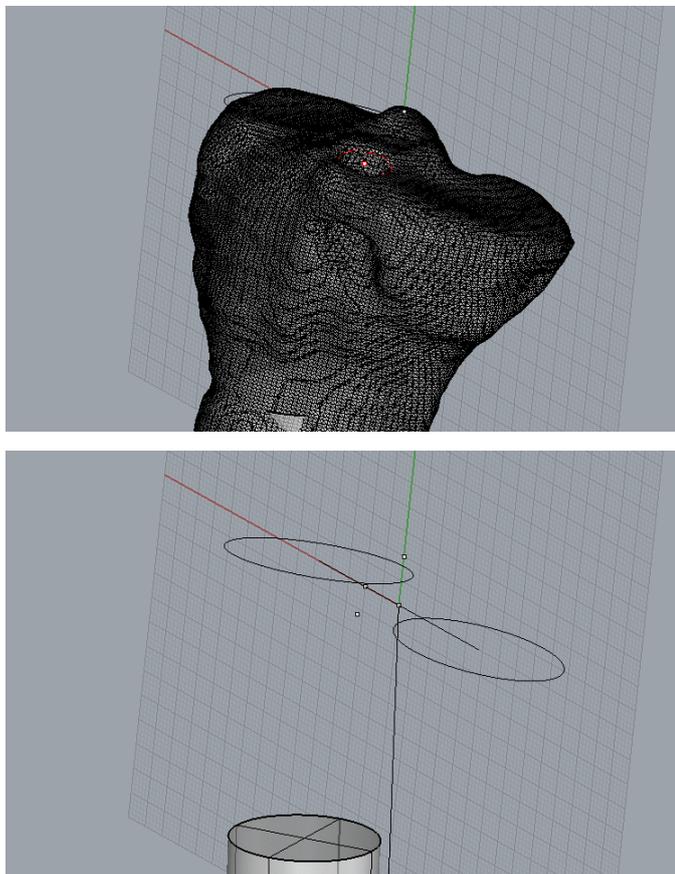


**Figura 20** - Sistema de coordenadas do fêmur – Imagem superior: reconstrução 3D do fêmur (RhinoCeros®); imagem inferior: sistema de coordenadas do fêmur. Notar a intersecção entre o eixo geométrico do fêmur e o eixo anatômico

#### 3.2.5.2. Construção do sistema de coordenadas da tíbia

O centro do sistema de coordenadas da tíbia é formado pela intersecção entre a projeção do eixo anatômico da tíbia por sobre o ponto médio do eixo médio-lateral do planalto tibial. O eixo médio-lateral, por sua vez, é formado por uma linha entre os centroides de duas formas ovais que cobrem a maior superfície dos platôs tibiais medial e lateral<sup>7,80,81</sup>.

O eixo anteroposterior, por definição, é perpendicular aos eixos médio-lateral e eixo longo da tibia<sup>7,80,81</sup> (Figura 21).



**Figura 21** - Sistema de coordenadas da tibia – Imagem superior: reconstrução 3D da tibia (Rhinoceros®); imagem inferior: sistema de coordenadas da tibia. Notar a intersecção entre o centro dos platôs tibiais medial e lateral e a projeção do eixo anatômico da tibia

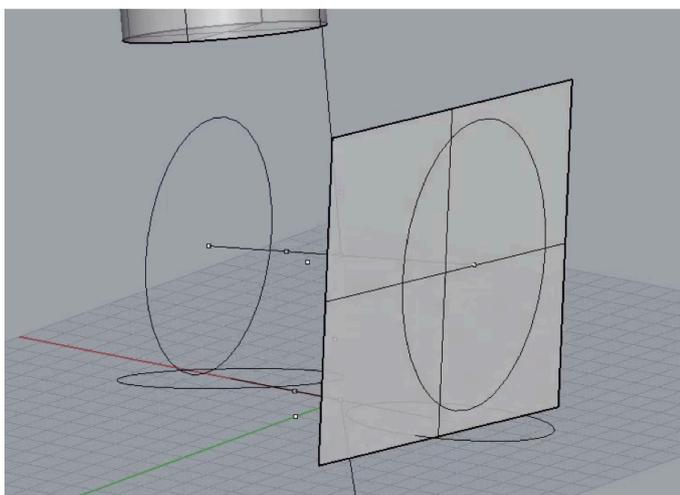
### 3.2.5.3. Definição da orientação dos eixos de movimento

A flexão foi definida como a angulação entre os eixos longos do fêmur e da tibia, projetados no plano sagital da tibia.

A rotação do joelho foi mensurada de forma semelhante ao trabalho clássico de Grood & Suntay et al.<sup>82</sup>. A rotação interna/externa foi definida

como a rotação do eixo geométrico do fêmur no plano transverso da tibia (perpendicular ao eixo longo da tibia) <sup>7,81</sup>.

Já a translação anteroposterior tibiofemoral, foi definida como o movimento do centro geométrico do fêmur projetado por sobre o eixo anteroposterior da tibia <sup>80</sup> (Figura 22).



**Figura 22** - Relação entre os sistemas de coordenadas do fêmur e da tibia

### 3.2.6. Protocolo

A pelve foi estabilizada na mesa de cirurgia, permitindo amplitude completa do arco de movimento do joelho e do quadril. Conforme o estudo de Bedi et al. <sup>9</sup>, não foram utilizadas faixas de suporte na altura da coxa ou da perna.

A tenotomia proximal dos tendões adutores e isquiotibiais na bacia, secção dos músculos quadríceps em sua origem e tenotomia do tendão do

calcâneo foram realizados a fim de permitir total amplitude de movimento do membro inferior. Nenhuma estrutura estabilizadora do joelho foi removida ou seccionada.

Os testes foram executados em 4 etapas, após a realização da artrotomia parapatelar medial: (1) LCA intacto; (2) ressecção do LCA sob visualização direta; (3) primeira reconstrução anatômica do LCA na posição AM ou Central, de acordo com o processo de randomização; (4) segunda reconstrução anatômica do LCA.

Em cada etapa foram realizados o teste de Lachman ou translação anterior da tibia, por meio do dinamômetro manual (68 N), e o teste do “*pivot-shift*” mecanizado com 3 movimentos de flexão e extensão do joelho, conforme descrito anteriormente.

### *3.2.7. Análise estatística*

O cálculo do tamanho da amostra teve como base os cinco primeiros experimentos. Para o desfecho principal, a diferença mínima entre as médias foi de  $1,92^\circ$  e o desvio padrão foi de  $1,42^\circ$ . O tamanho da amostra calculado foi de 15 (grupos = 4,  $\alpha = 0,05$ ,  $\beta = 0,80$ , tamanho da amostra para ANOVA, SigmaPlot 12.5).

A análise estatística foi realizada após o fechamento do banco de dados, sem possibilidade de alteração posterior do mesmo.

O teste estatístico utilizado para avaliar os dados da cinemática do joelho (translação anteroposterior, rotação interna/externa e flexo-extensão do joelho) com o aparelho de “*pivot shift*” foi a Análise da Variância de Medidas Repetidas com dois fatores (2-way RM ANOVA), sendo os fatores: grau de flexão do joelho e os diferentes grupos (LCA intacto, deficiência do LCA, reconstrução anatômica anteromedial e reconstrução anatômica central) <sup>17,19</sup>. Para os dados referentes ao teste de Lachman, foi utilizada a Análise da Variância de Medidas Repetidas com um fator (1-way RM ANOVA).

O teste *post-hoc*, para comparação entre os grupos apontados como diferentes, foi o teste de Duncan para comparações múltiplas pareadas.

O teste t pareado foi utilizado para a comparação demográfica entre o posicionamento dos túneis tomográficos nas cirurgias de reconstrução anatômica AM e Central, após verificação da normalidade (Shapiro-Wilk) e variância.

A significância estatística foi definida como  $P < 0,05$  (duas caudas), e os testes estatísticos foram processados no programa SigmaPlot 12.5 (for Windows).

O poder do estudo foi calculado de acordo com os resultados finais dos quatro grupos (LCA intacto, deficiência do LCA, reconstrução anatômica anteromedial do LCA e reconstrução anatômica central do LCA) admitindo-se  $\alpha = 0,05$ . A mínima diferença entre as médias foi de  $1,5^\circ$ , e o desvio

padrão foi de 1,1°. O poder do estudo calculado foi de 85,5% (Poder do estudo para ANOVA, SigmaPlot 12.5)

## 4. RESULTADOS

---

## 4. RESULTADOS

### 4.1. Avaliação demográfica

Foram avaliados 15 indivíduos do sexo masculino, com média de idade e desvio padrão de  $65,3 \pm 9,8$  anos. A partir do processo de randomização dos membros, foram utilizados 7 membros inferiores do lado direito e 8 membros inferiores do lado esquerdo.

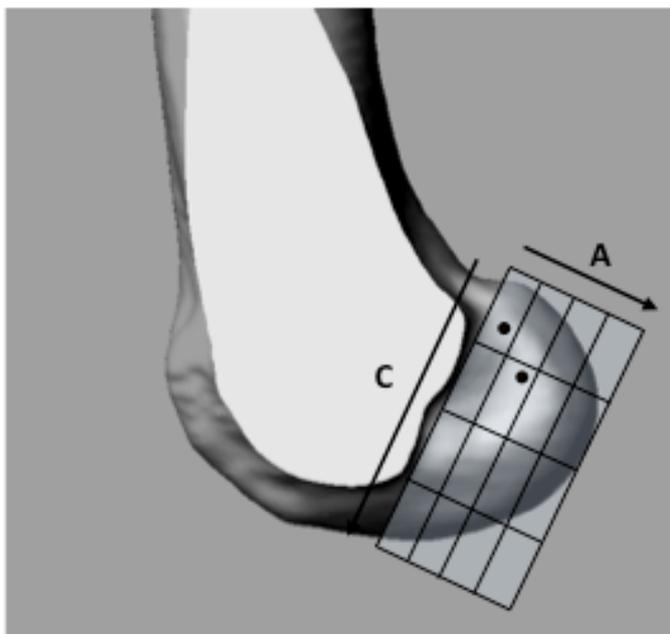
Em todos os indivíduos incluídos no estudo as estruturas estabilizadoras centrais do joelho estavam presentes, não foram observados desvios importantes do eixo mecânico, nem evidências de lesão do menisco, osteoartrose moderada ou grave ou tratamento cirúrgico prévio.

Do total de 30 cirurgias, 8 cirurgias com túneis na posição inicial anteromedial e 7 túneis na posição inicial central foram confeccionados na primeira etapa do experimento, de acordo com o processo de randomização.

