

José Wilson Serbino Júnior

**Comparação biomecânica do canto pósterolateral do joelho com e sem reconstrução :
estudo em cadáveres**

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

Área de concentração: Ortopedia e Traumatologia

Orientador: Dr.Roberto Freire da Mota e Albuquerque

**São Paulo
2007**

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

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

©reprodução autorizada pelo autor

Serbino Júnior, José Wilson

Comparação biomecânica do canto póstero-lateral do joelho com e sem
reconstrução : estudo em cadáveres / José Wilson Serbino Júnior.-- São Paulo,
2007.

Dissertação(mestrado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de concentração: Ortopedia e Traumatologia.

Orientador: Roberto Freire da Mota e Albuquerque.

Descritores: 1.Joelho/cirurgia 2.Instabilidade articular 3.Biomecânica 4.Enxerto
autólogo 5.Cadaver

USP/FM/SBD-159/07

“Dêem-me um ponto de apoio e moverei a terra”
Arquimedes (287 – 212 a.C.)

“Honra o teu pai e a tua mãe para que se prolonguem
os teus dias na terra que o Senhor teu Deus te dá”
(Êxodo, 20,12)

A meus pais, Serbino e Raquel, que se não me
fizeram mover a terra, foram meu apoio em todos
os movimentos de minha vida. A vocês, toda
honra, e meu amor incondicional.

“Pessoa que irmãos não tenha / Como é desajudada”
Livro dos Cantares (séc. VI a.C.)

Aos meus irmãos, Luciana e Gustavo, ao lado de quem
nunca fiquei “desajudado”.

“Uma menina me ensinou quase tudo que eu sei...”

Renato Russo (1960-1996)

À Jéssi, que tanto tem me ensinado, principalmente nos
tristes momentos de ausência, com seu jeito, tímido e
carinhoso, e com sua coragem e superação .

“Respeitamos a razão, mas gostamos de nossas paixões”
Alain (1868 – 1951)

“Se é a razão que faz o homem, é o sentimento que o conduz”
Rousseau (1712-1778)

“O bom casamento é um eterno noivado”.
Theodor Korner, (1791-1813)

À minha esposa Alessandra, parceira de todas as horas. Você é a minha vida, razão, paixão e sentimento, dando o suporte necessário para que eu tente crescer, e a inspiração para que eu queira melhorar. Juntos caminharemos sempre, num eterno noivado.

AGRADECIMENTOS

Ao Doutor Roberto Freire da Mota e Albuquerque, meu orientador nesta dissertação, e meu chefe em minha passagem pelo Laboratório de Artroscopia em 1998. Obrigado pelo modo sereno e cordial como me conduziu, com intervenções sempre pontuais e tão precisas. Trabalhar com você é a certeza de atingirmos a qualidade sendo preservados dos desgastes desnecessários, revelando a nós mesmos aquilo que temos de melhor, relevando os defeitos que todos possuímos.

Ao Professor Doutor Marco Martins Amatuzzi, que me introduziu no IOT-FMUSP e na cirurgia do joelho, e com quem tive a honra de conviver diariamente por um ano de muito aprendizado, recebendo ensinamentos que levarei sempre comigo. Obrigado por acreditar em mim, incentivando-me e abrindo as portas da pós-graduação.

Ao tecnólogo César Augusto Martins Pereira, que com sua criatividade e enorme disposição para o trabalho tornou-se imprescindível para a realização dessa dissertação, agradeço pelo agradável convívio em intermináveis dias de trabalho no LIM-41.

Ao Professor Doutor Paulo Roberto Curi, professor da Universidade Estadual Paulista (UNESP), pela ajuda na elaboração da análise estatística desta dissertação.

À Doutora Sandra U. Sasaki por toda ajuda e aconselhamento durante as diversas fases da realização deste trabalho.

Ao Doutor Fabricio Fogagnolo, verdadeiro amigo nos bons anos de residência, por sua generosidade e cumplicidade, que mantém intactos até hoje, e pelo estímulo na busca do conhecimento.

Ao Doutor Júlio César Nardelli e à Doutora Flavia de Santis Prada, pela amizade e ajuda nos meus primeiros momentos em São Paulo.

Ao Doutor Alberto Tesconi Croci, Doutor Antônio Egydio Carvalho Júnior e Doutora Márcia Uchoa de Rezende, pelas valiosas intervenções durante a qualificação deste estudo.

Ao Professor Doutor Cleber A. Jansen Paccola, professor titular do Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da FMRP-USP, e em seu nome a todos os docentes do departamento, pela amizade e ensinamentos que permitiram que eu me tornasse ortopedista durante os anos de minha residência médica.

À srta. Diva da Silva Godói pela orientação e ajuda na elaboração das referências desta dissertação

À srta. Elizabete Martins e à sra. Jane Donini dos Santos Ferreira, funcionárias do Laboratório de Artroscopia, por toda a ajuda durante as diversas fases desta dissertação.

À sra. Alessandra Moreno Serbino pelos belíssimos desenhos que ilustram esta dissertação

Ao Doutor Roberto Álvares Pintan, amigo e parceiro em Porto Velho, que cuidou de meus pacientes nos diversos momentos de ausência.

Ao Doutor Ivan de Castro, pelas sábias palavras em anos de convívio nos centros cirúrgicos de Porto Velho, que tanto ajudaram nos momentos de apreensão e incerteza.

Ao Doutor Carlos Takeo Okamura, chefe do Departamento de Medicina da Universidade Federal de Rondônia, e a todos os meus colegas no departamento, pela ajuda no início de minha carreira universitária.

Ao Doutor Ruy Diógenes Volpato, Doutor José Bertazzo, Doutora Reny Volpato Bertazzo, Doutor Ivan Bedone, Doutora Regina Volpato Bedone, Doutor Renato José Volpato e, principalmente, ao Doutor José Wilson Serbino, que pela maneira com que encaram e praticam a profissão me influenciaram fortemente na decisão de tornar-me médico.

Ao Sr. Willian Curi, e a toda sua família, sem os quais minha ida a Porto Velho não seria possível, assim como tudo aquilo que lá vivi desde então.

A todos aqueles que de alguma maneira colaboraram para que esta dissertação pudesse ser realizada.

“Estudo sem pensamento é trabalho perdido;
pensamento sem estudo é perigoso”
Confúcio (551-479 a.C.)

“O bobo se acha sábio, mas o sábio se sabe um bobo”
Sheakespeare (1564-1616)

Normalização adotada

Essa dissertação está de acordo com:

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

Terminologia anatômica em português conforme a terminologia anatômica internacional da *Federative Committee on anatomical terminology – FCAT* (Comissão Federativa da Terminologia Anatômica – CFTA), aprovada em 1998 e traduzida pela Comissão de Terminologia Anatômica da Sociedade Brasileira de Anatomia – CTA-SBA. 1 Ed (brasileira) São Paulo, Editora Manole Ltda, 2001. 248p

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Serviço de Biblioteca e Documentação. Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias. Elaborado por Annelise Carneiro da Cunha, Maria Julia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. São Paulo: Serviço de Biblioteca e Documentação; 2005.

Abreviatura dos títulos dos periódicos de acordo com *LIST OF JOURNALS INDEXED IN INDEX MEDICUS* (1992) e na LILACS – LITERATURA LATINO-AMERICANA E DO CARIBE EM CIÊNCIAS DA SAÚDE (1995).

Sumário

Lista de Abreviaturas e Siglas

Lista de Figuras

Lista de Gráficos

Lista de Tabelas

Resumo

Summary

1. INTRODUÇÃO.....	1
2. OBJETIVO	6
3. REVISÃO DA LITERATURA.....	8
3.1 Anatomia e biomecânica	9
3.2 Diagnóstico e tratamento	16
3.3 As técnicas operatorias	25
4. MÉTODOS.....	38
4.1 Material	39
4.2 Métodos	41
4.2.1 Retirada das Peças Anatômicas.....	41
4.2.2 Armazenamento das Peças Anatômicas	41
4.2.3 Preparação das Peças para o Ensaio	42
4.2.4 O Dispositivo Utilizado no Ensaio	44
4.2.5 Os ensaios.....	52
4.2.6 A Técnica Operatória.....	54
4.2.7 Método Estatístico	74
5. RESULTADOS.....	76
5.1 O movimento de rotação externa	78
5.1.1 Rotação externa com o joelho em extensão (0°).....	79
5.1.2 Rotação externa com o joelho em flexão de 30°	82
5.1.3 Rotação externa com o joelho em flexão de 60°	85
5.1.4 Rotação externa com o joelho em flexão de 90°	88
5.2 O movimento de varo	90
5.2.1 Varo com o joelho em extensão (0°).....	91
5.2.2 Varo com o joelho em flexão de 30°	94
5.2.3 Varo com o joelho em flexão de 60°	97
5.2.4 Varo com o joelho em flexão de 90°	100

6. DISCUSSÃO	106
6.1 Os testes biomecânicos	107
6.2 As técnicas operatórias	118
6.3 Resultados	127
6.3.1 Deformação angular em rotação externa	127
6.3.2 Deformação angular em varo	132
6.3.3 Rigidez.....	134
6.3.4 Resumo dos resultados obtidos.....	135
7. CONCLUSÕES	142
8. ANEXOS	144
9. REFERÊNCIAS	159

Lista de Abreviaturas e Siglas

N.m	Newton vezes metro
CPL	Canto póstero-lateral
IRPL	Instabilidade rotatória póstero-lateral
LCP	Ligamento Cruzado Posterior
LCA	Ligamento Cruzado Anterior
LCF	Ligamento Colateral Fibular
LCT (mudei o lugar)	Ligamento Colateral Tibial
LPf	Ligamento Poplíteo-fibular
TPo	Tendão do Músculo Poplíteo
\bar{x}	Média
N	Newton
mm ²	Milímetro Quadrado
±	Mais ou menos
RM	Ressonância Magnética
cm	Centímetro
SVOC	Serviço de Verificação de Óbitos da Capital
T ₁ ou INT	Joelho com todas as estruturas íntegras
T ₂ ou RecP	Joelho reconstruído parcialmente, tendo sido retirada a porção que representa o ligamento poplíteo-fibular reconstruído
T ₃ ou LesT	Joelho com lesão de todas as estruturas descritas no ensaio
T ₄ (REC)	Joelho reconstruído
Δ2	Deformação angular com momento 2 N.m
Δ5	Deformação angular com momento 5 N.m
N.mm/grau	Newton vezes milímetro dividido por grau
LIM-41	Laboratório de Biomecânica LIM-41
kg	Quilograma

Lista de Figuras

FIGURA 1 – Os enxertos dos músculos semitendíneo e grácil preparados.	43
FIGURA 2 – Desenho esquemático do joelho posicionado no dispositivo de ensaio de varo e rotação externa, com o aparato ajustado para o ensaio de flexão em varo do joelho.	45
FIGURA 3 – Desenho esquemático do dispositivo de ensaio de varo e rotação externa, com o aparato ajustado para o ensaio de flexão em varo do joelho.	46
FIGURA 4 – Desenho esquemático do dispositivo de ensaio de varo e rotação externa, com o aparato ajustado para o ensaio de rotação externa do joelho.	47
FIGURA 5 – Desenho esquemático do funcionamento do atuador motorizado, mostrando a polia sem carga aplicada (situação 1), com carga aplicada de 40 N (situação 2) e com carga aplicada de 100 N (situação 3), correspondendo respectivamente aos momentos de 0, 2 e 5 N.m.	49
FIGURA 6 – Programa de fotogoniometria, utilizado para medir os ângulos da polia em varo ou em rotação externa, sem aplicação de carga, com aplicação do momento de 2 N.m e 5 N.m. Observam-se os quatro pontos dentro da polia (P1 a P4) e o ponto de referência, preso à base do dispositivo.	50
FIGURA 7 – Ligamento colateral fibular isolado próximo à inserção do tendão da porção longa do músculo bíceps femoral sob sua bursa.	56
FIGURA 8 – Ligamento colateral fibular totalmente dissecado.	57
FIGURA 9 – O tendão do músculo poplíteo, após desinserção no fêmur, está sendo tracionado pela pinça. Note as fibras direcionadas desde o tendão até a cabeça da fíbula.	58
FIGURA 10 – Vista lateral do joelho, mostrando os pontos anatômicos da inserção femoral e fibular do LCF e da inserção femoral do TPo.	59