Não foi identificada variação na posição dos túneis realizados entre as cirurgias de reconstrução do LCA na primeira e na segunda etapa do experimento. Método de Bernard & Hertel<sup>77</sup> no fêmur, posição anteromedial – comprimento:  $18,6\% \pm 4,3\%$  vs.  $23,4\% \pm 6,4\%$ , respectivamente ( $P > 0,05$ ); altura:  $23,8\% \pm 7,9\%$  vs.  $30,6\% \pm 14,6\%$ , respectivamente ( $P > 0,05$ ). Método de Lorenz et al.<sup>47</sup> na tíbia, posição anteromedial – comprimento:

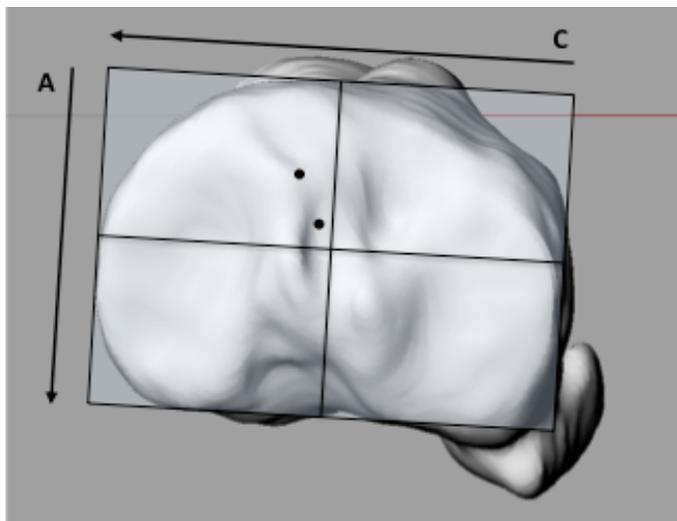
57,1% ± 4,1% vs. 55,5% ± 4,2%, respectivamente ( $P > 0,05$ ); altura: 30,4% ± 5,4% vs. 30,7% ± 3,1%, respectivamente ( $P > 0,05$ ).

As posições dos túneis no fêmur avaliadas pelo método de Bernard & Hertel <sup>77</sup> nos grupos anteromedial e central foram significativamente diferentes (teste-t pareado,  $P < 0,001$ ). O valor médio e desvio padrão dos túneis na reconstrução anatômica anteromedial (comprimento: 20,8% ± 5,7% e altura: 27,0% ± 11,6%) e central (comprimento: 39,5% ± 5,1% e altura: 52,4% ± 9,6%) estão representados graficamente na Figura 23.



**Figura 23** - Representação gráfica do valor médio do posicionamento dos túneis anteromedial e central no fêmur. A = altura do côndilo femoral; C = comprimento do côndilo femoral

As posições dos túneis na tíbia também foram diferentes entre os grupos anteromedial e central (teste-t pareado,  $P < 0,001$ ). O valor médio e desvio padrão dos túneis na reconstrução anatômica anteromedial (comprimento:  $56,4\% \pm 4,1\%$  e altura:  $51,4\% \pm 2,4\%$ ) e central (comprimento:  $30,6\% \pm 4,3\%$  e altura:  $43,2\% \pm 5,7\%$ ) estão representados graficamente na Figura 24.

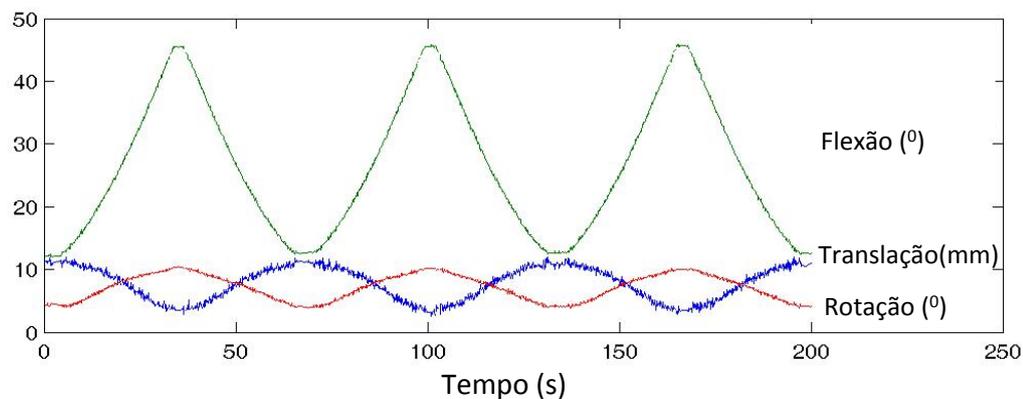


**Figura 24** - Representação gráfica do valor médio do posicionamento dos túneis anteromedial e central na tíbia. A = altura (distância anteroposterior), C = comprimento (distância lateromedial)

#### 4.3. Avaliação da cinemática do joelho

O Gráfico 1 ilustra a cinemática do joelho de um indivíduo a partir da decomposição do movimento em relação à translação anteroposterior, rotação interna/externa e flexão do joelho.

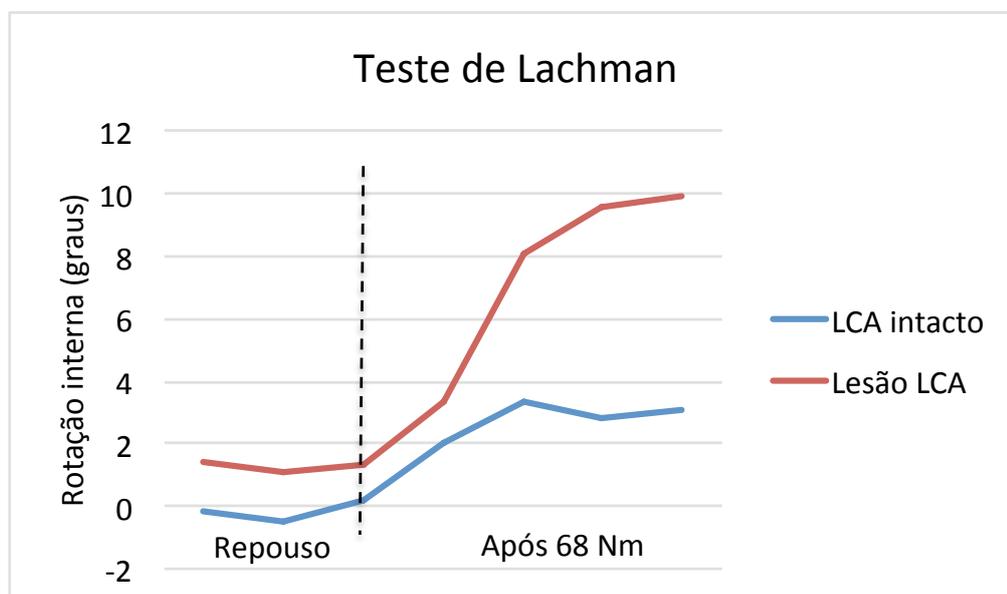
**Gráfico 1** - Exemplo da decomposição da cinemática do joelho durante a flexão e extensão do mesmo



#### 4.3.1. Lachman instrumentado

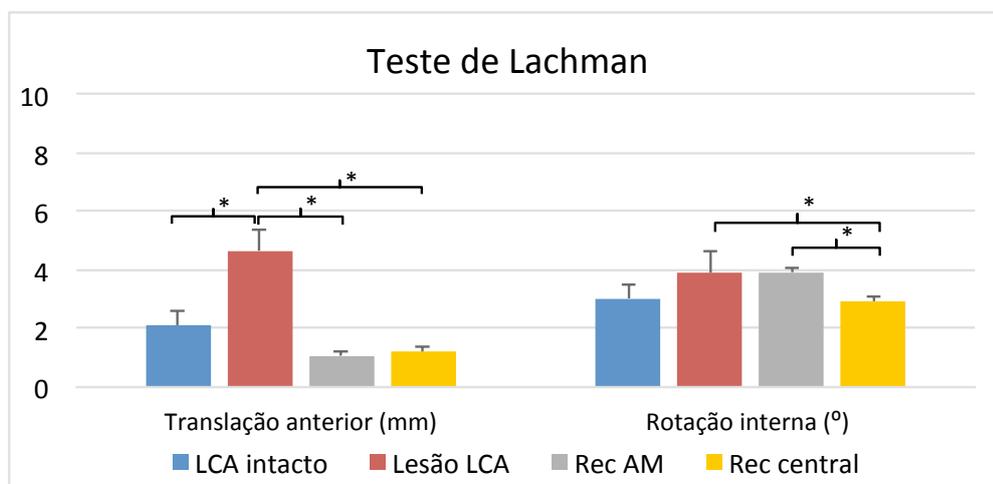
O Gráfico 2 ilustra o teste de Lachman de um mesmo indivíduo, antes e após a ressecção do LCA. As curvas representam o período anterior e posterior à aplicação da tração anterior da tibia (68 N).

**Gráfico 2** - Teste de Lachman: translação anterior da tibia em relação ao fêmur, antes e após a ressecção do LCA



A comparação entre os testes de Lachman dos grupos reconstrução anatômica do LCA na posição central, reconstrução anatômica AM, LCA íntegro e LCA deficiente é apresentada no Gráfico 3.

**Gráfico 3** - Teste de Lachman – comparação da cinemática do joelho entre os grupos com LCA íntegro, deficiência do LCA e após as duas reconstruções do LCA



1-Way RM ANOVA, \* = P < 0,05

Rec AM = reconstrução do LCA na posição anteromedial; Rec central = reconstrução do LCA na posição central. 2-Way RM ANOVA, \*P < 0,05.

As diferenças entre as médias dos grupos e o valor de  $\alpha$  estão expressas nas tabelas 1 e 2 para os testes de Lachman, com relação à rotação interna e translação anterior da tíbia (Tabelas 1 e 2).

**Tabela 1** – Teste de Lachman. Comparação da rotação interna ( $^{\circ}$ ) entre os grupos LCA intacto, deficiência do LCA, reconstrução anatômica anteromedial e reconstrução anatômica central do LCA

| Grupos                          | Diferença das médias | p | q    | P      |
|---------------------------------|----------------------|---|------|--------|
| LCA intacto vs. Deficiência LCA | 0,88                 | 2 | 2,75 | 0,06   |
| AM Rec vs. C Rec                | 0,99                 | 4 | 3,11 | 0,04*  |
| AM Rec vs. Deficiência LCA      | 0,02                 | 2 | 0,06 | 0,97   |
| C Rec vs. Deficiência LCA       | 0,97                 | 3 | 3,05 | 0,047* |
| AM Rec vs. LCA intacto          | 0,89                 | 3 | 2,81 | 0,07   |
| C Rec vs. LCA intacto           | 0,10                 | 2 | 0,30 | 0,83   |

Fonte: dados da pesquisa – IOT HC-FMUSP.