FIGURA 11 – Vista lateral do joelho, mostrando os túneis confeccionados no fêmur, na tíbia e na fíbula.	60
FIGURA 12 – Vista posterior do joelho, mostrando túneis confeccionados no fêmur, tíbia e fíbula.	62
FIGURA 13 – Fios guia convencionais dentro dos túneis confeccionados nas inserções anatômicas do LCF e do tendão do músculo poplíteo.	63
FIGURA 14 – Fio guia atravessando o túnel confeccionado na tíbia.....	64
FIGURA 15 – Enxertos já passados através da tíbia. O fio guia está colocado no túnel da fíbula.....	65
FIGURA 16 – A -Passagem do enxerto através do túnel fibular. B -Enxerto tracionado após passagem pelo túnel fibular..	66
FIGURA 17 – Passagem do enxerto desde o túnel tibial até a inserção femoral do tendão do músculo poplíteo.....	67
FIGURA 18 – Enxerto passado no túnel femoral reconstruindo o tendão do músculo poplíteo.....	68
FIGURA 19 – Passagem do enxerto reconstruindo o ligamento colateral fibular.	69
FIGURA 20 – Vista lateral do joelho, mostrando a reconstrução. O desenho não mostra o fio de poliéster amarrado ao parafuso para facilitar a compreensão.....	71
FIGURA 21 – Vista posterior do joelho, mostrando a reconstrução. O desenho não mostra o fio de poliéster amarrado ao parafuso para facilitar a compreensão.....	72
FIGURA 22 – Imagem final, mostrando a reconstrução do tendão do músculo poplíteo, do ligamento colateral fibular e do ligamento poplíteo-fibular.	73

Lista de Gráficos

- GRÁFICO 1** – Diagrama hipotético do momento (N.m) pela deformação angular (grau) de um ensaio de varo ou rotação externa do joelho. Os pontos vermelhos representam a região linear do gráfico onde se calcula a rigidez. A1 e A2 são as deformações medidas quando o joelho foi submetido aos momentos de 2 N.m e 5 N.m, respectivamente.....51
- GRÁFICO 2** – Valores da deformação angular em rotação externa do joelho a 0 graus de flexão, aplicando momento de força de 2 N.m.....80
- GRÁFICO 3** – Valores da deformação angular em rotação externa do joelho a 0 graus de flexão, aplicando momento de força de 5 N.m.....80
- GRÁFICO 4** – Valores da rigidez em rotação externa do joelho a 0 graus de flexão80
- GRÁFICO 5** – Valores da deformação angular em rotação externa do joelho a 30 graus de flexão, aplicando momento de força de 2 N.m.....83
- GRÁFICO 6** – Valores da deformação angular em rotação externa do joelho a 30 graus de flexão, aplicando momento de força de 5 N.m.....83
- GRÁFICO 7** – Valores da rigidez em rotação externa do joelho a 30 graus de flexão83
- GRÁFICO 8** – Valores da deformação angular em rotação externa do joelho a 60 graus de flexão, aplicando momento de força de 2 N.m.....86
- GRÁFICO 9** – Valores da deformação angular em rotação externa do joelho a 60 graus de flexão, aplicando momento de força de 5 N.m.....86
- GRÁFICO 10** – Valores da rigidez em rotação externa do joelho a 60 graus de flexão86
- GRÁFICO 11** – Valores da deformação angular em rotação externa do joelho a 90 graus de flexão, aplicando momento de força de 2 N.m.89

GRÁFICO 12 – Valores da deformação angular em rotação externa do joelho a 90 graus de flexão, aplicando momento de força de 5 N.m.	89
GRÁFICO 13 – Valores da rigidez em rotação externa do joelho a 90 graus de flexão	89
GRÁFICO 14 – Valores da deformação angular em varo do joelho a 0 graus de flexão, aplicando momento de força de 2 N.m.	92
GRÁFICO 15 – Valores da deformação angular em varo do joelho a 0 graus de flexão, aplicando momento de força de 5 N.m.	92
GRÁFICO 16 – Valores da rigidez em varo do joelho a 0 graus de flexão	92
GRÁFICO 17 – Valores da deformação angular em varo do joelho a 30 graus de flexão, aplicando momento de força de 2 N.m.	95
GRÁFICO 18 – Valores da deformação angular em varo do joelho a 30 graus de flexão, aplicando momento de força de 5 N.m.	95
GRÁFICO 19 – Valores da rigidez em varo do joelho a 30 graus de flexão.	95
GRÁFICO 20 – Valores da deformação angular em varo do joelho a 60 graus de flexão, aplicando momento de força de 2 N.m.	98
GRÁFICO 21 – Valores da deformação angular em varo do joelho a 60 graus de flexão, aplicando momento de força de 5 N.m.	98
GRÁFICO 22 – Valores da rigidez em varo do joelho a 60 graus de flexão	98
GRÁFICO 23 – Valores da deformação angular em varo do joelho a 90 graus de flexão, aplicando momento de força de 2 N.m.	101
GRÁFICO 24 – Valores da deformação angular em varo do joelho a 90 graus de flexão, aplicando momento de força de 5 N.m.	101
GRÁFICO 25 – Valores da rigidez em varo do joelho a 90 graus de flexão	101
GRÁFICO 26 – Comparação dos tratamentos para a variável deformação angular em rotação externa com o joelho submetido a 2 N.m em diferentes graus de flexão	103
GRÁFICO 27 – Comparação dos tratamentos para a variável deformação angular em rotação externa com o joelho submetido a 5 N.m em diferentes graus de flexão	103

GRÁFICO 28 – Comparação dos tratamentos para a variável rigidez em rotação externa com o joelho submetido a diferentes graus de flexão	104
GRÁFICO 29 – Comparação dos tratamentos para a variável deformação angular em varo com o joelho submetido a 2 N.m em diferentes graus de flexão	104
GRÁFICO 30 – Comparação dos tratamentos para a variável deformação angular em varo com o joelho submetido a 5 N.m em diferentes graus de flexão	105
GRÁFICO 31 – Comparação dos tratamentos para a variável rigidez em varo com o joelho submetido a diferentes graus de flexão	105

Lista de Tabelas

- TABELA 1** – Dados referentes aos joelhos utilizados40
- TABELA 2** – Médias e desvio padrão ($\bar{x}\pm s$) em cada tratamento (T1,T2,T3,T4) das variáveis $\Delta 2$, $\Delta 5$ e rigidez com joelho posicionado em ângulo de flexão de 0 graus e submetido ao movimento de rotação externa. Estatísticas F e p calculadas para a comparação entre as médias dos tratamentos. Letras diferentes indicam diferenças significativas ($p<0,05$) entre tratamentos79
- TABELA 3** – Médias e desvio padrão ($\bar{x}\pm s$) em cada tratamento (T1,T2,T3,T4) das variáveis $\Delta 2$, $\Delta 5$ e rigidez com joelho posicionado em ângulo de flexão de 30 graus e submetido ao movimento de rotação externa. Estatísticas F e p calculadas para a comparação entre as médias dos tratamentos. Letras diferentes indicam diferenças significativas ($p<0,05$) entre tratamentos82
- TABELA 4** – Médias e desvio padrão ($\bar{x}\pm s$) em cada tratamento (T1,T2,T3,T4) das variáveis $\Delta 2$, $\Delta 5$ e rigidez com joelho posicionado em ângulo de flexão de 60 graus e submetido ao movimento de rotação externa. Estatísticas F e p calculadas para a comparação entre as médias dos tratamentos. Letras diferentes indicam diferenças significativas ($p<0,05$) entre tratamentos85
- TABELA 5** – Médias e desvio padrão ($\bar{x}\pm s$) em cada tratamento (T1,T2,T3,T4) das variáveis $\Delta 2$, $\Delta 5$ e rigidez com joelho posicionado em ângulo de flexão de 90 graus e submetido ao movimento de rotação externa. Estatísticas F e p calculadas para a comparação entre as médias dos tratamentos. Letras diferentes indicam diferenças significativas ($p<0,05$) entre tratamentos88
- TABELA 6** – Médias e desvio padrão ($\bar{x}\pm s$) em cada tratamento (T1,T2,T3,T4) das variáveis $\Delta 2$, $\Delta 5$ e rigidez com joelho posicionado em ângulo de flexão de 0 graus e submetido ao movimento de varo. Estatísticas F e p calculadas para a comparação entre as médias dos tratamentos. Letras diferentes indicam diferenças significativas ($p<0,05$) entre tratamentos91

TABELA 7 – Médias e desvio padrão ($\bar{x}\pm s$) em cada tratamento (T1,T2,T3,T4) das variáveis $\Delta 2$, $\Delta 5$ e rigidez com joelho posicionado em ângulo de flexão de 30 graus e submetido ao movimento de varo. Estatísticas F e p calculadas para a comparação entre as médias dos tratamentos. Letras diferentes indicam diferenças significativas ($p<0,05$) entre tratamentos	94
TABELA 8 – Médias e desvio padrão ($\bar{x}\pm s$) em cada tratamento (T1,T2,T3,T4) das variáveis $\Delta 2$, $\Delta 5$ e rigidez com joelho posicionado em ângulo de flexão de 60 graus e submetido ao movimento de varo. Estatísticas F e p calculadas para a comparação entre as médias dos tratamentos. Letras diferentes indicam diferenças significativas ($p<0,05$) entre tratamentos	97
TABELA 9 – Médias e desvio padrão ($\bar{x}\pm s$) em cada tratamento (T1,T2,T3,T4) das variáveis $\Delta 2$, $\Delta 5$ e rigidez com joelho posicionado em ângulo de flexão de 90 graus e submetido ao movimento de varo. Estatísticas F e p calculadas para a comparação entre as médias dos tratamentos. Letras diferentes indicam diferenças significativas ($p<0,05$) entre tratamentos	100
TABELA 10 – Número total de joelhos estudados nos trabalhos biomecânicos encontrados na literatura	109
TABELA 11 – Força utilizada nos trabalhos biomecânicos encontrados na literatura, expresso em N.m.....	115

Resumo

Serbino Jr JW. *Comparação biomecânica do canto póstero-lateral do joelho com e sem reconstrução : estudo em cadáveres* [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2007.175p.

O objetivo desta dissertação foi avaliar biomecanicamente o papel da aplicação de uma técnica cirúrgica utilizando os tendões dos músculos semitendíneo e grácil na reconstrução anatômica de lesão criada no canto póstero-lateral do joelho. Foram estudados 10 joelhos de cadáveres nas situações intacto, lesado, parcialmente reconstruído e reconstruído. As principais estruturas do canto póstero-lateral do joelho foram seccionadas para criar o padrão de lesão. Os momentos de força aplicados foram 2 N.m e 5 N.m, com o joelho a 0°, 30°, 60° ou 90° de flexão. Foi também calculada a rigidez do joelho em cada uma das situações nas diferentes posições testadas. Os ensaios foram realizados em dispositivo criado no Laboratório de Biomecânica LIM-41 da Faculdade de Medicina da USP, e os dados de deformação angular foram obtidos através de programa de fotogoniometria. Os resultados obtidos foram submetidos a análise estatística pela Análise de Variância para Experimento em Blocos Aleatorizados e os tratamentos foram comparados entre si pelo método de Scheffé. Foi possível concluir que: 1) A técnica empregada não corrigiu completamente o aumento da rotação externa. 2) A técnica empregada restaurou a estabilidade em varo.

Descritores: 1.Joelho/cirurgia 2.Instabilidade articular 3.Biomecânica 4.Enxerto autólogo 5.Cadaver

Summary

Serbino Jr JW. *Biomechanic comparison of posterolateral corner of the knee with and without reconstruction. Study in cadavers* [dissertation]. São Paulo: “Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo”; 2007. 175p.

The purpose of this study was to evaluate the application of a surgical technique for anatomical reconstruction of the structures from the posterolateral corner of the knee. We tested 10 cadaver knees with intact, ruptured, partially reconstructed and reconstructed ligaments. The main posterolateral structures were cut to produce a lesion pattern. The applied force moments were of 2 N.m and 5 N.m with the knee flexed to 0, 30, 60 and 90 degrees. The stiffness of the knee in each of these situations at the studied angles was also determined. The assays were carried through in a device created at the Laboratory of Biomechanics LIM-41 from of the University of São Paulo School of Medicine. Data from the angular deformation were obtained through a photographic measurement aided by computer software. The results were submitted to ANOVA and the treatments had been compared using statistical method of Scheffé. It was possible to conclude that: 1) The technique employed wasn't able to restore normal external rotation. 2) The technique employed restored varus stability.

Descriptors: 1.Knee/surgery 2.Joint instability 3.Biomechanics
4.Transplantation, autologous 5.Cadaver

1. Introdução

“O joelho é uma construção maravilhosa de nossa estrutura de tecidos vivos. Cinemática e mecânica, junto com as capacidades celulares dos tecidos e as possibilidades fisiológicas, constituem a forma e a função da unidade chamada de joelho.” (Müller, 1996).

A estabilidade estática do joelho e o movimento normal dependem de interações complexas entre os ligamentos (Gollehon *et al.*, 1987)

O joelho necessita da interação de suas estruturas para desenvolvimento de duas funções fundamentais: a estabilidade e a mobilidade (Cohen *et al.*, 2002).

As lesões ligamentares do joelho ainda permanecem desafiando os cirurgiões, tanto na sua correta avaliação quanto na escolha do tratamento. Restabelecer o funcionamento adequado da articulação é o objetivo de qualquer tentativa de tratamento. É antigo o conceito de que, no joelho do atleta, se a recuperação não for completa, o paciente não é mais um atleta (O'Donoghue, 1950), assim como também vem do passado o conceito de que o reparo cirúrgico é a melhor chance de dar ao indivíduo um joelho estável (Reynolds, 1967). Com as solicitações do mundo atual, a recuperação completa é necessária na maioria dos nossos pacientes, sejam atletas ou não.

A região do CPL é constantemente solicitada. A cada passo, o complexo arqueado é tensionado por forças de abdução e hiperextensão, geradas pelos braços de alavanca do fêmur e da tibia (Amatuzzi *et al.* 2004)

A lesão das estruturas do canto póstero-lateral (CPL) tem tratamento complexo. (Kaneda *et al.*, 1997; Pasque *et al.*, 2003). Foi descrita como a menos freqüente e a mais negligenciada do joelho (Camanho, 1993). Entretanto, recentemente a lesão do CPL está sendo mais diagnosticada que no passado (LaPrade *et al.*, 2005a). Apesar de rara, é potencialmente devastadora, podendo levar à instabilidade com lesão condral progressiva com limitação importante (Kim *et al.*, 2004; Verma *et al.*, 2005). Ocorre quando há ruptura ou afrouxamento das estruturas que compõem a região lateral, levando à subluxação posterior e rotação externa do planalto tibial lateral sobre o fêmur (Amatuzzi, 2000; 2001). Pode envolver o ligamento colateral fibular (LCF), o tendão do músculo poplíteo (TPo), o ligamento poplíteo-fibular (LPf) e as estruturas da cápsula póstero-lateral. (Chen *et al.*, 2001; Lee *et al.*, 2003). A lesão isolada de uma destas estruturas é rara (Westrich *et al.*, 1995).

No passado, a instabilidade rotatória póstero-lateral (IRPL) era vista como uma instabilidade em varo. Após o aparecimento do conceito instabilidade rotatória, ficou claro que esta é componente importante nestas lesões (James, 1980).

A IRPL foi descrita como uma subluxação rotacional posterior do planalto tibial lateral em relação ao côndilo femoral, com a tibia rodando

externamente em relação ao eixo longo do joelho, na presença de LCP íntegro (Hughston, 1993).

Entretanto, há controvérsias em relação à gênese da IRPL, inclusive com alguns autores mostrando que esta pode ser induzida pela lesão do LCP (Kaneda *et al.*, 1997).

A lesão isolada da região póstero-lateral é incomum, sendo mais freqüente a associação à lesão do ligamento cruzado anterior (LCA) ou do ligamento cruzado posterior (LCP) (Seebacher, 1983; Hughston *et al.*, 1985; Camanho, 1993; Veltri, 1995; Westrich *et al.*, 1995; Noyes *et al.*, 1996a, 1996b; Jacobson, 1999; Lee *et al.*, 2003; LaPrade *et al.*, 2004, Fanelli, 2005; Hodrick e Moorman, 2005). Pode também aparecer associada a fraturas do planalto lateral (Waldrop *et al.*, 1988).

DeLee (1983), em 735 pacientes tratados com lesões ligamentares do joelho, encontrou apenas 12 lesões isoladas (1,6%) de estruturas do CPL.

Quando aparece associada a outras lesões, deve também ser reparada (Waldrop *et al.*, 1988; Veltri e Warren, 1994). Lesões do canto póstero-lateral do joelho não diagnosticadas e não tratadas adequadamente podem levar à falha do tratamento cirúrgico do LCA e do LCP (Ross *et al.*, 1997; Kim *et al.*, 2001; Wentorf *et al.*, 2002; Kim *et al.*, 2003; Pasque *et al.*, 2003; Lee *et al.*, 2003; LaPrade *et al.*, 2005; George *et al.*, 2007) , sendo esta considerada por alguns autores como a causa mais comum e identificável das falhas de reconstrução do LCA (O'Brien *et al.*, 1991) .

O quadro clínico não apresenta muitas alterações isoladas, e as queixas são incaracterísticas, tornando o diagnóstico clínico mais difícil (Camanho, 1993; Ross *et al.*, 1997; LaPrade *et al.*, 2000). Testes clínicos são difíceis de medir, dependendo da experiência do examinador (Bleday *et al.*, 1998). Os pacientes podem ter queixas subjetivas de instabilidade do joelho, e falseios parciais ou totais durante exercícios ou atividades cotidianas. Pode ocorrer dor nos tecidos laterais, provavelmente por aumento das forças de tensão, e dores pela pressão medial devido ao varismo no apoio (Noyes *et al.*, 1996b). Pacientes com lesões isoladas geralmente têm poucas limitações funcionais, havendo maiores limitações nos pacientes com lesões associadas (LaPrade *et al.*, 2002). A IRPL pode não ser diagnosticada no exame físico por ser pouco comum e, em alguns casos, ser combinada com outras lesões (LaPrade *et al.*, 2002).

O tratamento da IRPL ainda é controverso. O tratamento cirúrgico é o mais comumente indicado (O'Donoghue, 1950; Reynolds, 1967; Stuart *et al.*, 1994; Clancy e Sutherland, 1994; Müller, 1996; Fanelli *et al.*, 2002; Ohkoshi *et al.*, 2002; Amatuzzi *et al.*, 2004;), mas ainda há diferentes técnicas descritas, sem nenhum consenso em relação à mais adequada. (Draganich *et al.*, 1989; Camanho, 1993; Baker, 1994; Clancy e Sutherland, 1994; Maynard *et al.*, 1996; Kaneda *et al.*, 1997; Latimer *et al.*, 1998; Jacobson, 1999; Chen *et al.*, 2001; Lee *et al.*, 2003; Pasque *et al.*, 2003; Kim *et al.*, 2004; LaPrade *et al.*, 2004; Kocabey *et al.*, 2004; Verma, *et al.*, 2005; Lasmar, 2006).

2. Objetivo

O objetivo desta dissertação foi analisar biomecanicamente o resultado da aplicação da técnica descrita por LaPrade *et al.*, (2004), com algumas modificações, na restauração da estabilidade das estruturas do canto póstero-lateral do joelho.

3. Revisão da Literatura

Apresentaremos a revisão da literatura descrevendo separadamente os aspectos relacionados à anatomia e biomecânica das estruturas do CPL do joelho, ao diagnóstico e tratamento das lesões do CPL, e às diferentes técnicas de reconstrução das estruturas do CPL.

3.1 ANATOMIA E BIOMECÂNICA

A descrição da anatomia e função das estruturas que compõe o CPL tem sido motivo de controvérsia nas publicações das últimas décadas.

Seebacher *et al.* (1982) descrevem as estruturas laterais do joelho dividindo-as em 3 camadas distintas. A mais superficial é composta pela banda iliotibial e pela porção superficial do tendão do músculo bíceps femoral. A média inclui o retináculo do músculo quadríceps, anteriormente, e os ligamentos patelofemorais posteriormente. A camada mais profunda é formada pela porção lateral da cápsula e divide-se em duas lâminas: uma superficial, que contorna o LCF e termina posteriormente no ligamento fabelo-fibular, enquanto a profunda emerge na borda do menisco lateral,

formando os ligamentos coronários o hiato poplíteo. Posteriormente, a lâmina profunda forma o complexo arqueado.

Fleming *et al.* (1983) relatam que no lado lateral, o segmento anterior do suporte é dado por uma cápsula frouxa reforçada pela expansão lateral do quadríceps. A porção média consiste da cápsula profunda, desde o fêmur lateral até a margem articular tibial. Já a porção posterior é composta pelo complexo arqueado e pelo tendão da porção lateral do músculo gastrocnêmio. Segundo os autores, o tendão do músculo bíceps femoral adiciona proteção dinâmica a essas estruturas.

Stuart *et al.* (1994) descrevem os estabilizadores dinâmicos e estáticos do canto póstero-lateral do joelho. Os estabilizadores dinâmicos são o tracto iliotibial, o músculo bíceps femoral, o músculo poplíteo, o músculo gastrocnêmio lateral e o músculo vasto lateral. Os estabilizadores estáticos são o LCF, o TPo, o ligamento arqueado e o ligamento fabelo-fibular (presente em apenas 15% dos joelhos). Em conjunto, o ligamento arqueado, o tendão do músculo poplíteo e o LCF formam o complexo arqueado. Não há referências ao LPf.

Müller (1996) chama a atenção para a atividade de estruturas músculo-tendíneas na estabilização do joelho. Segundo ele, o LCF recebe apoio direto do músculo bíceps femoral, que dinamiza as estruturas passivas. Considera também que no canto póstero-lateral, conexões fibrosas com o menisco lateral reforçam a estabilidade com a progressão da extensão, e que o músculo poplíteo torna-se um estabilizador mais passivo,

enquanto ativamente é um rotador interno do joelho em flexão. Finaliza lembrando que, para haver estabilidade, todas as estruturas devem trabalhar conjuntamente com sua máxima função proprioceptiva, visual e auditiva, de maneira bem treinada.