Nota: AM Rec = reconstrução anatômica anteromedial do LCA; C Rec = reconstrução anatômica central do LCA. Diferença das médias em graus. \*= 1-Way RM ANOVA.

**Tabela 2** – Teste de Lachman. Comparação da translação anterior (mm) entre os grupos LCA intacto, deficiência do LCA, reconstrução anatômica anteromedial e reconstrução anatômica central do LCA

| Grupos                          | Diferença das médias | p | q    | P        |
|---------------------------------|----------------------|---|------|----------|
| LCA intacto vs. Deficiência LCA | 2,56                 | 2 | 4,34 | <0,001*  |
| AM Rec vs. C Rec                | 0,12                 | 2 | 0,20 | 0,84     |
| AM Rec vs. Deficiência LCA      | 3,58                 | 3 | 6,08 | <0,001*  |
| C Rec vs. Deficiência LCA       | 3,47                 | 4 | 5,88 | < 0,001* |
| AM Rec vs. LCA intacto          | 1,02                 | 2 | 1,73 | 0,24     |
| C Rec vs. LCA intacto           | 0,90                 | 3 | 1,53 | 0,25     |

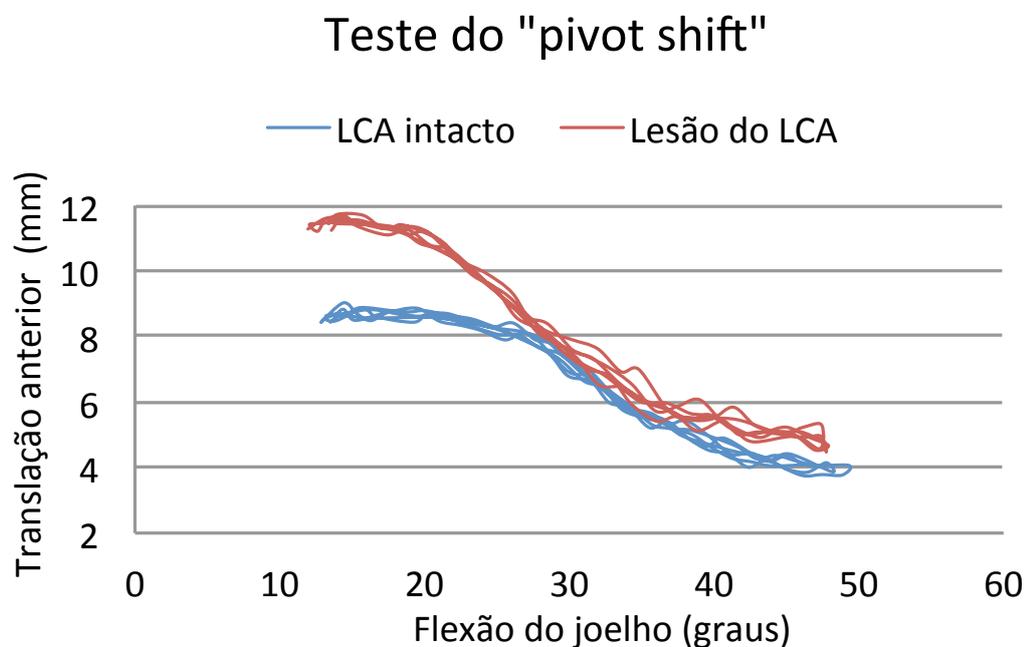
Fonte: dados da pesquisa – IOT HC-FMUSP.

Nota: AM Rec = reconstrução anatômica anteromedial do LCA; C Rec = reconstrução anatômica central do LCA. Diferença das médias em mm. \*= 1-Way RM ANOVA.

#### 4.3.2. “Pivot shift” instrumentado

O Gráfico 4 ilustra o momento da redução da subluxação anterior da tibia de um indivíduo no teste do “pivot shift” instrumentado, no mesmo joelho, com deficiência do LCA e com o LCA intacto.

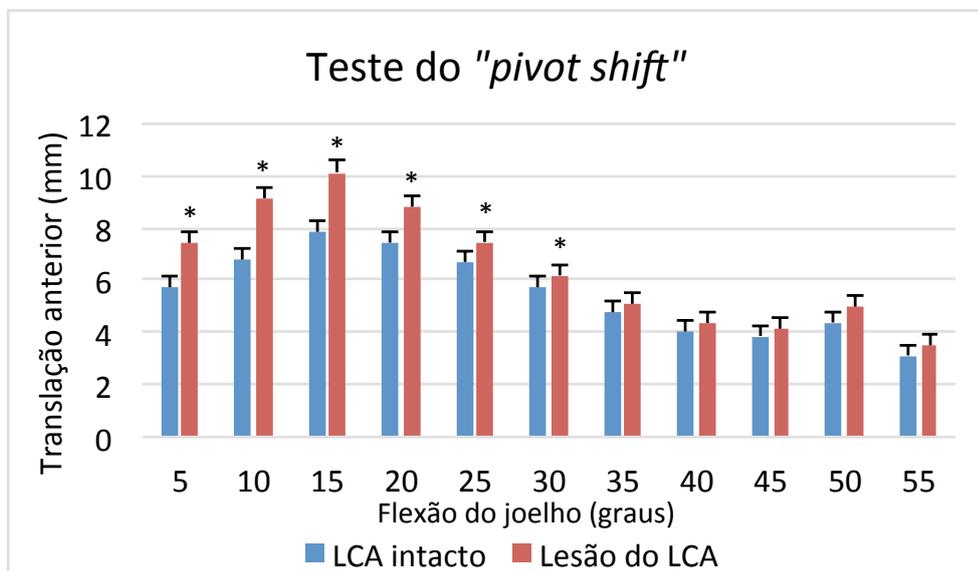
**Gráfico 4** - Translação anterior da tibia em diferentes graus de flexão do joelho de um indivíduo no teste do "pivot shift", antes e após a lesão do LCA



Notar a redução da subluxação do joelho (encontro entre as curvas) próximo a 30°.

O Gráfico 5 mostra o comportamento da subluxação do joelho no grupo lesão do LCA em comparação com o grupo LCA intacto durante os momentos iniciais do teste do "pivot shift", da extensão para a flexão do joelho.

**Gráfico 5** - Comparação entre os grupos LCA intacto e deficiência do LCA nos diferentes graus de flexão do joelho com relação ao parâmetro translação anterior no teste do “*pivot shift*”

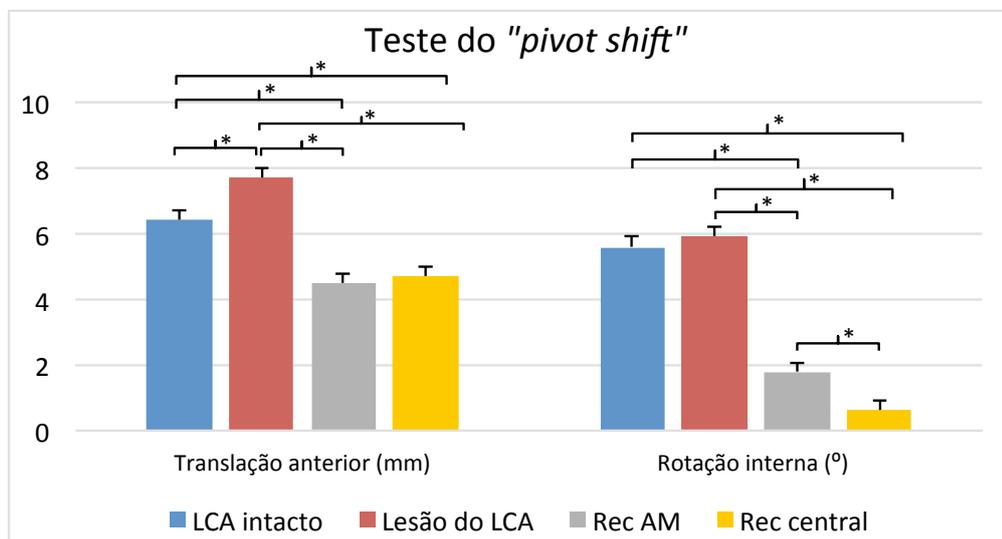


one-way RM ANOVA, \* =  $P < 0.05$

Notar a diferença entre os grupos, que representa a subluxação do joelho até 30° do grupo deficiência do LCA. 1-Way RM ANOVA,  $P < 0,05$ .

As comparações entre os grupos reconstrução anatômica do LCA na posição central, reconstrução anatômica AM, LCA íntegro e LCA deficiente com relação à translação anterior e rotação interna no teste do “*pivot shift*” instrumentado são apresentadas no Gráfico 6.

**Gráfico 6** - Teste do “*pivot shift*” – comparação da cinemática do joelho entre os grupos LCA intacto, lesão do LCA e após as duas reconstruções do LCA



Nota: Rec AM = reconstrução do LCA na posição anatômica anteromedial; Rec central = reconstrução do LCA na posição anatômica central. 2-Way RM ANOVA, \*P < 0,05.

A diferença entre as médias dos grupos e o valor de  $\alpha$  estão expressos nas tabelas 3 e 4 para os testes do “*pivot shift*” com relação à rotação interna e translação anterior da tíbia, respectivamente (Tabelas 3 e 4).

**Tabela 3** – Teste do “*pivot shift*” instrumentado. Comparação da rotação interna ( $^{\circ}$ ) entre os grupos LCA intacto, deficiência do LCA, reconstrução anatômica anteromedial e reconstrução anatômica central do LCA

| Grupos                          | Diferença das médias | p | q     | P       |
|---------------------------------|----------------------|---|-------|---------|
| LCA intacto vs. Deficiência LCA | 0,32                 | 2 | 1,00  | 0,48    |
| AM Rec vs. C Rec                | 1,21                 | 2 | 3,84  | 0,01*   |
| AM Rec vs. Deficiência LCA      | 4,14                 | 3 | 13,22 | <0,001* |
| C Rec vs. Deficiência LCA       | 5,35                 | 4 | 17,06 | <0,001* |
| AM Rec vs. LCA intacto          | 3,83                 | 2 | 12,21 | <0,001* |
| C Rec vs. LCA intacto           | 5,03                 | 3 | 16,06 | <0,001* |

Fonte: dados da pesquisa – IOT HC-FMUSP.

Nota: AM Rec = reconstrução anatômica anteromedial do LCA; C Rec = reconstrução anatômica central do LCA. Diferença das médias em graus. \*= 2-Way RM ANOVA.

**Tabela 4** – Teste do “*pivot shift*” instrumentado. Comparação da translação anterior (mm) entre os grupos LCA intacto, deficiência do LCA, reconstrução anatômica anteromedial e reconstrução anatômica central do LCA

| Grupos                          | Diferença das médias | p | q    | P        |
|---------------------------------|----------------------|---|------|----------|
| LCA intacto vs. Deficiência LCA | 1,33                 | 2 | 3,01 | 0,04*    |
| AM Rec vs. C Rec                | 0,28                 | 2 | 0,62 | 0,66     |
| AM Rec vs. Deficiência LCA      | 3,28                 | 4 | 7,42 | <0.001*  |
| C Rec vs. Deficiência LCA       | 3,01                 | 3 | 6,80 | < 0.001* |
| AM Rec vs. LCA intacto          | 1,95                 | 3 | 4,41 | 0,005*   |
| C Rec vs. LCA intacto           | 1,68                 | 2 | 0,62 | 0,67     |

Fonte: dados da pesquisa – IOT HC-FMUSP.

Nota: AM Rec = reconstrução anatômica anteromedial do LCA; C Rec = reconstrução anatômica central do LCA. Diferença das médias em mm. \*= 2-Way RM ANOVA.

## 5. DISCUSSÃO

---

## 5. DISCUSSÃO

Com relação aos estudos biomecânicos em cadáveres, o presente estudo possui um número relativamente grande de procedimentos cirúrgicos, tendo sido realizadas 30 reconstruções anatômicas do LCA. Outros estudos biomecânicos semelhantes possuíam entre 7 e 24 reconstruções anatômicas do LCA, o que sugere uma robustez metodológica em favor deste trabalho <sup>9,17,24,25,32,39,83</sup>.

Este estudo possibilitou a utilização de todo o membro inferior, sendo que as articulações adjacentes ao joelho foram preservadas (quadril e tornozelo), como no estudo de Ahlden et al. <sup>18</sup>. Essa preservação teve por objetivo permitir a reprodução da cinemática do joelho da forma mais próxima da realidade, conforme descrito por Monaco et al. <sup>16</sup>.

Também este protocolo possui a vantagem de realizar toda a coleta de dados de diferentes condições experimentais no mesmo joelho. Desta forma, as variações inter-espécime foram eliminadas pela análise de medidas repetidas <sup>15</sup>.

Além disso, antes do início do experimento, uma artrotomia anteromedial foi realizada a fim de proporcionar as mesmas condições de teste para todas as etapas do experimento. E a randomização da posição do túnel na primeira cirurgia, permitiu equilibrar a influência do primeiro procedimento sobre o segundo procedimento cirúrgico <sup>19,39</sup>.

O presente estudo foi o primeiro a avaliar, sem a necessidade de lesões associadas para aumentar a instabilidade do joelho, o “*pivot shift*” instrumentado em duas cirurgias de reconstrução anatômica do LCA, além dos grupos LCA intacto e deficiência do LCA.

Esta informação é relevante pois proporciona maior rigor metodológico ao estudo, quando comparamos o real significado clínico das reconstruções anatômicas do LCA nas posições pretendidas, em relação ao joelho sem e com lesão do LCA.

Cross et al.<sup>39</sup>, por exemplo, avaliaram os quatro grupos (LCA intacto e lesionado, reconstrução anatômica anteromedial e central), porém realizaram a ressecção dos meniscos medial e lateral para aumentar a instabilidade do joelho. Por esse motivo, não foram capazes de avaliar o efeito isolado da lesão do LCA nos joelhos com reconstruções ligamentares anatômicas.

Os demais trabalhos, como o de Diermann et al.<sup>17</sup>, avaliaram o período controle com LCA intacto, lesão do LCA, e somente uma variação da reconstrução anatômica. Já o trabalho de Bedi et al.<sup>24</sup> avaliou os mesmos grupos de LCA intacto e deficiência do LCA, porém não comparou técnicas distintas de reconstrução anatômica do LCA. O estudo de Mushal et al.<sup>83</sup>, por sua vez, avaliou os grupos LCA intacto e LCA lesionado, e três grupos de reconstrução do LCA (duas bandas anatômicas, uma banda anatômica e uma banda não anatômica). Entretanto, Mushal et al.<sup>83</sup> também ressecaram os meniscos para aumentar a instabilidade do joelho.

Lane et al.<sup>14</sup>, em seu estudo, não realizaram testes no joelho com o LCA intacto, e não puderam concluir sobre o efeito da reconstrução do LCA sobre a cinemática normal do joelho.

A metodologia utilizada no presente estudo possibilitou uma mensuração reprodutível e confiável do fenômeno do “*pivot shift*”, sendo capaz de identificar a participação do LCA na cinemática do joelho e detectar diferenças significativas na decomposição do “*pivot shift*” entre os joelhos com LCA intacto, deficiência do LCA e após as reconstruções ligamentares.

Não é de nosso conhecimento um sistema de provocação do “*pivot shift*” desenvolvido para avaliação da reconstrução anatômica do LCA com utilização de cabo e polias<sup>32</sup>. O nosso aparelho de “*pivot shift*” possibilitou que cargas pré-definidas fossem aplicadas por toda a amplitude do movimento, de forma constante.

Esta questão foi apontada por Pearle et al.<sup>61</sup> como um desafio a ser resolvido nos atuais sistemas. Bedi et al.<sup>24</sup>, por exemplo, utilizaram um sistema estático de cintas a 45° para realizar a força em valgo na tíbia proximal. Entretanto, não foram capazes de aplicar rotação interna por este sistema.

Semelhante à técnica descrita por Galway et al.<sup>56</sup>, o nosso aparelho de “*pivot shift*” mecanizado permitiu a compressão do compartimento lateral a partir de um momento em valgo e rotação interna, durante um ciclo controlado de flexão e extensão do joelho. Os vetores de força possibilitaram

que a tíbia iniciasse o movimento subluxada em relação ao fêmur, e que houvesse a redução da mesma durante o movimento de flexão do joelho <sup>19</sup>.

A redução da subluxação do joelho no presente estudo ocorreu em torno de 30°, compatível com os valores obtidos nos trabalhos de Lane et al. <sup>14</sup>, Tanaka et al. <sup>20</sup> e Bedi et al. <sup>9</sup>.

Os trabalhos que reproduzem o teste do “*pivot shift*” com braços mecânicos, ao invés do CPM, utilizam células de carga para mensurar a força aplicada ao sistema durante a flexão do joelho, sendo a força, geralmente, decomposta em dois vetores: valgo e rotação interna.

Driscoll et al. <sup>32</sup> utilizaram vetores de força de 10 N de valgo e 5 Nm de rotação interna. Já Kato et al. <sup>25</sup> descreveram um valor de torque combinado de 7 N de valgo e 5 Nm de rotação interna, e Diermann et al. <sup>17</sup> relataram 10 N de valgo e 4 Nm de rotação interna. Os valores dos vetores calculados para o nosso sistema foram próximo aos propostos pelos estudos apresentados.

A aplicação contínua da força ao longo de todo o arco de movimento na tuberosidade da tíbia, representa um local mais próximo do ponto de aplicação de força em um exame físico do “*pivot shift*” do que um braço robótico poderia executar nas extremidades ósseas.

Além disso, o funcionamento e a precisão do nosso sistema de “*pivot shift*” instrumentado foram verificados pela reprodução das alterações

biomecânicas decorrentes da lesão do LCA capturadas pelo sistema de rastreamento óptico.

Com relação ao teste de Lachman, julgamos que os trabalhos de Cross et al.<sup>39</sup> e Bedi et al.<sup>9</sup> possuíam valor mais apropriado de tração anterior (68 N), por se tratar de carga aplicada diretamente ao osso. Outros autores que utilizaram 134 N de tração anterior, distribuíram essa força sobre partes moles (artrômetro KT-1000) ou aplicaram a carga em áreas distantes à superfície articular do joelho, como no caso dos braços robóticos<sup>17,32</sup>. Nosso estudo preliminar mostrou que a força de 134 N, aplicada diretamente ao osso, poderia comprometer a integridade da interface entre o enxerto e o parafuso de fixação. Kato et al.<sup>25</sup>, por sua vez, optaram por utilizar 89 N para realizar o mesmo teste de Lachman.

A tecnologia utilizada neste trabalho, para digitalizar e processar as formas geométricas e analisar a cinemática do joelho, possui embasamento sólido na literatura e é amplamente empregada por outros grupos de pesquisadores<sup>80,81</sup>.

Outra característica que colabora para a qualidade metodológica do presente estudo é a obtenção dos pontos do sistema de rastreamento óptico a partir das imagens tomográficas digitalizadas de cada espécime de cadáver. Não foram utilizados modelos pré-configurados do joelho<sup>16</sup>.

O sistema de rastreamento óptico e *“pivot shift”* instrumentado é uma ferramenta confiável para avaliar a estabilidade do joelho. Musahl et al.<sup>19</sup>

identificaram valores de acurácia semelhantes aos do nosso estudo (1 grau e 1 mm) em seu sistema de navegação e “*pivot shift*”. Pearle et al.<sup>60</sup>, por sua vez, compararam o sistema de navegação de seu experimento com um braço robótico de precisão capacitado de sensor de posição e obtiveram valores de acurácia de 0,3 mm e 0,2 graus.

Mostramos, em nosso estudo, não haver diferenças na localização dos túneis do primeiro e do segundo procedimento. Esta informação demográfica é valiosa, pois confirma que a enxertia do túnel com tarugo ósseo foi eficiente em manter os túneis na posição pretendida, mesmo após a confecção do segundo túnel<sup>39</sup>.

Ressaltamos que esta avaliação é importante, pois o segundo túnel poderia migrar para a região de maior fragilidade óssea, representada pela área de enxertia do primeiro túnel na posição central.

Na revisão sistemática de Piefer et al.<sup>46</sup>, a média do comprimento e da altura dos feixes anatômicos do LCA no fêmur pelo método de Bernard & Hertel<sup>77</sup>, em oito trabalhos selecionados, foi de 21,5% e 23,1% para a posição anteromedial, e 28,5% e 35,2% para a posição central do LCA. Lorenz et al.<sup>47</sup>, por sua vez, identificaram a posição do feixe anteromedial em 21% do comprimento e 22% da altura.

Contudo, quando revisamos os estudos que avaliaram a posição dos túneis femorais na reconstrução anatômica, notamos que existe maior distância entre os pontos centrais dos túneis em comparação aos valores

dos estudos anatômicos que se propuseram a identificar os feixes originais do LCA.

Forsythe et al.<sup>3</sup>, por exemplo, evidenciam este distanciamento entre os túneis pelo método de Bernard & Hertel. A posição aferida para o feixe anteromedial com relação ao comprimento e altura, no estudo de Forsythe et al.<sup>3</sup>, foi de 21,7% e 35,1%, e de 33,2% e 55,3% para o feixe posterolateral.