Terry e Laprade (1996), em estudo anatômico, dissecam 30 joelhos de cadáveres para entender a anatomia do CPL. Foram identificadas no estudo as camadas do tracto iliotibial, as porções longa e curta do músculo bíceps femoral, o LCF, o ligamento capsular lateral, o ligamento fabelo-fibular, o ligamento arqueado, o complexo formado pelo músculo poplíteo, os ligamentos coronários laterais e a cápsula posterior.

Maynard *et al.* (1996), em estudo com 20 joelhos de cadáveres, descrevem as estruturas do CPL, dissecando-as desde a porção intra-articular do joelho. O joelho foi aberto medialmente “como um livro”, para analisar suas estruturas. Em todos os joelhos estudados perceberam que o tendão do músculo poplíteo dividido em 2 ramos de tamanhos semelhantes, um com inserção femoral e outro com inserção fibular. Fizeram também meticulosa revisão histórica, buscando compreender porque uma estrutura tão importante não havia sido corretamente descrita por tanto tempo. Segundo eles, as primeiras descrições deste ligamento aparecem no final do século 19 e início do século passado (Higgins*, 1894; Furst**, 1903 e Taylor***, 1905). Posteriormente, Last (1950) voltou a descrevê-lo, denominando-o como “o

* Higgins H. The popliteus muscle. *J Anat.* 1894; 29:569-73.

** Furst CM. Der musculus popliteus und seine sehne. **Annals of the University of Lund.** v. 39, p. 1-134, 1903.

*** Taylor G, Bonney V. On the homology and morphology of the popliteus muscle: a contribution to comparative myology. *J Anat Physiol.* 1905; 40:34-50.

ligamento curto externo da literatura antiga, que ainda não é reconhecido na literatura moderna”. Nenhuma das descrições clássicas desde então, como as de Kaplan (1961) ou Seebacher *et al.* (1982), relatou o ligamento poplíteo-fibular (LPf). Apenas em 1990, Stäubli e Birrer (1990) voltaram a notar o que descreveram como fascículos poplíteo-fibulares do tendão do músculo poplíteo (TPo). Finalizam os autores com estudo biomecânico sugerindo que, quando submetidos a momento de força em varo, o LCF falha antes (\bar{x} =750N) que o LPf (\bar{x} =450N).

LaPrade e Hamilton (1997a) descrevem uma bursa superficialmente à porção distal do LCF, relacionando-a também ao tendão do músculo bíceps femoral.

Bleday *et al.* (1998) apenas citam que o compartimento póstero-lateral do joelho é estabilizado por uma unidade funcional conhecida como complexo arqueado.

Jacobson (1999) descreve a anatomia da porção lateral do joelho, citando especificamente o LCF (do epicôndilo lateral à cabeça da fíbula) e os ligamentos capsulares laterais, que divide em 3 camadas. A superior é formada pela cápsula posterior e pelo ligamento fabelo-fibular (quando presente), estando tensa em extensão e relaxada em flexão. A média, formada pelo ligamento arqueado, na região posterior da fíbula, sobre o músculo poplíteo e até a cápsula posterior, tem espessura variável, e é mais espessa em joelhos com ausência do ligamento fabelo-fibular. A camada profunda é formada pela cápsula lateral (anterior, média e posterior), sendo

o 1/3 médio diretamente relacionado com as fraturas de Segond. O autor não faz referência ao LPf.

LaPrade *et al.* (2000) descrevem detalhadamente todas as estruturas laterais do joelho. Inicialmente, a banda iliotibial, com a camada superficial (maior, inserindo-se distalmente na tuberosidade lateral da tíbia) e a camada profunda (menor, ligada ao septo intermuscular no fêmur distal, mais comumente lesada nas IRPL). Os tendões das porções longa e curta do bíceps femoral apresentam, cada um, uma extensão anterior e uma extensão direta, com inserção na cabeça da fíbula, tendo a extensão anterior da porção curta inserção na região póstero-lateral da tíbia. O complexo do músculo poplíteo é descrito desde sua inserção femoral. Conforme se dirige distalmente, tem 3 fascículos meniscais (ântero-inferior, póstero-superior e póstero-inferior), que se fixam fortemente ao menisco lateral ao redor do hiato poplíteo. Neste ponto, curva-se ao redor do fêmur lateral dirigindo-se para a junção músculo-tendínea, distal e medialmente. O LPf origina-se distalmente aos fascículos meniscais e proximalmente à junção músculo-tendínea, inserindo-se no processo estilóide da fíbula. Após a junção músculo-tendínea, há o músculo poplíteo, dirigindo-se medial e distalmente na região posterior da tíbia. O LCF insere-se no fêmur próximo ao epicôndilo lateral, e na fíbula em um sulco na borda lateral da cabeça da fíbula, anterior ao processo estilóide. O ligamento fabelo-fibular é um espessamento distal da extensão capsular da porção curta do bíceps, indo da fabela (ou estrutura análoga, quando presente) até o processo estilóide da fíbula. Neste trabalho, os autores não citam o ligamento arqueado.

Wentorf *et al.* (2002) mostraram que, na presença de lesão das estruturas do CPL associada à lesão do LCA, se o enxerto para reconstrução do LCA for tensionado sem o reparo prévio das estruturas do CPL, a tíbia rodará externamente. A fixação desse enxerto provocará no joelho uma deformidade em rotação externa. Nesta situação, é recomendável o reparo das estruturas do CPL antes de se fixar o enxerto do LCA na tíbia. Caso a lesão do CPL não seja diagnosticada, não será possível evitar a falha na reconstrução do LCA.

Para Pasque *et al.* (2003), as estruturas que formam o CPL e resistem à abertura lateral, rotação externa, translação posterior e hiperextensão são o LCF, o músculo poplíteo (compondo o que descrevem como unidade músculo-tendão-ligamento poplíteo), o ligamento fabelo-fibular, o ligamento arqueado e a cápsula posterior. Para os autores, a unidade músculo-tendão-ligamento poplíteo é composta pela inserção muscular tibial, pela origem fibular (LPf), pela união das 2 origens em tendão inserindo no côndilo femoral lateral (TPo), pelos fascículos poplíteo-meniscais superior e inferior, que formam o hiato poplíteo e pelas inserções de partes moles no menisco lateral e tíbia posterior. Eles também descrevem a ação dinâmica do músculo poplíteo como rotador interno do joelho. Concluem que nenhuma estrutura isoladamente é restritora primária dos movimentos estudados, e que todas necessitam ser reconstruídas. Sugerem a importância da inserção fibular do TPo na estabilidade do CPL, devido à sua presença constante e ao seu tamanho. Entretanto, não quantificam a referida importância.

Amis *et al.* (2003) consideram a anatomia do CPL do joelho complexa e variável. Relatam que algumas estruturas nem sempre estão presentes, como o ligamento arqueado e o ligamento fabelo-fibular, e citam que o LPf, apesar de sua aparente função em resistir à rotação externa, não foi reconhecido por muito tempo.

LaPrade *et al.* (2003) situam anatomicamente as inserções das estruturas do CPL do joelho. Descrevem a inserção do LCF no fêmur como proximal (1,4mm) e posterior (3,1 mm) ao epicôndilo lateral. A inserção fibular está 8,2 mm posterior à margem anterior da cabeça da fíbula e 28,4 mm distalmente ao topo do processo estilóide. TPo tem inserção no 1/5 anterior do sulco poplíteo no fêmur, na 1/2 proximal deste sulco. O LPf origina-se na junção músculo-tendínea, dividindo-se em anterior e posterior. A inserção fibular da porção anterior está 2,8 mm distalmente ao topo do processo estilóide, e a inserção da porção posterior está 1,6 mm distalmente ao topo do processo estilóide.

Já Brinkman *et al.* (2005), em estudo semelhante, descrevem a inserção femoral do LCF como posterior (4,6 mm) e proximal (1,3 mm) ao epicôndilo lateral do fêmur, sendo que a inserção fibular fica posterior (8,1 mm) ao ponto anterior da cabeça da fíbula. O TPo insere-se no fêmur distalmente (11mm) e anterior ou posterior (0,84 mm anterior \pm 4 mm) ao LCF. O LPf insere-se distal (1,3 mm) e anterior (0,5 mm) ao topo do processo estilóide da fíbula. Sugere o uso destes parâmetros nos reparos e reconstruções anatômicas de lesões do CPL do joelho.

LaPrade *et al.* (2005a) consideram o TPo, o LPf e o LCF como principais estabilizadores estáticos do CPL do joelho. Estudaram em 8 joelhos de cadáveres as propriedades estruturais e mecânicas destas estruturas. Descrevem o LCF com comprimento médio de 57,8 mm e largura média de 11,9 mm; o LPf com comprimento médio de 14,7 mm e largura de 11,9 mm; e o TPo com comprimento médio de 34,3 mm e largura média de 21,9 mm.

Vários autores consideram o LPf, TPO e LCF importantes na estabilização estática do CPL (Golleshon *et al.*, 1987; Veltri *et al.*, 1996; Kocabey *et al.*, 2004; Lasmar, 2006).

Recentemente LaPrade *et al.*, (2007), em estudo anatômico, descrevem um espessamento da cápsula posterior, que segundo os autores faz conexão entre a região posterior do côndilo medial do fêmur e o processo estilóide da fíbula. Acreditam ter percebido estrutura ainda não descrita na literatura, e a denominam “expansão capsular poplíteia”.

3.2 DIAGNÓSTICO E TRATAMENTO

A complexidade das lesões do CPL leva à dificuldade em precisar os mecanismos de trauma, exames clínicos e complementares e opções de tratamento destas lesões.

O'Donoghue (1950) diz que exame físico cuidadoso deve ser feito logo após o trauma, pois com o tempo, aparecem o espasmo muscular, edema, hemartrose e, conseqüentemente, dor, dificultando ainda mais avaliação clínica do joelho.

A lesão do CPL geralmente decorre de trauma direto sobre o joelho no seu aspecto ântero-medial com o pé fixo ao solo e a perna em rotação externa ou em posição neutra; ou por trauma indireto no qual o joelho realiza hiperextensão com o pé fixo ao solo e a perna em rotação externa. O quadro clínico pode apresentar dor e instabilidade articular, que se manifesta por falseio através de varismo na fase de apoio da marcha com o joelho em hiperextensão – a “Flambagem” (Amatuzzi, 2001).

Para o diagnóstico, é preciso valorizar o mecanismo de lesão. Geralmente esses são associados a agentes de alta energia, traumas esportivos ou acidentes automobilísticos (Amatuzzi *et al.*,2004)

Al-Duri e Orth, (1992) avaliam 20 pacientes com lesões do LCA associadas a lesões ântero-laterais ou pósterio-laterais. Destes, 19 haviam sofrido lesões no esporte, e um em acidente automobilístico. Nestes casos descrevem o “sinal da cabeça da fíbula” como a localização da cabeça da fíbula desviada pósterio-lateralmente.

Fanelli e Edson (2002) descrevem 35 lesões ligamentares combinadas. Dentre elas, 20 foram causadas por acidentes de automóvel e 9 por traumas esportivos. Cita cuidados com observação inicial destes pacientes, inclusive do ponto de vista vascular. Entre essas lesões, 25

envolviam o CPL: 19 associadas à lesão do LCA e LCP, e 6 associadas à lesão do LCA, do LCP e do LCT. Ao exame, os 25 pacientes apresentavam *pivot shift* reverso positivo e rotação externa aumentada a 30° e a 90° de flexão do joelho.

Strobel *et al.* (2003) descrevem estudo no qual as lesões de cartilagem em pacientes com lesão associadas de LCP e CPL (canto pósterolateral) foram mais frequentes (60,6%) do que em lesões isoladas do LCP (36,6%).