O presente estudo, apesar de identificar sob visualização direta as posições anatômicas anteromedial e central das fibras originais do ligamento, também identificou valores próximo aos do estudo de Forsythe et al.<sup>3</sup>.

Kondo et al.<sup>15</sup> argumentam que a posição dos túneis, criada nos modelos experimentais, poderia ser diferente das posições realizadas nas cirurgias em pacientes no centro cirúrgico, visto que nem sempre é possível recriar os túneis exatamente na posição desejada.

Como na reconstrução do LCA os túneis são geralmente oblíquos e a distribuição de força não é exatamente no centro do enxerto, e sim em uma região mais periférica do túnel, de acordo com a linha de tensão entre os dois túneis, julgamos que a diferença encontrada entre os estudos de dissecação anatômica e os estudos de reconstrução anatômica dos túneis do LCA, incluindo o nosso, determinam pontos centrais semelhantes e adequados para a correta interpretação da cinemática do joelho na reconstrução do LCA.

Com relação à tibia, a revisão sistemática de Hwang et al.<sup>45</sup> identificou dois trabalhos que utilizaram as coordenadas x (mediolateral) e y (anteroposterior) para descrever o posicionamento dos túneis na reconstrução anatômica do LCA: Forsythe et al.<sup>3</sup> (túnel anteromedial: 50,5% e 25,0%, respectivamente; túnel posterolateral: 52,4% e 46,4%, respectivamente) e Lorenz et al.<sup>47</sup> (túnel anteromedial: 52% e 37%, respectivamente; túnel posterolateral: 50% e 48%, respectivamente).

Tsukada et al.<sup>20</sup> descreveram, em seu estudo anatômico com 36 joelhos de cadáveres, o posicionamento nas coordenadas x e y dos túneis anteromedial (53,5% e 37,6%, respectivamente); e posterolateral (48,8% e 50,1%, respectivamente).

Os posicionamentos dos túneis tibiais, em nosso estudo, foram bastante semelhantes aos apresentados pela literatura, sendo que o túnel central ficou em uma localização intermediária entre os túneis anteromedial e posterolateral.

O teste do LCA na condição intacta nos proporcionou, além de estabelecer um padrão de estabilidade de referência para comparação entre os grupos operados, informações importantes sobre a biomecânica do LCA no joelho intacto em relação à deficiência do mesmo<sup>32</sup>. Essa avaliação permitiu confirmar alguns conceitos sobre a biomecânica do LCA, propostos por Galway et al.<sup>56</sup>.

Vimos que a ressecção completa e isolada do LCA, quando comparada ao grupo LCA intacto, foi responsável somente pelo aumento da translação anterior da tíbia no teste do “*pivot shift*” instrumentado, e não da rotação interna da tíbia no mesmo teste <sup>16</sup>. Lie et al. <sup>35</sup> argumentam que a deficiência do LCA possui pouco efeito na estabilidade rotatória do joelho.

Ou seja, a subluxação que antecede a redução do joelho, no teste do “*pivot shift*”, apresentou diferença significativa somente no componente de translação anterior, e não no componente de rotação interna <sup>14,17</sup>. Outros autores também demonstraram este padrão nos joelhos com LCA deficiente <sup>14,17,20,59,62</sup>.

Diermann et al. <sup>17</sup> afirmam que a integridade do LCA não afeta a rotação interna da tíbia. Somente após a ressecção completa das duas bandas (anteromedial e posterolateral) do LCA, nesta sequência, é que Diermann et al. <sup>17</sup> visualizaram um aumento da translação anterior da tíbia, no teste do “*pivot shift*” instrumentado.

Zantop et al. <sup>8</sup> observaram o mesmo fenômeno com relação à translação anterior da tíbia no teste do “*pivot shift*”. Somente após a ressecção do feixe posterolateral, precedida pela ressecção do feixe anteromedial, houve aumento significativo da translação anterior da tíbia.

O achado mais importante do presente trabalho foi a menor rotação interna observada no grupo pós-operatório de reconstrução anatômica do

LCA na posição central, quando comparada ao grupo de reconstrução anatômica na posição anteromedial no teste do “*pivot shift*” instrumentado.

O presente estudo demonstraram achados que, em conjunto com outros estudos biomecânicos semelhantes, podem auxiliar o cirurgião ortopédico na tomada de decisão e escolha do melhor posicionamento dos túneis ósseos na reconstrução anatômica do LCA <sup>84</sup>.

Driscoll et al. <sup>32</sup> também evidenciaram que, com relação à reconstrução do LCA na posição anteromedial, a reconstrução na posição central da origem femoral do LCA poderia melhorar a estabilidade rotatória sem sacrificar a estabilidade anterior <sup>32</sup>.

Já Cross et al. <sup>39</sup> argumentam que a reconstrução na posição central, entre os feixes AM e PL, proporcionaria melhor controle rotacional. Além disso, a reconstrução na posição central seria intuitivamente mais “anatômica” do que a reconstrução AM em uma região mais excêntrica do ligamento <sup>39</sup>.

Dois estudos de Bedi et al. <sup>9,24</sup> concluíram que a reconstrução anatômica do LCA na posição central foi efetiva no controle da instabilidade do joelho, em comparação ao grupo com deficiência do LCA, e que não havia diferença com relação ao grupo LCA intacto, lembrando que neste experimento também houve a ressecção dos meniscos medial e lateral.

Também observamos que houve menor rotação interna nas duas reconstruções anatômicas, quando comparadas ao grupo deficiência do LCA.

Driscoll et al.<sup>32</sup>, por sua vez, confirmam que a reconstrução anatômica restaurou a estabilidade anterior e rotacional do joelho no teste do “*pivot shift*”, aproximando-se à condição do LCA intacto.

Em contrapartida, os autores que defendem a confecção dos túneis na posição anteromedial advogam que o feixe AM é maior, mais isométrico e resiste a maiores tensões<sup>25,39</sup>.

A pequena diferença entre as médias estatisticamente significativas entre os diferentes grupos pode ser uma fraqueza do presente estudo, apesar de o estudo ter sido bem desenhado e conduzido apropriadamente, aumentando a validade interna do mesmo.

Em contrapartida, o “*effect size*” ou tamanho do efeito do presente estudo está de acordo com outros trabalhos biomecânicos publicados, e o poder do estudo calculado de 85% é considerado adequado, reduzindo o risco de erro do tipo II<sup>9,19,32,39</sup>.

Com relação ao teste do “*pivot shift*” realizado por aparelhos, o nosso estudo, entre outros trabalhos com dispositivos semelhantes, possui menor velocidade angular de flexão e extensão do joelho, além da amplitude da subluxação entre a tíbia e o fêmur diminuída em relação ao teste realizado manualmente<sup>14,39</sup>. Musahl et al.<sup>19</sup>, por exemplo, afirmam que a magnitude

da translação e o grau da rotação no teste do “*pivot shift*” instrumentado podem estar diminuídos em um terço, em comparação ao exame físico manual.

Além disso, Tanaka et al.<sup>20</sup> e Araújo et al.<sup>73</sup> discorrem que a presença do “*pivot shift*”, mais que a própria magnitude, pode ser fator determinante para melhores ou piores resultados funcionais.

Embora não seja o foco deste estudo, uma observação interessante sobre os resultados apresentados diz respeito justamente à possibilidade de a cirurgia de reconstrução anatômica do LCA reduzir uma instabilidade provocada por um aumento da rotação interna do joelho, que poderia ter origem em outras estruturas estabilizadoras secundárias, em associação à lesão do LCA.

Sabemos que estruturas anatômicas como a cápsula articular anterolateral, a integridade do trato iliotibial e lesões do menisco lateral, entre outras, poderiam ser responsáveis por um aumento no grau do “*pivot shift*” aferido<sup>16,18-20</sup>.

Lane et al.<sup>14</sup>, por exemplo, descrevem que a integridade do trato iliotibial é fundamental para a correta cinemática do teste do “*pivot shift*”.

Lie et al.<sup>35</sup>, para obter uma cinemática do joelho mais próximo do normal no teste do “*pivot shift*”, aplicaram uma tração de 50 N no trato iliotibial de uma peça de joelho com amputação na altura da diáfise do fêmur.

Com relação à translação anterior no teste do “*pivot shift*”, nosso estudo também demonstrou menor translação nas duas reconstruções anatômicas do LCA em relação ao grupo LCA deficiente, não sendo observada diferença entre os grupos de reconstrução anatômica e do LCA intacto. Além disso, as duas reconstruções anatômicas (anteromedial e central) não foram diferentes entre si.

Semelhante ao presente estudo, Cross et al.<sup>39</sup> demonstram que a translação anterior no teste do “*pivot shift*” instrumentado foi reduzida significativamente após as reconstruções anatômicas anteromedial e central no joelho com deficiência do LCA e meniscos, e que não houve diferença entre os grupos de reconstrução anatômica do LCA anteromedial e central.

Entretanto, Cross et al.<sup>39</sup> apontam que nem a reconstrução anatômica anteromedial, nem a reconstrução anatômica central impediram a translação anterior do compartimento lateral tão bem quanto o LCA intacto. Torna-se necessário enfatizar que, no estudo de Cross et al.<sup>39</sup>, os meniscos medial e lateral foram ressecados para aumentar a instabilidade do joelho. A ausência destas estruturas estabilizadoras pode ter sido responsável pela diferença observada entre as reconstruções do LCA (com ressecção dos meniscos) e o grupo controle LCA e meniscos intactos.

Os próprios autores responsáveis pelo estudo discorrem sobre a ressecção dos meniscos, que influencia, indiscutivelmente, a cinemática do joelho após a reconstrução do LCA, quando comparada à reconstrução do LCA com preservação dos meniscos<sup>39</sup>.

Com relação ao teste de Lachman, nosso estudo identificou o mesmo padrão da cinemática do joelho na translação anterior da tíbia entre as reconstruções anatômicas anteromedial e central, entre si, e em comparação aos grupos LCA intacto (sem diferença) e deficiência do LCA (diferentes).

Cross et al.<sup>39</sup> não observaram no exame de Lachman instrumentado diferença entre as duas reconstruções anatômicas do LCA (posição central vs. anteromedial), e entre estes grupos e o LCA intacto, com relação à translação anterior da tíbia. Os autores observaram diferença entre as reconstruções do LCA e o grupo deficiência do LCA.

Kato et al.<sup>25</sup> e Bedi et al.<sup>24</sup> obtiveram interpretações semelhantes ao estudo de Cross et al.<sup>39</sup> com relação à reconstrução anatômica do LCA com túneis na posição central do ligamento e aos grupos LCA intacto e deficiência do LCA.