Kim *et al.* (2003), em estudo com 46 pacientes, descrevem como causas das lesões do CPL 20 acidentes de carro, 12 acidentes de motocicleta, 8 traumas esportivos e 6 quedas.

Stannard *et al.* (2004) chamam a atenção para a avaliação vascular adequada nos casos de lesões associadas à luxação posterior do joelho, sugerindo internação para observação de todos esses pacientes. Citam que há lesões associadas da artéria poplítea em 10 a 40 % destes casos.

O nervo fibular comum pode apresentar diminuição funcional em pacientes com lesões do CPL, devendo sempre ser examinado clinicamente para diagnóstico de lesões neurológicas associadas.

Bottomley *et al.* (2005) revisam a relação entre lesões do CPL e a posição do nervo fibular em 54 pacientes operados por IRPL, e notam correlação entre as lesões por avulsão próximas à cabeça da fíbula e o deslocamento do nervo fibular. Sugerem que, nas lesões próximas à cabeça

da fíbula, o cirurgião esteja preparado para deparar-se com um deslocamento do nervo fibular, prevenindo lesão iatrogênica.

Por envolver potencialmente várias estruturas ligamentares do joelho, o exame físico destes pacientes é complexo, e deve ser feito de forma minuciosa, tanto em consultório quanto sob anestesia no centro cirúrgico, para buscar determinar o diagnóstico preciso.

A gaveta póstero-lateral, descrita por Hughston e Norwood (1980) pode ser notada observando o excesso de rotação externa da tuberosidade da tíbia no lado lesado, quando comparado com o joelho íntegro.

Jakob *et al.* (1981) descrevem o *pivot shift* reverso, no qual é feita uma extensão do joelho aplicando-se simultaneamente carga em valgo e rotação externa na tíbia. Geralmente entre 45° e 90° de flexão pode ser percebido um ressalto, acompanhado da redução da subluxação póstero-lateral existente.

O teste do recurvato-rotação externa é executado com o paciente em decúbito dorsal, elevando-se a perna pelo hálux e hiperextendendo o joelho. Esse exame é mais sensível nos casos de lesão associada do LCP. Hughston (1993) sugere que, ao elevarmos a perna com uma das mãos, coloquemos a outra mão sob o joelho, aumentando a nossa percepção para movimentos anormais.

O LCF geralmente é testado com manobra de abdução a 0 e 30°. Aumento significativo a 0° geralmente significa lesão associada de LCA ou LCP. A 30° o LCF é testado mais especificamente (Bahak e Andrew, 2006).

Deve também ser testada a rotação externa com joelho a 30° e 90° de flexão. Se houver aumento significativo a 90° de flexão, isso pode indicar uma lesão associada do LCP ou LCA (Veltri e Warren, 1994).

Para Noyes *et al.* (1996c) pacientes com joelhos instáveis por lesão crônica das estruturas do CPL desenvolvem um padrão de marcha caracterizado pela hiperextensão na fase de apoio, apresentando queixas subjetivas de instabilidade, com falseios durante atividades cotidianas. Nestes casos, a fraqueza do músculo quadríceps femoral e a artrose da articulação patelofemoral podem ser fatores que aumentam essa hiperextensão. Foram desenvolvidos programas de treinamento que diminuíram satisfatoriamente sintomas de dor e instabilidade.

Ross *et al.* (1997) consideram o diagnóstico clínico das lesões do CPL difícil, e chamam a atenção para a necessidade de diagnóstico precoce e preciso para seu tratamento adequado, tanto por acreditar que os resultados dos reparos agudos são melhores que os das reconstruções, como pelo fato de haver necessidade de diagnóstico preciso de lesões associadas a LCA ou LCP. Sugerem que a RM tem condições de realizar esse diagnóstico e mostram 6 casos avaliados com RM pré-operatória em que foi possível comparar seu resultado com achados cirúrgicos. Houve 5 lesões completas e uma parcial, e a RM foi capaz de mostrar a lesão em todos os casos.

Bleday *et al.* (1998) consideram testes clínicos para diagnóstico de lesão do CPL difíceis e dependentes da experiência do examinador e,

eventualmente, de confirmação invasiva. Por isso, desenvolvem dispositivo para dar valor quantitativo ao movimento de rotação externa da tibia. Não há, entretanto, conhecimento de uso rotineiro deste dispositivo pela maioria dos cirurgiões de joelho.

Bencardino *et al.* (2000) referem o diagnóstico das lesões músculo-tendíneas com ressonância magnética (RM). Descrevem o diagnóstico de lesões do tracto iliotibial, do complexo arqueado (com avulsão da inserção fibular), do tendão do músculo bíceps femoral, e das estruturas relacionadas ao músculo poplíteo. Relatam que, apesar da lesão do tendão do músculo poplíteo poder ser diagnosticada precisamente na RM, ela ocorre mais comumente no ventre do músculo poplíteo, geralmente associada a outras lesões ligamentares. Consideram a RM exame de escolha para avaliação das lesões músculo-tendíneas agudas no joelho.

LaPrade *et al.* (2000) acham necessário diagnóstico precoce e chamam atenção para sua dificuldade nos casos de IRPL, pois um exame físico confiável pode ser difícil de obter no período após a lesão. Estudaram 7 joelhos íntegros e 20 joelhos lesados para tentar identificar estruturas do CPL através de RM. Os achados dos joelhos lesados foram depois confirmados com exploração cirúrgica. Concluíram ser possível visualização e diagnóstico preciso das lesões das estruturas do CPL.

Laraya *et al.* (2002) propõem método radiográfico que permita mensurar as diferenças em rotação externa dos joelhos, e sugerem a possibilidade de utilização deste método no estudo da IRPL.

Sekiya *et al.* (2002) descrevem técnica para visualização das estruturas do CPL com uso de ultra-som. A técnica foi testada inicialmente em apenas 2 joelhos de cadáveres com as estruturas dissecadas e a pele retirada, e posteriormente em joelhos de cadáveres sem dissecação. Concluem que é possível conseguir informações confiáveis através do exame de ultra-som, sugerindo ser necessário estudo para determinar a verdadeira precisão do exame *in vivo*.

Höher *et al.* (2002) descrevem um método para avaliar quantitativamente a extensão da frouxidão do CPL através de tomografia computadorizada com os joelhos em flexão de 30° e rotação externa manual máxima aplicada a ambos os pés por um examinador. Sugerem ser uma técnica simples e que pode quantificar a IRPL antes da reconstrução cirúrgica.

Jhung *et al.* (2002) avaliam com RM pacientes que apresentavam, em radiografias convencionais, fratura por avulsão da cabeça da fíbula. Descrevem que a cabeça da fíbula encontrava-se ligada, em todos os casos, ao LCF, ao tendão do músculo bíceps femoral ou a ambos. Lesão da cápsula posterior foi vista em 67% dos casos. Já 89% tinham lesão de um dos ligamentos cruzados. Lesão de ambos (LCA e LCP) foi detectada em 50% dos casos, e lesão isolada do LCA ou LCP em 22% e 17%, respectivamente. Havia contusões ósseas em todos os casos, lesão do menisco medial em 28% e do menisco lateral em 22%. Lesões do poplíteo foram vistas em 33%, e derrame articular em 100% dos casos. Concluem que a RM é útil na avaliação de lesões de partes moles associadas à fratura por avulsão da fíbula proximal.

Munshi *et al.* (2003), em estudo associando dissecação anatômica e exames de RM e artro-ressonância, identificam o LPf em apenas 57% dos joelhos, o ligamento arqueado em 71% e os fascículos poplíteo-meniscais ântero-inferior e pósterio-superior em todos os joelhos. O ligamento fabelo-fibular não foi identificado em nenhum dos joelhos. Concluem que é necessário conhecimento da complexidade e variabilidade das estruturas do CPL durante a realização do exame.

Theodorou *et al.* (2005) apresentam trabalho em que analisam retrospectivamente exames de RM de 14 pacientes e compararam com os achados de cirurgia. Concluem que a RM é capaz de demonstrar a presença e a extensão das estruturas principais do CPL, permitindo que a gravidade da lesão seja caracterizada.

Mohana-Borges *et al.* (2005) consideram a radiografia e ultra-som inadequados para a avaliação correta das estruturas do CPL, e sugerem a utilização da RM, devido à complexidade anatômica da região.

Há pouca informação sobre o resultado de tratamento conservador nas lesões do CPL do joelho. (Bicos e Arciero, 2006).

Krukhaug *et al.* (1998) descrevem tratamento conservador com mobilização precoce de 6 pacientes com instabilidade em varo grau I (abertura menor que 5 mm), tendo todos os pacientes apresentado joelho estável no final do tratamento.

Kannus (1989) mostrou, em estudo com lesões grau II e grau III do CPL, que, apesar das lesões grau II terem apresentado evolução satisfatória

mesmo quando tratadas conservadoramente, as lesões grau III necessitam de obrigatoriamente tratamento cirúrgico, pois falharam ao tratamento conservador.

Fanelli (2006) cita que lesões isoladas leves (grau I) das estruturas do CPL podem ser tratadas conservadoramente, mas que estas são incomuns em sua experiência pessoal. Não diz, entretanto, como deve ser o tratamento conservador, nem apresenta resultados do mesmo.

Ellingson *et al.* (2006), em artigo de revisão, sugerem que o tratamento conservador pode ser utilizado nas lesões grau 1 e nas lesões grau 2 quando isoladas, realçando o fato destas serem raras.

McGuire e Wolchok (2003) também citam a possibilidade de tratamento conservador das lesões grau I.

Amatuzzi *et al.* (2004) indicam tratamento cirúrgico das lesões agudas, uma vez que seu reparo anatômico traz melhores resultados. Essa opinião é também compartilhada por James (1980).

Durante procedimento artroscópico, há indícios que podem facilitar o diagnóstico de uma IRPL associada.

LaPrade *et al.* (1997c) avaliam artroscopicamente 30 joelhos com lesão total do CPL. Descrevem que nesses casos há abertura lateral excessiva e facilidade de passar a ótica pelo compartimento lateral. Não conseguem visualizar adequadamente o LPf pela via artroscópica.

Consideram, porém, que a avaliação artroscópica melhora a capacidade de o cirurgião avaliar as condições de um joelho com IRPL.

Ferrari (2005) avaliou artroscopicamente o tendão do músculo poplíteo em 10 joelhos de cadáveres, e repetiu a avaliação após desinserção da inserção femoral do TPo e também do LPf. Encontrou diferenças na visão artroscópica dos diferentes padrões de lesão, e concluiu que essas diferenças podem ajudar no diagnóstico artroscópico do joelho com suspeita de lesão por aumento da rotação externa da tibia.

3.3 AS TÉCNICAS OPERATORIAS

Não há consenso na literatura atual sobre a melhor opção para o tratamento cirúrgico das lesões do CPL. As diversas técnicas descritas são geralmente apresentadas como séries de casos ou opiniões de especialistas, sem haver critérios rigorosos na avaliação de resultados para atingir os níveis de evidência mais elevados. As avaliações incluem a reconstrução das lesões associadas do LCA ou LCP, dificultando ainda mais a análise dos resultados.

Chen *et al.* (2001) consideram que, apesar do grande número de estudos recentes sobre os diversos aspectos do CPL, e do fato de numerosas técnicas de reparação ou reconstrução cirúrgica terem sido

descritas, os resultados funcionais a longo prazo têm apresentado apenas moderadas taxas de sucesso.

Terry e LaPrade (1996) descrevem o acesso cirúrgico lateral e sugerem que as lesões sejam adequadamente reconhecidas pelo cirurgião antes de proceder à reparação ou reconstrução das mesmas.

Medvecky e Noyes (2005) descrevem acesso cirúrgico para tratamento de lesões do CPL do joelho. Citam o fato de que, com o advento da artroscopia, os acessos cirúrgicos posteriores foram esquecidos por algum tempo, e que atualmente estão novamente sendo utilizados.

Na verdade, o tratamento das lesões das estruturas do CPL do joelho, apesar de ainda controverso, tem nitidamente sofrido transformações com o passar do tempo.

James, (1980) descreve princípios gerais para cirurgias de reparação ou reconstrução das estruturas periféricas do joelho. Alguns deles ainda são bastante atuais, como a afirmação de que a reparação aguda geralmente traz melhores resultados que as reconstruções, ou a orientação para a análise correta do tipo de instabilidade para selecionar a técnica cirúrgica adequada. Há ainda o conceito de que provavelmente não exista lesão ligamentar isolada no joelho, e que apesar de uma lesão aguda poder parecer isolada, outros elementos estão sempre envolvidos, seja de forma aguda (com lesões intersticiais não detectadas), ou crônica (pela aplicação repetida de forças anormais secundárias à lesão). Ensina também que reforçar as reparações ou reconstruções com o reposicionamento das

unidades músculo-tendíneas apropriadas promove um reforço dinâmico, prevenindo sobrecarga nas estruturas envolvidas. Alerta para o fato de que a possibilidade de alteração da cinemática ou introdução de forças anormais nos ligamentos deve ser reconsiderada em técnicas que envolvam reposicionamento de inserções ligamentares, pois restaurar a cinemática articular normal é o objetivo do tratamento. Segundo o autor, a reconstrução das estruturas do CPL do joelho deve usar estabilizadores estáticos e dinâmicos. Comenta, ainda, que as técnicas criadas nos últimos tempos certamente iriam melhorar o prognóstico das reconstruções ligamentares, quando comparadas as reparações.

Larson (1982) reproduz mesa redonda na qual foram discutidas as tendências da época para o tratamento das lesões ligamentares do joelho. Nesta, o Dr. Jack Hughston afirma não fazer reconstrução intra-articular do LCA e atuar somente na porção extra-articular do joelho. Diz ter tido sempre sucesso com esses procedimentos, e desafia os cirurgiões da época a “terem a coragem de reconstruir apenas o LCA, sem atuar na porção extra-articular”, para ver o resultado atingido.

Jacobson (1999), lembra que no início as reparações eram extra-articulares. Com o advento e popularidade da artroscopia, a atenção foi centrada nos componentes intra-articulares das lesões, esquecendo as porções extra-articulares, que hoje voltam a ser valorizadas. Sugere que os cirurgiões restaurem a anatomia, ao invés de tentar redesenhá-la.

Vários autores indicam a reparação das estruturas nas lesões agudas, e defendem que, se buscarmos o diagnóstico precoce, a possibilidade de

reparar agudamente as estruturas lesadas sempre trará melhores resultados (O'Donoghue, 1950; James, 1980; Baker *et al.*, 1983; DeLee *et al.*, 1983; Hughston e Jacobson, 1985; Clancy e Sutherland, 1994; Veltri e Warren, 1994; AmatuZZi *et al.*, 2004; Bicos e Arciero, 2006; Fanelli, 2006).

Na impossibilidade da reparação aguda ou nas lesões crônicas, podem ser feitas cirurgias para retensionamento ou reforço das estruturas do CPL.

Camanho (1993), Baker (1994), Jacobson (1999), Fanelli (2006) e Phisitkul *et al.* (2006) afirmam que casos com IRPL associado a varismo são melhor tratados com osteotomia antes da reconstrução ligamentar.

AmatuZZi *et al.* (2004) lembram que, nos casos de IRPL em que houver varismo associado à marcha, haverá afrouxamento de qualquer procedimento utilizado para a correção de partes moles caso não sejam corrigidos os desalinhamentos ósseos.

Hughston e Jacobson (1985) desenvolvem uma técnica de retensionamento das estruturas do CPL do joelho como avanço do complexo arqueado usada nos casos de lesões crônicas ou com tecido insuficiente para o reparo agudo.

Camanho (1993) descreve técnica semelhante, em que faz o retensionamento, porém sem alterar a inserção das estruturas do CPL. Para isso, retira um retângulo ósseo da face lateral do fêmur, com a inserção do LCF, do complexo arqueado, do TPo, do ligamento fabelo-fibular e de 1 cm da inserção da porção lateral do músculo gastrocnêmio. O osso sob a

osteotomia era retirado em quantidade que permitisse o tensionamento das estruturas do CPL através do aprofundamento da falha óssea criada.

Lee *et al.* (2003), Kim *et al.* (2004) e Bicos e Arciero (2006) consideram que o avanço da inserção do LCF e TPo anteriormente ao centro de rotação do joelho pode levar ao alongamento das estruturas tensionadas e falha da cirurgia

Flandry e Sinco (2006), utilizam a técnica descrita por Hughston e Jacobson (1985) há mais de 20 anos e encontram-se satisfeitos com os resultados obtidos. Chamam atenção, entretanto, para a necessidade de seguir rigorosamente os princípios da técnica e da reconstrução.

Wascher *et al.* (1993) estudam o efeito da tenodese do bíceps nas lesões do CPL do joelho. Após cortes seqüenciais nas estruturas do CPL do joelho, realizaram uma tenodese em ponto isométrico localizado 1 cm anterior à inserção anatômica do LCF no fêmur, e esse procedimento foi efetivo para reverter a instabilidade encontrada em relação ao varo e rotação externa. Quando a tenodese foi realizada em ponto 1 cm proximal à inserção anatômica do LCF, não isométrico, o procedimento não restaurou os padrões iniciais.

Clancy e Sutherland (1994) descrevem a tenodese do bíceps, que cria um novo LCF e aparentemente retensiona o complexo arqueado, limitando a rotação externa. O tendão do músculo bíceps femoral é preso por parafuso e arruela colocados no limite superior do epicôndilo lateral do fêmur. A técnica não é anatômica e não reproduz o TPo ou LPf.

Kim *et al.* (2001) e Kim *et al.* (2003) descrevem técnica semelhante à de Clancy, porém com algumas alterações. Segundo eles, a técnica originalmente descrita por Clancy não leva em conta a isometricidade do tendão transferido e limita os agachamentos, essenciais à cultura oriental. Apresentam como alterações em relação à técnica original o acesso ao fêmur lateral feito no intervalo entre a banda iliotibial e o bíceps, e a fixação do tendão em ponto isométrico, anterior e proximalmente à inserção do LCF. Utilizam a técnica em 46 pacientes, estudados retrospectivamente, sendo 25 com lesões associadas ao LCP e 21 com lesões isoladas. Relatam que antes da cirurgia todos apresentavam, ao exame físico, a manobra de *pivot shift* reverso positiva, e que, após o tratamento, 43 (93%) apresentaram *pivot shift* reverso negativo. Apesar disto, 8 pacientes (17%) perderam gradativamente a estabilidade com o tempo. Recomendam a técnica para pacientes com IRPL isoladas ou combinadas com lesões do LCP, exceto nos casos em que houver lesões graves no local de inserção do tendão do músculo bíceps femoral.

Fanelli (2006) descreve técnica de tenodese do bíceps femoral usando apenas uma porção do tendão, e diz preferi-la, pois preserva o efeito estabilizador dinâmico do bíceps. Essa técnica também tensiona a cápsula pósterolateral. Entretanto, só pode ser usada em pacientes que apresentem integridade da articulação tibiofibular proximal, das conexões entre a cápsula posterior e o músculo bíceps femoral, e da inserção do mesmo na cabeça da fíbula.

Mais recentemente, as reconstruções das estruturas do CPL vêm ganhando espaço. Assim como ocorre com a cirurgia de reconstrução do LCA, há inúmeras propostas, variando quanto ao tipo de enxerto utilizado, às estruturas reconstruídas e ao método de fixação utilizado.

Veltri e Warren (1994) desenvolveram técnica que reforça as estruturas do CPL utilizando uma porção da banda iliotibial e uma tira central do bíceps femoral.

Latimer *et al.* (1998) descrevem estudo retrospectivo em que utilizam aloenxerto de ligamento patelar para reconstrução do LCF em 10 pacientes que apresentavam aumento da deformidade em varo e rotação externa. Todos os pacientes operados tinham aumento de pelo menos 20% da rotação externa testada com o joelho a 30° de flexão, quando comparado ao lado contralateral. Utilizavam um túnel femoral cerca de 6mm anterior ao centro da inserção do LCF, e um túnel na inserção fibular. Os enxertos com blocos ósseos de 9mm eram fixados por parafusos de interferência. Com seguimento médio de 28 meses, 9 pacientes apresentaram correção da rotação externa, e todos diminuíram a abertura em varo. O autor acredita que o fato de ter usado uma estrutura com o diâmetro médio do corte (36 mm^2) bem superior ao LCF ($13,7 \pm 2,6 \text{ mm}^2$) tem significado importante neste caso. Por ser mais largo, o enxerto utilizado pode substituir os ligamentos arqueados e poplíteo-fibular, cujas inserções estão bem próximas ao LCF.

Chen *et al.* (2001) descrevem técnica que reconstrói o LCF com enxerto de tendão do músculo quadríceps, através de túneis no limite

anterior da inserção do LCF e no centro da superfície superior da cabeça da fíbula. Elegem o tendão do músculo quadríceps como uma boa opção nos casos em que há lesões associadas que necessitam ser tratadas cirurgicamente. Chamam atenção para a maior espessura do tendão do músculo quadríceps quando comparado a outros enxertos, com efeito potencialmente benéfico.

Santander e Iraporda (2002) descrevem técnica que reconstrói o LCF, o TPo e o LPf, utilizando o tendão do músculo semitendíneo, sem desinseri-lo da tibia. Após ser isolado, o mesmo é separado da porção muscular, mas mantido inserido na tibia. Um túnel tibial de 6,5 mm é confeccionado, e o tendão é passado, emergindo posteriormente. Após isso, é medida a distância até o ponto da inserção anatômica do TPo no fêmur, e o tendão é dobrado sobre si, deixando 10 mm a mais do que a distância medida. Esta dobra é então fixada por sutura com fio inabsorvível. Um túnel com 15 mm de comprimento e 7 mm de diâmetro é perfurado no local previamente medido, e o enxerto fixado com parafuso de interferência, refazendo assim o TPo. A extremidade livre é então passada por túnel ântero-posterior de 5 mm na cabeça da fíbula, refazendo o LCF, e suturada sob tensão na porção do enxerto que reconstruí o TPo, refazendo o LPf. Pontos adicionais são dados entre o ventre do músculo poplíteo e o TPo reconstruído, na tentativa de dar uma função dinâmica à reconstrução. Caso durante o procedimento perceba-se que o tendão do músculo semitendíneo utilizado não tem o comprimento suficiente para refazer o LPf, é feita a fixação do mesmo com

sutura transóssea na cabeça da fíbula e o LPf é reconstruído com uma tira do tendão do músculo bíceps femoral.

McGuire e Wolchok (2003) descrevem técnica que reconstrói o CPL utilizando enxerto de tendão do músculo semitendíneo, com um feixe único desde a inserção anatômica do TPo no fêmur até a região posterior da cabeça da fíbula, fixado por parafuso de interferência. Apesar desta técnica, como os autores defendem, provavelmente, apresentar morbidade menor que as usuais, nos parece que a reconstrução de uma única estrutura (LPf) do CPL deva ser insuficiente para conseguir resultados satisfatórios. Não há descrição dos resultados conseguidos. Técnica semelhante a essa é descrita por Clancy e Sutherland (1994), que a utiliza nos casos em que a tenodese do bíceps não é possível pela má qualidade dos tecidos, dando à reconstrução o sugestivo nome de “cruzado póstero-lateral.”