Uma informação adicional apresentada em nosso estudo diz respeito à avaliação da rotação interna da tíbia, quando aplicado o teste de Lachman. Não identificamos outros trabalhos que tenham avaliado a rotação interna da tíbia no teste de Lachman. Neste teste, observamos menor rotação interna da tíbia no grupo com reconstrução do LCA na posição anatômica central, em comparação com a reconstrução na posição anteromedial.

Os estudos em cadáveres possuem a limitação de ser, geralmente, realizados em joelhos de indivíduos com idade mais avançada do que a idade da população que apresenta lesão aguda e reconstrução do LCA<sup>15,16</sup>.

Além disso, os estudos biomecânicos em cadáveres avaliam estruturas estáticas como ligamentos, meniscos e conformação óssea. A não participação da contração muscular, semelhante ao exame físico realizado no paciente anestesiado, pode ser considerada uma vantagem ou desvantagem, por avaliar isoladamente as estruturas estabilizadoras estáticas<sup>39</sup>.

Outra limitação dos estudos biomecânicos realizados no “tempo zero” diz respeito à falta de acomodação do enxerto logo após a reconstrução ligamentar<sup>15,25</sup>.

Lie et al.<sup>35</sup> observaram picos de tensão ou “*over-constraining*” inesperados no enxerto em algumas amplitudes de movimento, após a reconstrução do LCA, no teste do “*pivot shift*” instrumentado.

O trabalho de Kato et al.<sup>25</sup> também evidenciou um aumento de tensão em resposta ao movimento do “*pivot shift*”, principalmente na reconstrução anatômica anteromedial. Além disso, Kato et al.<sup>25</sup> observaram aumento na força de tensão, no teste de Lachman, de ambas as reconstruções anteromedial e central quando comparadas ao LCA intacto.

Da mesma forma, observamos em nosso estudo uma rotação interna menor nos grupos operados, em comparação ao grupo com LCA intacto no teste do “*pivot shift*”. Os estudos em cadáveres não permitiriam um realinhamento gradual e natural do enxerto ao longo do tempo, igual à

acomodação do enxerto que ocorreria em um indivíduo durante o pós-operatório da reconstrução do LCA <sup>15,25,39</sup>.

As modificações de tensão e cinemática poderiam ser responsáveis por alterações degenerativas do joelho após a reconstrução do LCA. Do mesmo modo, a menor rotação interna provocada pela reconstrução anatômica central poderia aumentar a tensão do enxerto e o risco de rotura quando cargas rotacionais externas fossem aplicadas, como nos movimentos de “*pivot*” ou mudança de direção.

### *5.1. Estudos futuros*

Métodos não invasivos de rastreamento da cinemática do joelho que avaliem os resultados pós-operatórios da reconstrução do LCA poderiam contribuir com o presente estudo, a fim de se correlacionar clinicamente a diferença biomecânica encontrada entre os diferentes grupos <sup>19,60,73,85</sup>.

Sistemas de rastreamento de baixo custo e com tecnologia tridimensional seriam ideais para realizar essa avaliação clínica ambulatorialmente <sup>18,61,85</sup>.

## 6. CONCLUSÃO

---

## 6. CONCLUSÃO

Tanto a reconstrução anatômica anteromedial quanto a reconstrução anatômica central permitiram restabelecer a translação anterior do joelho próximo àquela função do LCA original, nos testes de Lachman e do “*pivot shift*”.

A reconstrução anatômica do LCA na posição central permitiu maior restrição da rotação interna do joelho, em comparação à reconstrução na posição anteromedial, quando submetida ao teste do “*pivot shift*” mecanizado.

## 7. ANEXOS

---

## 7. ANEXOS

### Anexo A - Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) – Protocolo nº 436/11



### CIÊNCIA

O Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em 08 de Março de 2013, **TOMOU CIÊNCIA do(s) documento(s)** abaixo mencionado(s) no Protocolo de Pesquisa nº **436/11**, intitulado: **“AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO ISOMÉTRICO E DA ESTABILIDADE ARTICULAR NA RECONSTRUÇÃO ANATÔMICA DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR NAS POSIÇÕES CENTRAL E ANTEROMEDIAL NO FÊMUR: ESTUDO RANDOMIZADO EM CADÁVERES”** apresentado pelo **DEPARTAMENTO DE ORTOPEDIA E TRAUMATOLOGIA**.

• **Relatório parcial e mudança da finalidade acadêmica para Doutorado.**

Pesquisador (a) Responsável: **Arinaldo José Hernandez**

Pesquisador(a) executante: **Tiago Lazzaretti Fernandes**

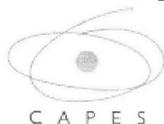
CEP-FMUSP, 08 de Março de 2013.



**Prof. Dr. Roger Chammas**  
**Coordenador**  
**Comitê de Ética em Pesquisa**

## Anexo B - Programa de Doutorado Sanduíche no Exterior (PDSE) - CAPES

Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior  
SBN, Quadra 02, lote 06, Bloco L  
70.040-020 - Brasília, DF  
Brasil



### TERMO DE COMPROMISSO FIRMADO COM A CAPES PELA OUTORGA DE BOLSAS PELO PROGRAMA INSTITUCIONAL DE BOLSAS DE DOUTORADO SANDUÍCHE NO EXTERIOR - PDSE

Nº do Processo: BEX 4251/14-8  
Técnico: Tania Gonçalves Felipe  
E-Mail: [tania.felipe@capes.gov.br](mailto:tania.felipe@capes.gov.br)

Pelo presente Termo de Compromisso, eu **TIAGO LAZZARETTI FERNANDES** brasileiro(a) residente e domiciliado(a) **RUA NATINGUI, N 199, APTO 31** na cidade de **SÃO PAULO - SP**, CEP: **05443000**, portador do CPF nº **334.168.118-36** tendo em vista o seu afastamento do País, para realizar Estágio de doutorando junto a(ao) **HARVARD UNIVERSITY, ESTADOS UNIDOS** com apoio da CAPES, assumo, em caráter irrevogável, os compromissos e obrigações que se seguem:

1. dedicar-me integralmente e exclusivamente ao desenvolvimento do plano de atividades relacionadas ao estágio no exterior, consultando previamente a CAPES sobre quaisquer alterações que almeje ou que possam ocorrer por motivos alheios;
2. não interromper ou desistir do programa sem que sejam fornecidas e acolhidas pela Diretoria Colegiada da CAPES as justificativas para análise do caso;
3. quando na condição de servidor público da União, Estado, Município, Autarquias ou Fundações públicas, observar o disposto do Decreto nº 91.800, de 18/10/1985, bem como os parágrafos 1º e 2º do artigo 95 da Lei 8.112, de 11/12/1990;
4. não acumular, bolsa, auxílio ou qualquer complementação de outra agência nacional ou estrangeira ou ainda salário no País de destino, exceto os auxílios recebidos a título de contribuir para o desenvolvimento das atividades inerentes ao estágio de doutorando, sem prejuízos no prazo estabelecido para a conclusão dos trabalhos, desde que comunicado e autorizado previamente pela CAPES. O acúmulo indevido é causa para a imediata rescisão da concessão da bolsa;
5. aceitar o montante pago a título de seguro saúde pela CAPES, desobrigando-a de qualquer responsabilidade relativa a eventual despesa médica, hospitalar e odontológica;
6. informar a CAPES, de imediato, mudanças de endereço residencial, profissional ou eletrônico, tanto durante a vigência da bolsa quanto após o retorno ao Brasil;
7. destacar a bolsa recebida nos trabalhos que publicar, no local destinado pelo periódico, mencionando: "Bolsista da CAPES - Proc. nº...". No caso de publicação em periódico ou livro internacional, a indexação do Brasil como país de autoria ou co-autoria deve ser identificada no campo de filiação institucional do autor (affiliation), nos seguintes termos: a) se houver vínculo empregatício com instituição brasileira, sua filiação à mesma; ou, b) se negativo, a seguinte filiação: CAPES Foundation, Ministry of

**Anexo C - Carta de conclusão do Programa de Doutorado Sanduíche no Exterior (PDSE) – Harvard Medical School**



MASSACHUSETTS GENERAL  
HOSPITAL

HARVARD MEDICAL  
SCHOOL



BIOENGINEERING LABORATORY  
55 Fruit St., GRJ 1215  
Boston, Massachusetts 02114

Guoan Li, PhD  
Tel: (617) 726 6472  
Fax: (617) 724 4392  
E-mail: [gli1@partners.org](mailto:gli1@partners.org)

June 2, 2015

Re: Completion of Research Fellowship Program  
Of Dr. Tiago Lazzaretti  
University of São Paulo  
São Paulo, Brazil

To whom it may concern,

I certify that Dr. Tiago Lazzaretti Fernandes has successfully completed his fellowship program in Orthopaedics Biomechanics at the Bioengineering Laboratory, Massachusetts General Hospital/Harvard Medical School, Boston, MA, USA.

Dr. Fernandes accomplished his proposed objectives toward his Ph.D degree on biomechanical analysis of anatomic anterior cruciate ligament reconstruction. He has learned the principles of biomechanical engineering, dynamic knee kinematics in six degrees-of-freedom, principles of knee joint motion analysis and 3D computer tomography knee joint models. He becomes an expert on human knee joint kinematics analysis.

He was able to finish his own data analysis, statistical tests, plot graphics and tables. He is hard working and also an excellent teamwork. I am sure he has the potential to become a real physician scientist and contribute greatly to sports medicine.