Lee *et al.* (2003) descrevem uma técnica de reconstrução das 3 estruturas do CPL do joelho. Utilizam aloenxerto de tendões do calcâneo. Com bloco femoral único, o enxerto é dividido em dois ramos, um de 7 mm (A) e outro de 6 mm(B), cada um deles totalizando o mínimo 20 cm de comprimento. São feitos túneis na tíbia e na cabeça da fíbula, respeitando as posições anatômicas usualmente utilizadas. O bloco ósseo é então fixado ao fêmur na inserção anatômica do TPo, de maneira que o ramo A fique em posição anterior à de B. O ramo A é então passado até a região posterior da tíbia, atravessando o túnel tibial e fixado anteriormente na tíbia com dois grampos. Esse ramo reconstrói o TPo. O ramo B é levado até o

túnel fibular posterior, refazendo o LPf. Após passar pelo túnel tibial, é levado novamente ao fêmur onde é fixado na região da inserção anatômica do LCF com 2 grampos.

LaPrade *et al.* (2004) descrevem técnica para reconstrução do LCA, do TPo e do LPf utilizando aloenxerto de tendão do calcâneo. Neste estudo, analisam biomecanicamente a reconstrução descrita, e concluem que ela restaura a estabilidade nos joelhos estudados.

Kocabey *et al.* (2004) descrevem técnica que reconstrói o LPf e o LCF. Utiliza aloenxerto de tendões dos músculos semitendíneo, passados pela cabeça da fíbula e fixados com parafuso de interferência no ponto isométrico, próximo ao epicôndilo lateral. Para determinar o ponto isométrico, passam inicialmente um fio guia e fazem repetidos movimentos de flexão e extensão do joelho, utilizando fios de sutura na posição dos enxertos. Caso a isometricidade não se confirme, a posição do fio guia é alterada, até que se consiga achar o ponto adequado.

Curiosamente, Kim *et al.* (2004), após descreverem técnica para tenodese, também descrevem novo procedimento para reparar as estruturas do CPL do joelho, utilizando aloenxerto de tendão do músculo tibial posterior. Criam um túnel tibial e outro fibular, ambos direcionados ântero-posteriormente. Cada extremidade do enxerto é então passada por um dos túneis, também indo de anterior para posterior. O comprimento de ambas as extremidades é igualado, e os enxertos fixados nos túneis fibular e tibial com parafusos de interferência. A extremidade que passa pelo túnel tibial é fixada

na inserção anatômica do TPo no fêmur, e a que atravessa a cabeça da fíbula é fixada na inserção anatômica do LCF no fêmur, também com parafusos de interferência. Os autores citam que a tenodese de Clancy não reproduz TPo ou LPf, e que sacrifica o efeito dinâmico do tendão do músculo bíceps femoral. Apesar de reconhecer a importância do LPf, citada na introdução do trabalho, a técnica descrita não o reconstrói.

Verma *et al.* (2005) descrevem técnica que reconstrói o LCF e o LPf. Utilizam aloenxerto de tendões dos músculos semitendíneo, grácil, calcâneo ou tibial anterior. Fazem túnel fibular direcionado antero-posteriormente e túnel femoral único, num ponto próximo à inserção do LCF no fêmur, que consideram como isométrico. O enxerto é então passado pelo túnel fibular e fixado em conjunto no fêmur. Próximo ao túnel femoral, as duas porções são suturadas entre si, formando um ponto único. Os autores apresentam como vantagem do túnel único femoral o menor risco de convergência dos túneis em caso de reconstruções múltiplas.

Stannard *et al.* (2005) descrevem série de casos em que utilizam aloenxertos de tendões dos músculos tibial anterior e tibial posterior. Usam túneis tibial e fibular para a fixação distal dos enxertos, enquanto a fixação proximal é feita ao redor de parafuso cortical posicionado em ponto considerado por eles como isométrico. Tal ponto pode ser localizado com o joelho em perfil e auxílio de radioscopia, estando no cruzamento imaginário entre linha que continue a cortical posterior do fêmur e a linha de Blumensaat. Dizem ter, com esta técnica, excelentes resultados funcionais e uma reconstrução estável.

Yoon *et al.* (2005) comparam em estudo retrospectivo, resultados da reconstrução do CPL utilizando técnica que reconstrói apenas parcialmente as estruturas com os conseguidos utilizando a cirurgia idealizada por Lee *et al.* (2003). Concluem que os pacientes submetidos à reconstrução anatômica têm melhores resultados. Finalizam dizendo que há a necessidade de desenvolvermos métodos mais objetivos para avaliação e comparação clínica de pacientes com lesões das estruturas do CPL do joelho.

Sekiya *et al.* (2005) descrevem técnica que reconstrói o LCF, o TPo e o LPf utilizando também aloenxerto de tendão calcâneo. A porção óssea do enxerto é fixada em túnel no local da inserção anatômica do TPo. O enxerto é dividido em 2 ramos. Um deles é passado por túnel tibial confeccionado na altura da junção músculo-tendínea do poplíteo, de posterior para anterior, enquanto a outra é passada por túnel confeccionado na cabeça da fíbula desde a inserção anatômica do LPf até a inserção fibular do LCF. O enxerto é inicialmente fixado a esse túnel com parafuso de interferência, refazendo o LPf, e então é levado e fixado à inserção fibular do LCF com âncora óssea.

Strobel *et al.* (2006) descrevem a reconstrução de lesões associadas do LCA ou LCP com lesões do CPL. As cirurgias foram realizadas em tempo único, e o CPL reconstruído com enxerto do tendão do músculo semitendíneo. Concluem que, apesar de não terem conseguido função normal, a maioria dos pacientes teve melhora da função, comparados com a condição pré-operatória.

Bicos e Arciero (2006) descrevem técnica para reconstrução das estruturas do CPL utilizando enxertos autólogos ou aloenxertos de tendões dos músculos semitendíneo, tibial anterior ou tibial posterior. Os enxertos são passados por túnel confeccionado na cabeça da fíbula desde a inserção anatômica do LCF, direcionado póstero-medialmente até a região adjacente à articulação tibiofibular proximal. Usam dois túneis no fêmur, sendo um na inserção anatômica do TPo e outro na inserção anatômica do LCF. Após passar o enxerto pelo túnel fibular, igualam o comprimento das duas extremidades do enxerto e o fixam ao túnel fibular com parafuso de interferência. Após isso, direcionam a extremidade anterior do enxerto ao túnel femoral do LCF e a extremidade posterior, através do hiato poplíteo, até o túnel femoral do TPo. Ambos são fixados com parafuso de interferência mantendo-se tração nos enxertos, estando o joelho com flexão de 30°, rotação interna e discreto valgismo. Os autores consideram que com essa técnica melhoram a estabilidade do CPL por usar inserções distintas no fêmur, refazendo o LCF e o conjunto LPf-TPo. Não acham necessário utilizar túnel tibial para reconstrução do TPo.

Noyes e Westin (2007) descrevem os resultados da reconstrução do CPL com reconstrução do LCF com enxerto de ligamento patelar associada ao reparo ou reconstrução do TPo e LPf. Em série de 14 pacientes operados entre 1991 a 2002, com 93 % dos resultados considerados bons.

4. Métodos

4.1 MATERIAL

O estudo foi realizado após aprovado pela Comissão Científica do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, pela Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo e pelo Serviço de Verificação de Óbitos da Capital (SVOC).

Foram utilizados joelhos de cadáveres humanos frescos do SVOC, cuja *causa mortis* correspondesse a doenças não consumptivas, e cujos membros inferiores não mostrassem sinais de afecções ósteo-articulares ou lesões traumáticas à inspeção e ao exame físico.

Foram excluídos joelhos que sofreram, durante a retirada ou durante os testes biomecânicos, quaisquer intercorrências.

Foram utilizados para este estudo 10 joelhos de 8 cadáveres diferentes. Dois desses cadáveres tiveram ambos os joelhos utilizados no estudo.

Segundo os registros do SVOC, as 8 pessoas cujos joelhos foram incluídos neste estudo apresentaram média de idade de 53,8 anos, com variação de 34 a 70 anos. Todas eram do sexo masculino. Um era negro, 6 eram brancos e um era pardo. Foram estudados 6 joelhos direitos e 4 joelhos esquerdos (TABELA 1).

TABELA 1 – Dados referentes aos joelhos utilizados

SVOC	DATA	IDADE	COR	SEXO	LADO
3696	25/04/05	49	Branca	M	D
3720	26/04/05	34	Branca	M	D
3720	26/04/05	34	Branca	M	E
5904	27/06/05	44	Branca	M	D
6548	16/07/05	63	Branca	M	D
7153	01/08/05	57	Negra	M	D
7153	01/08/05	57	Negra	M	E
7340	06/08/05	70	Branca	M	E
7340	06/08/05	70	Branca	M	D
7785	19/08/05	60	Parda	M	E

4.2 MÉTODOS

4.2.1 Retirada das Peças Anatômicas

Os joelhos foram retirados por via longitudinal anterior, e seguindo as normas do SVOC para a retirada. Foi feita dissecação romba pelo plano entre as fáscias e o tecido subcutâneo na região do joelho, e esta foi estendida proximalmente para a coxa e distalmente para a perna. Os músculos semitendíneo e grácil foram identificados e seus tendões foram preservados. O fêmur foi serrado em sua porção diafisária a uma distância de 15 cm da linha articular, sendo a tíbia serrada distalmente a 20 cm da linha articular. As partes moles ao redor do joelho foram seccionadas circunferencialmente no mesmo nível dos cortes ósseos, exceto os tendões dos músculos semitendíneo e grácil, que foram preservados integralmente.

4.2.2 Armazenamento das Peças Anatômicas

As peças então foram identificadas e acondicionadas em sacos plásticos, sendo então levadas até o Laboratório de Artroscopia do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, onde foram armazenadas em congeladores à temperatura de -20°C .

Para a realização dos ensaios, elas foram descongeladas pelo menos 12 horas antes do início dos testes, à temperatura ambiente, em solução de cloreto de sódio a 0,9% dentro de sacos plásticos fechados. (Albuquerque, 1999; Kokron, 2000; Pereira, 2004)

O tempo máximo entre o congelamento da peça e a realização do ensaio foi de 2 meses.

4.2.3 Preparação das Peças para o Ensaio

Após o descongelamento, as peças foram levadas ao Laboratório de Biomecânica LIM-41, acondicionadas em recipiente plástico e embebidas em solução de cloreto de sódio a 0,9%.

Antes da preparação das peças, foi feita a retirada dos enxertos dos músculos semitendíneo e grácil. Estes foram retirados por dissecação sob visão direta desde sua inserção tibial na região da pata de ganso, sem a necessidade do extrator de tendão rotineiramente utilizado em cirurgias. Foram preparados por sutura de suas extremidades com fio de poliéster nº 5 conforme descrito por Krackow *et al.* (1986) e então acondicionados em solução de cloreto de sódio a 0,9% até o momento imediatamente anterior à reconstrução cirúrgica, quando foi feito pré-tensionamento conforme descrito no item 4.2.6. (Figura 1).



FIGURA 1 – Os enxertos dos músculos semitendíneo e grácil preparados.

Após a retirada dos enxertos, as peças foram preparadas para serem fixadas no dispositivo utilizado para avaliação.

A região diafisária distal do fêmur foi exposta pela retirada parcial da musculatura, vasos e nervos, sendo preservada toda a cápsula articular anterior e posterior, os complexos ligamentares medial e lateral e as inserções musculares próximas à articulação do joelho. A articulação foi preservada, não havendo exposição articular durante a preparação da peça. Com isso, as estruturas intra-articulares foram mantidas íntegras.