Please don't hesitate to contact me directly if you have further questions about Dr. Fernandes

Sincerely,

Guoan Li, Ph.D  
Director, Bioengineering Lab  
Department of Orthopaedic Surgery  
Massachusetts General Hospital and Harvard Medical School  
Boston, MA  
617-726-6472  
[gli1@partners.org](mailto:gli1@partners.org)

## **Anexo D - Convênio de Cooperação Científica e Tecnológica entre a Fundação Ortopedia (CEGOM) e Faculdade de Engenharia Industrial (FEI)**

### **CONVÊNIO DE COOPERAÇÃO CIENTÍFICA E TECNOLÓGICA QUE ENTRE SI CELEBRAM FUNDAÇÃO EDUCACIONAL INACIANA PADRE SABÓIA DE MEDEIROS - FEI, A FUNDAÇÃO ORTOPEDIA - FO E COMO ANUENTE O INSTITUTO DE ORTOPEDIA E TRAUMATOLOGIA DO HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO - IOT - HCFMUSP.**

Pelo presente **TERMO DE COOPERAÇÃO CIENTÍFICA E TECNOLÓGICA**, que fazem de um lado a **FUNDAÇÃO ORTOPEDIA**, pessoa jurídica de direito privado, sem fins econômicos, declarada de utilidade pública Federal, com sede na Rua Teodoro Sampaio, n. 744, conjunto 122, sala 121, Cerqueira César, São Paulo – SP, CEP: 05406-000, inscrita no Cadastro Nacional de Pessoa Jurídica – CNPJ sob o nº 01.995.989/0001-83, neste ato representado nos termos de seu Estatuto Social, por seu Diretor Presidente que ao final assina, doravante denominada simplesmente **FO**; como **anuente** o **Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo – IOT – HCFMUSP**, doravante designado simplesmente **IOT**, neste ato representado pelo Presidente do Conselho Diretor e Diretor Executivo que ao final assinam, e, do outro lado, como **participe**, a **FUNDAÇÃO EDUCACIONAL INACIANA PADRE SABÓIA DE MEDEIROS**, pessoa jurídica de direito privado, instituição sem finalidade lucrativa, com sede na Rua Vergueiro nº. 165, na cidade de São Paulo, Estado de São Paulo, devidamente cadastrada no CNPJ/MF sob o nº 61.023.156/0001-82, neste ato representada pelo seu Presidente, Pe. Theodoro Paulo Severino Peters, S.J., brasileiro, solteiro, sacerdote e educador, portador da cédula de identidade R.G. nº 2. 396.209 e inscrito no CPF/MF sob o nº. 0000.021.168-04, mantenedora do **Centro Universitário da FEI** e do **Instituto de Pesquisas e Estudos Industriais – IPEI**, doravante denominada **FEI**, têm entre si, justo e avençado no presente instrumento e na melhor forma de direito, sujeitando-se as partes à legislação em vigor pertinentes ao objeto, e ainda pelas cláusulas e condições, que mutuamente aceitam e outorgam, a saber:

#### **CLÁUSULA PRIMEIRA - DO OBJETO**

- 1.1** O presente Convênio tem por objetivo estabelecer mútua cooperação e intercâmbio entre a **FO**, através do **IOT**, e a **FEI** para o desenvolvimento de programas científicos e tecnológicos por intermédio das seguintes ações:
  - a)** Intercâmbio de conhecimentos técnicos, científicos e culturais;
  - b)** Atividades de ensino e pesquisa científica no nível de graduação e pós-graduação;
  - c)** Desenvolvimento de projetos específicos, voltados para ciência e tecnologia;
  - d)** Parcerias para o desenvolvimento de projetos de pesquisa comparada e multicêntrica;
  - e)** Promoção de programas de Pesquisa e Desenvolvimento, através do intercâmbio de professores e pesquisadores.
- 1.2** O objeto deste Convênio será executado com a definição prévia de Programas de Trabalho específicos para cada Projeto e serão elaborados em conjunto pela **FO**, **IOT** e **FEI** e passarão a integrar o presente Convênio pela assinatura de Termos Aditivos.
- 1.3** Cada projeto deverá, obrigatoriamente, cumprir as exigências das comissões científica e de ética do **IOT**, atender às exigências da 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, da Comissão Nacional de Ética em Pesquisa – CONEP.

## 8. REFERÊNCIAS

---

## 8. REFERÊNCIAS

1. Karlsson J, Irrgang JJ, van Eck CF, Samuelsson K, Mejia H a, Fu FH. Anatomic Single- and Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction, Part 2: Clinical Application of Surgical Technique. *Am J Sport Med* 2011;39(9):2016-26
2. Gougoulas N, Khanna A, Griffiths D, Maffulli N. ACL reconstruction: can the transtibial technique achieve optimal tunnel positioning? A radiographic study. *Knee* 2008;15:486–90.
3. Forsythe B, Kopf S, Wong AK, Martins C a Q, Anderst W, Tashman S, et al. The location of femoral and tibial tunnels in anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction analyzed by three-dimensional computed tomography models. *J Bone Joint Surg Am* 2010;92:1418–26.
4. Hofbauer M, Muller B, Murawski CD, van Eck CF, Fu FH. The concept of individualized anatomic anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc* 2014;22(5):979-86
5. National Institutes of Health (NIH), National Institute of Arthritis and Musculoskeletal and Skin Diseases (NIAMS), Vanderbilt University, United States. Prognosis and Predictors of ACL Reconstruction—A Multicenter Cohort Study. Available at:<http://clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT00463099>
6. Desai N, Björnsson H, Musahl V, Bhandari M, Petzold M, Fu FH, et al. Anatomic single- versus double-bundle ACL reconstruction: a meta-analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2014;22:1009–23.
7. Defrante LE, Papannagari R, Gill TJ, Moses JM, Pathare NP, Li G. The

- 6 degrees of freedom kinematics of the knee after anterior cruciate ligament deficiency: an in vivo imaging analysis. *Am J Sports Med* 2006;34:1240–6.
8. Zantop T, Herbort M, Raschke MJ, Fu FH, Petersen W. The role of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament in anterior tibial translation and internal rotation. *Am J Sports Med* 2007;35:223–7.
  9. Bedi A, Musahl V, O'Loughlin P, Maak T, Citak M, Dixon P, et al. A comparison of the effect of central anatomical single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction on pivot-shift kinematics. *Am J Sport Med* 2010;38:1788–94.
  10. Ahldén M, Sernert N, Karlsson J, Kartus J. A prospective randomized study comparing double- and single-bundle techniques for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2013;41:2484–91.
  11. Steckel H, Musahl V, Fu FH. The femoral insertions of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament: a radiographic evaluation. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc* 2010;18:52–5.
  12. Jonsson H, Riklund-Ahlström K, Lind J. Positive pivot shift after ACL reconstruction predicts later osteoarthritis: 63 patients followed 5-9 years after surgery. *Acta Orthop Scand* 2004;75:594–9.
  13. Kocher MS, Steadman JR, Briggs KK, Sterett WI, Hawkins RJ. Relationships between objective assessment of ligament stability and subjective assessment of symptoms and function after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2004;32:629–34.
  14. Lane CG, Warren RF, Stanford FC, Kendoff D, Pearle AD. In vivo analysis of the pivot shift phenomenon during computer navigated ACL

- reconstruction. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc* 2008;16:487–92.
15. Kondo E, Merican AM, Yasuda K, Amis AA. Biomechanical comparison of anatomic double-bundle, anatomic single-bundle, and nonanatomic single-bundle anterior cruciate ligament reconstructions. *Am J Sports Med* 2011;39:279–88.
  16. Monaco E, Ferretti A, Labianca L, Maestri B, Speranza A, Kelly MJ, et al. Navigated knee kinematics after cutting of the ACL and its secondary restraint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2012;20:870–7.
  17. Diermann N, Schumacher T, Schanz S, Raschke MJ, Petersen W, Zantop T. Rotational instability of the knee: Internal tibial rotation under a simulated pivot shift test. *Arch Orthop Trauma Surg* 2009;129:353–8.
  18. Ahlden M, Samuelsson K, Fu FH, Musahl V, Karlsson J. Rotatory Knee Laxity. *Clin Sports Med* 2013;32:37–46.
  19. Musahl V, Voos J, O'Loughlin PF, Stueber V, Kendoff D, Pearle AD. Mechanized pivot shift test achieves greater accuracy than manual pivot shift test. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc* 2010;18:1208–13.
  20. Tanaka M, Vyas D, Moloney G, Bedi A, Pearle AD, Musahl V. What does it take to have a high-grade pivot shift? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2012;20:737–42.
  21. Kopf S, Musahl V, Tashman S, Szczodry M, Shen W, Fu FH. A systematic review of the femoral origin and tibial insertion morphology of the ACL. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc* 2009;17:213–9.
  22. Bicer EK, Lustig S, Servien E, Selmi TAS, Neyret P. Current knowledge in the anatomy of the human anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc* 2010;18:1075–84.

23. Dargel J, Pohl P, Tzikaras P, Koebke J. Morphometric side-to-side differences in human cruciate ligament insertions. *Surg Radiol Anat* 2006;28:398–402.
24. Bedi A, Maak T, Musahl V, O'Loughlin P, Choi D, Citak M, et al. Effect of tunnel position and graft size in single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: an evaluation of time-zero knee stability. *Arthroscopy* 2011;27:1543–51.
25. Kato Y, Maeyama A, Lertwanich P, Wang JH, Ingham SJM, Kramer S, et al. Biomechanical comparison of different graft positions for single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2013;21:816–23.
26. Moisala A-S, Järvelä T, Harilainen A, Sandelin J, Kannus P, Järvinen M. The effect of graft placement on the clinical outcome of the anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective study. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc* 2007;15:879–87.
27. Fu FH, Shen W, Starman JS, Okeke N, Irrgang JJ. Primary anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a preliminary 2-year prospective study. *Am J Sport Med* 2008;36:1263–74.
28. Heming JF, Rand J, Steiner ME. Anatomical limitations of transtibial drilling in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*. 2007;35(10):1708-15.
29. Musahl V, Plakseychuk A, VanScyoc A, Sasaki T, Debski RE, McMahon PJ, et al. Varying femoral tunnels between the anatomical footprint and isometric positions: effect on kinematics of the anterior cruciate ligament-reconstructed knee. *Am J Sport Med* 2005;33:712–8.
30. Kopf S, Pombo MW, Shen W, Irrgang JJ, Fu FH. The ability of 3 different approaches to restore the anatomic anteromedial bundle femoral insertion site during anatomic anterior cruciate ligament

reconstruction. *Arthroscopy* 2011;27:200–6.

31. Misonoo G, Kanamori A, Ida H, Miyakawa S, Ochiai N. Evaluation of tibial rotational stability of single-bundle vs. anatomical double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction during a high-demand activity—A quasi-randomized trial. *Knee* 2012;19(2):87-93
32. Driscoll MD, Isabell GP, Conditt MA, Ismaily SK, Jupiter DC, Noble PC, et al. Comparison of 2 femoral tunnel locations in anatomic single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a biomechanical study. *Arthroscopy* 2012;28:1481–9.
33. Topliss C, Webb J. An audit of tunnel position in anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee* 2001;8:59–63.
34. Georgoulis AD, Ristanis S, Chouliaras V, Moraiti C, Stergiou N. Tibial rotation is not restored after ACL reconstruction with a hamstring graft. *Clin Orthop Relat Res* 2007;89–94.
35. Lie DTT, Bull AMJ, Amis AA. Persistence of the mini pivot shift after anatomically placed anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Orthop Relat Res* 2007;457:203–9.
36. Bedi A, Musahl V, Lane C, Citak M, Warren RF, Pearle AD. Lateral compartment translation predicts the grade of pivot shift: a cadaveric and clinical analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2010;18:1269–76.
37. Tashman S, Kolowich P, Collon D, Anderson K, Anderst W. Dynamic function of the ACL-reconstructed knee during running. *Clin Orthop Relat Res* 2007;454:66–73.
38. van Eck CF, Schreiber VM, Mejia HA, Samuelsson K, van Dijk CN, Karlsson J, et al. “Anatomic” anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review of surgical techniques and reporting of surgical

- data. *Arthroscopy* 2010;26:S2–12.
39. Cross MB, Musahl V, Bedi A, O’Loughlin P, Hammoud S, Suero E, et al. Anteromedial versus central single-bundle graft position: which anatomic graft position to choose? *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc* 2012;20:1276–81.
  40. Giron F, Cuomo P, Edwards A, Bull AM, Amis AA, Aglietti P. Double-bundle “anatomic” anterior cruciate ligament reconstruction: a cadaveric study of tunnel positioning with a transtibial technique. *Arthroscopy* 2007;23:7–13.
  41. Pinczewski LA, Salmon LJ, Jackson WFM, von Bormann RBP, Haslam PG, Tashiro S. Radiological landmarks for placement of the tunnels in single-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Br* 2008;90(2):172-9.
  42. Zantop T, Petersen W. Double bundle revision of a malplaced single bundle vertical ACL reconstruction: ACL revision surgery using a two femoral tunnel technique. *Arch Orthop Trauma Surg* 2008;128:1287–94.
  43. Kanaya A, Ochi M, Deie M, Adachi N, Nishimori M, Nakamae A. Intraoperative evaluation of anteroposterior and rotational stabilities in anterior cruciate ligament reconstruction: lower femoral tunnel placed single-bundle versus double-bundle reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2009;17:907–13.
  44. van Eck CF, Lesniak BP, Schreiber VM, Fu FH. Anatomic single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction flowchart. *Arthroscopy* 2010;26:258–68.
  45. Hwang MD, Piefer JW, Lubowitz JH. Anterior cruciate ligament tibial footprint anatomy: systematic review of the 21st century literature. *Arthroscopy* 2012;28:728–34.

46. Piefer JW, Pflugner TR, Hwang MD, Lubowitz JH. Anterior Cruciate Ligament Femoral Footprint Anatomy: Systematic Review of the 21st Century Literature. *Arthroscopy* 2012;28:872–81.
47. Lorenz S, Elser F, Mitterer M, Obst T, Imhoff AB. Radiologic evaluation of the insertion sites of the 2 functional bundles of the anterior cruciate ligament using 3-dimensional computed tomography. *Am J Sports Med* 2009;37:2368–76.
48. Fernandes TL. *Relação entre o posicionamento dos túneis na reconstrução do ligamento cruzado anterior e as avaliações funcionais em atletas* [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2011.
49. Colvin AC, Shen W, Musahl V, Fu FH. Avoiding pitfalls in anatomic ACL reconstruction. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc* 2009;17:956–63.
50. Iwahashi T, Shino K, Nakata K, Otsubo H, Suzuki T, Amano H, et al. Direct anterior cruciate ligament insertion to the femur assessed by histology and 3-dimensional volume-rendered computed tomography. *Arthroscopy* 2010;26:S13–20.
51. Fernandes TL, Martins NMMF, Watai F de A, Albuquerque C, Pedrinelli A, Hernandez AJ. 3D computer tomography for measurement of femoral position in acl reconstruction. *Acta Ortop Bras* 23:11–5.
52. Amis AA, Jakob RP. Anterior cruciate ligament graft positioning, tensioning and twisting. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1998;6 Suppl 1:S2–12.
53. Edwards A, Bull AMJ, Amis AA. The attachments of the anteromedial and posterolateral fibre bundles of the anterior cruciate ligament: Part 1: tibial attachment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2007;15:1414–21.

54. van Eck CF, Schreiber VM, Liu TT, Fu FH. The anatomic approach to primary, revision and augmentation anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc* 2010;18:1154–63.
55. Thore Z, Wolf P, Freddie HF. Anatomy of the anterior cruciate ligament. 2005;15:20–8.
56. Galway HR, MacIntosh DL. The lateral pivot shift: a symptom and sign of anterior cruciate ligament insufficiency. *Clin Orthop Relat Res* 1980;45–50.
57. Katz JW, Fingerhuth RJ. The diagnostic accuracy of ruptures of the anterior cruciate ligament comparing the Lachman test, the anterior drawer sign, and the pivot shift test in acute and chronic knee injuries. *Am J Sports Med* 14:88–91.
58. Bach BR, Warren RF, Wickiewicz TL. The pivot shift phenomenon: results and description of a modified clinical test for anterior cruciate ligament insufficiency. *Am J Sports Med* 16:571–6.
59. Hoshino Y, Araujo P, Irrgang JJ, Fu FH, Musahl V. An image analysis method to quantify the lateral pivot shift test. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc* 2012;20:703–7.
60. Pearle AD, Solomon DJ, Wanich T, Moreau-Gaudry A, Granchi CC, Wickiewicz TL, et al. Reliability of navigated knee stability examination: a cadaveric evaluation. *Am J Sport Med* 2007;35:1315–20.
61. Pearle AD, Kendoff D, Musahl V, Warren RF. The pivot-shift phenomenon during computer-assisted anterior cruciate ligament reconstruction. *J Bone Joint Surg Am* 2009;91 Suppl 1:115–8.
62. Fernandes TL, Ribeiro DB, da Rocha DC, Albuquerque C, Pereira CAM, Pedrinelli A, et al. Description of an evaluation system for knee kinematics in ligament lesions, by means of optical tracking and 3D

tomography. *Rev Bras Ortop* 2014;49(5):513-9

63. Bull AMJ, Earnshaw PH, Smith A, Katchburian M V, Hassan ANA, Amis AA. Intraoperative measurement of knee kinematics in reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Br* 2002;84:1075–81.
64. Dandy DJ, O'Carroll PF. Arthroscopic surgery of the knee. *Br Med J (Clin Res Ed)* 1982;285:1256–8.
65. Bohn MB, Sørensen H, Petersen MK, Søballe K, Lind M. Rotational laxity after anatomical ACL reconstruction measured by 3-D motion analysis: a prospective randomized clinical trial comparing anatomic and nonanatomic ACL reconstruction techniques. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2015;23(12):3473-81
66. Yamamoto Y, Hsu W-H, Woo SL-Y, Van Scyoc AH, Takakura Y, Debski RE. Knee stability and graft function after anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison of a lateral and an anatomical femoral tunnel placement. *Am J Sport Med* 2004;32:1825–32.
67. Harner CD, Honkamp NJ, Ranawat AS. Anteromedial portal technique for creating the anterior cruciate ligament femoral tunnel. *Arthroscopy* 2008;24:113–5.
68. Loh JC, Fukuda Y, Tsuda E, Steadman RJ, Fu FH, Woo SLY. Knee stability and graft function following anterior cruciate ligament reconstruction: Comparison between 11 o'clock and 10 o'clock femoral tunnel placement. 2002 Richard O'Connor Award paper. *Arthroscopy* 2003;19:297–304.
69. Simmons R, Howell SM, Hull ML. Effect of the angle of the femoral and tibial tunnels in the coronal plane and incremental excision of the posterior cruciate ligament on tension of an anterior cruciate ligament graft: an in vitro study. *J Bone Joint Surg Am* 2003;85-A:1018–29.

70. Scopp JM, Jasper LE, Belkoff SM, Moorman CT. The effect of oblique femoral tunnel placement on rotational constraint of the knee reconstructed using patellar tendon autografts. *Arthroscopy* 2004;20:294–9.
71. Bedi A, Raphael B, Maderazo A, Pavlov H, Williams RJ. Transtibial versus anteromedial portal drilling for anterior cruciate ligament reconstruction: a cadaveric study of femoral tunnel length and obliquity. *Arthroscopy* 2010;26:342–50.
72. Meredith RB, Vance KJ, Appleby D, Lubowitz JH. Outcome of single-bundle versus double-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament: a meta-analysis. *Am J Sport Med* 2008;36:1414–21.
73. Araujo PH, Kfuri Junior M, Ohashi B, Hoshino Y, Zaffagnini S, Samuelsson K, et al. Individualized ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2014;22:1966–75.
74. Bird JH, Carmont MR, Dhillon M, Smith N, Brown C, Thompson P, et al. Validation of a new technique to determine midbundle femoral tunnel position in anterior cruciate ligament reconstruction using 3-dimensional computed tomography analysis. *Arthroscopy* 2011;27:1259–67.
75. Tensho K, Shimodaira H, Aoki T, Narita N, Kato H, Kakegawa A, et al. Bony Landmarks of the Anterior Cruciate Ligament Tibial Footprint: A Detailed Analysis Comparing 3-Dimensional Computed Tomography Images to Visual and Histological Evaluations. *Am J Sports Med* 2014;42:1433–40.
76. Kopf S, Forsythe B, Wong AK, Tashman S, Irrgang JJ, Fu FH. Transtibial ACL reconstruction technique fails to position drill tunnels anatomically in vivo 3D CT study. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc* 2012;20:2200–7.

77. Bernard M, Hertel P, Hornung H, Cierpinski T. Femoral insertion of the ACL. Radiographic quadrant method. *Am J Knee Surg* 1997;10:12–4.
78. Lubowitz JH, Hwang M, Piefer J, Pflugner R. Anterior cruciate ligament femoral footprint anatomy: systematic review of the 21st century literature. *Arthroscopy* 2014;30:539–41.
79. Plaweski S, Rossi J, Merloz P. Anterior cruciate ligament reconstruction: Assessment of the hamstring autograft femoral fixation using the EndoButton CL(registered trademark). *Orthop Traumatol Surg Res* 2009;95:606–13.
80. Chen C-H, Li J-S, Hosseini A, Gadikota HR, Gill TJ, Li G. Anteroposterior stability of the knee during the stance phase of gait after anterior cruciate ligament deficiency. *Gait Posture* 2012;35:467–71.
81. Van de Velde SK, Hosseini A, Kozánek M, Gill TJ, Rubash HE, Li G. Application guidelines for dynamic knee joint analysis with a dual fluoroscopic imaging system. *Acta Orthop Belg* 2010;76:107–13.
82. Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng* 1983;105:136–44.
83. Musahl V, Bedi A, Citak M, O’Loughlin P, Choi D, Pearle AD. Effect of single-bundle and double-bundle anterior cruciate ligament reconstructions on pivot-shift kinematics in anterior cruciate ligament- and meniscus-deficient knees. *Am J Sports Med*. 2011;39(2):289-95.
84. Carey JL. The Critical Reader-Magnitude and Strength of Findings. *Am J Sports Med* 2016;44:1379–81.
85. Musahl V, Griffith C, Irrgang JJ, Hoshino Y, Kuroda R, Lopomo N, Zaffagnini S, Samuelsson K, Karlsson J; PIVOT Study Group.

Validation of Quantitative Measures of Rotatory Knee Laxity. *Am J Sports Med.* 2016 [Epub ahead of print] PMID: 27371547