A diáfise da tíbia foi exposta. Para facilitar seu acoplamento no dispositivo utilizado para avaliação, esta foi inserida em prolongamento feito

com tubo de PVC de 50 mm de diâmetro. A tibia foi centrada no tubo por 4 parafusos colocados perpendicularmente entre si, e então fixada por preenchimento deste com cimento acrílico comum (Acrílico auto-polimerizado JET®). Previamente à colocação do cimento acrílico, a fíbula foi fixada à tibia por um parafuso cortical de 4,5 mm de diâmetro, transfixando o tubo de PVC. Após a fixação, a fíbula foi seccionada cerca de 2,5 cm distalmente ao parafuso.

O joelho foi submetido a todos os testes no período de um dia, e não foi necessário congelar novamente nenhuma das peças. Durante a preparação, cirurgia e realização dos ensaios, as peças permaneceram envoltas por compressas úmidas embebidas em solução de cloreto de sódio a 0,9%.

4.2.4 O Dispositivo Utilizado no Ensaio

Foi desenvolvido um dispositivo que avaliou a capacidade do joelho deformar-se angularmente em varo ou em rotação externa, quando submetido a um determinado momento de flexão ou de torção (Figuras 2, 3 e 4). Os momentos aplicados foram de 2 N.m e de 5 N.m, tanto para o varo como para rotação externa, com o joelho posicionado a 0, 30, 60 e 90 graus de flexão. O momento foi aplicado utilizando um peso conectado à polia através de um fio de aço e o deslocamento angular foi registrado com máquina fotográfica digital, tirando-se fotos da polia nas situações com o joelho sem carga, com momento de 2 N.m e 5 N.m.

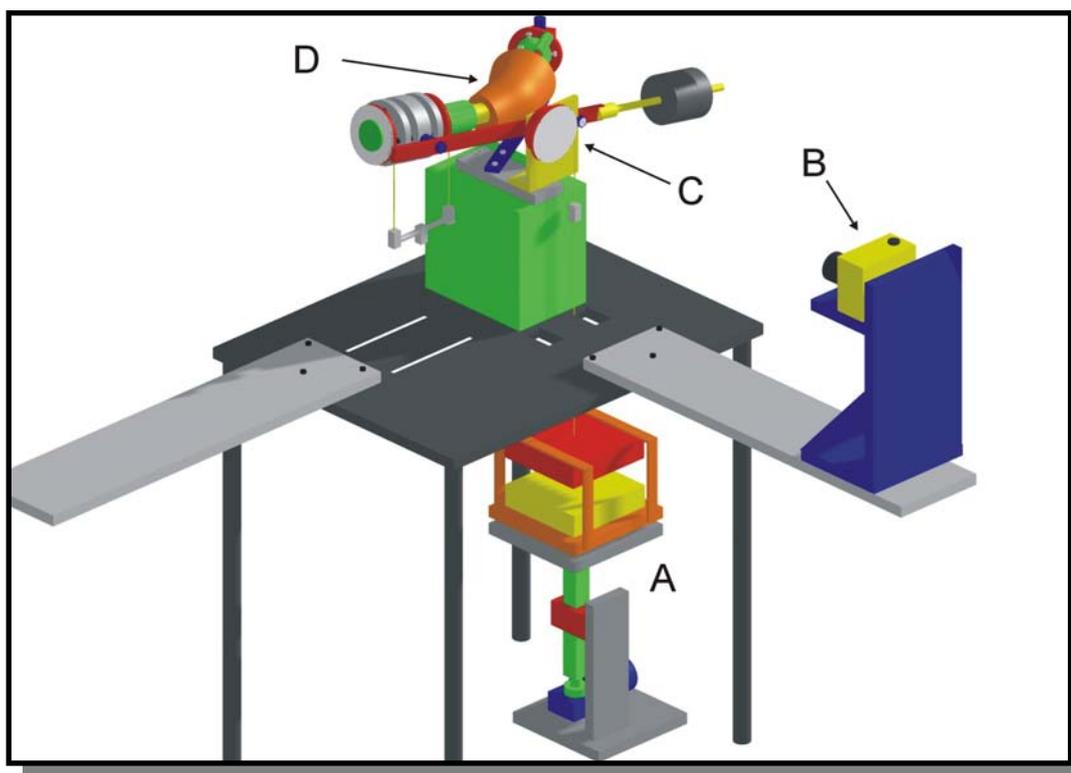


FIGURA 2 – Desenho esquemático do joelho posicionado no dispositivo de ensaio de varo e rotação externa, com o aparato ajustado para o ensaio de flexão em varo do joelho.

- A. Atuador motorizado para aplicação dos momentos de 2 N.m e 5 N.m
- B. Máquina fotográfica digital com resolução de 3,3 Megapixels
- C. Dispositivo de ensaio de varo e rotação externa
- D. Joelho de cadáver

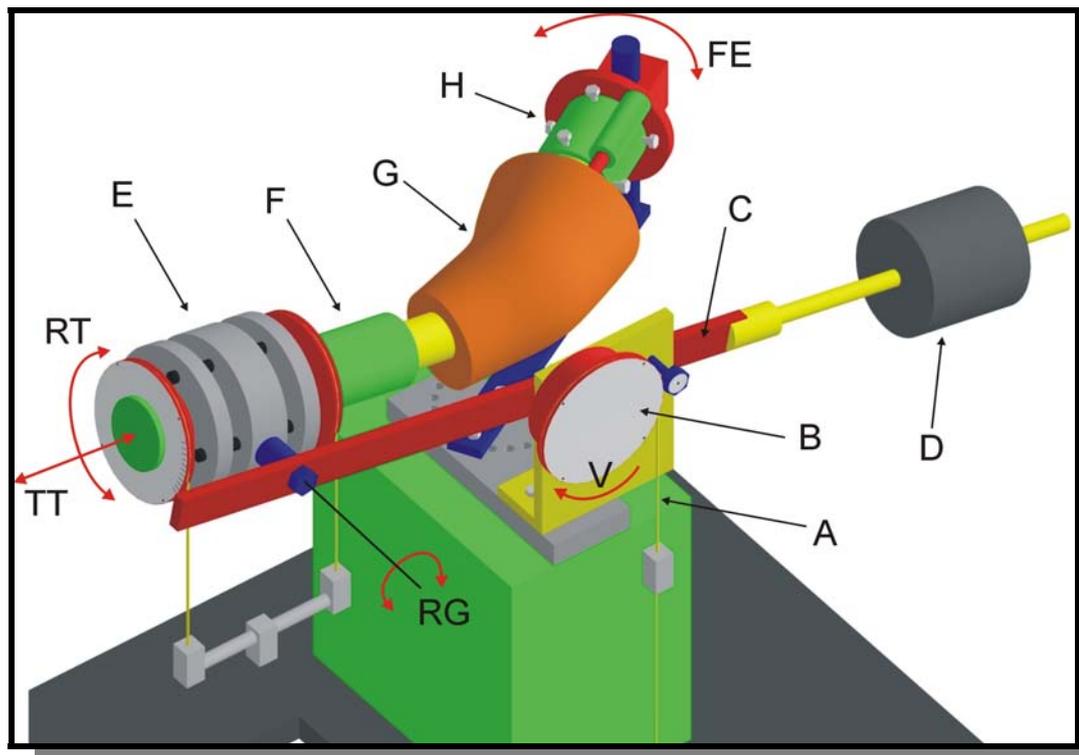


FIGURA 3 – Desenho esquemático do dispositivo de ensaio de varo e rotação externa, com o aparato ajustado para o ensaio de flexão em varo do joelho.

- A. Dois cabos em paralelo com diâmetro de 0,6 mm cada
- B. Polia de 100 mm de diâmetro envolvida pelos cabos de aço e conectada ao atuador motorizado.
- C. Barra presa à polia através de um eixo
- D. Contrapeso de 5 kg
- E. Garra tibial
- F. Alongador de PVC conectado à tíbia
- G. Joelho de cadáver
- H. Garra femoral
- FE. Ajuste angular do grau de flexo-extensão do joelho
- RT. Grau de liberdade angular da garra tibial
- TT. Grau de liberdade linear da garra tibial
- RG. Grau de liberdade angular da garra tibial
- V. Grau de liberdade angular correspondente ao movimento em varo

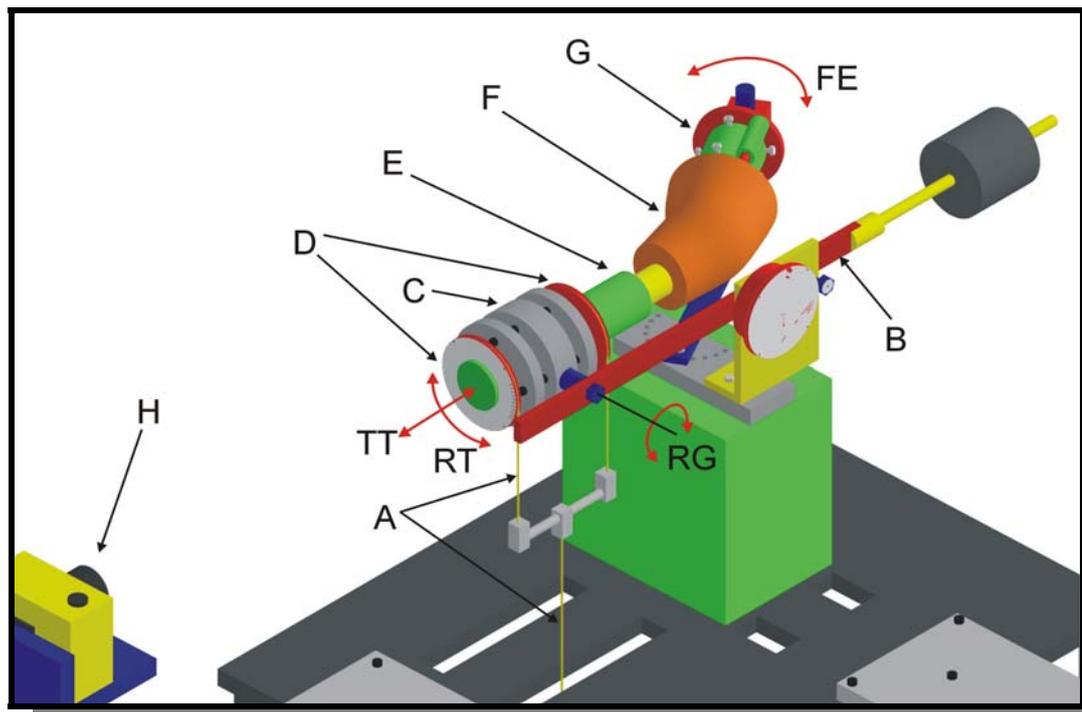


FIGURA 4 – Desenho esquemático do dispositivo de ensaio de varo e rotação externa, com o aparato ajustado para o ensaio de rotação externa do joelho.

- A. Dois cabos em paralelo com diâmetro de 0,6 mm presos a um cabo de 1,2 mm de diâmetro conectado ao atuador motorizado.
- B. Barra presa à base do dispositivo, imóvel e na posição horizontal
- C. Garra tibial
- D. Duas polias de 100 mm de diâmetro envolvidas pelos cabos de aço
- E. Alongador de PVC conectado à tíbia
- F. Joelho de cadáver
- G. Garra femoral
- H. Máquina fotográfica digital com resolução de 3,3 Megapixels
- FE. Ajuste angular do grau de flexo-extensão do joelho
- RT. Grau de liberdade angular da garra tibial
- TT. Grau de liberdade linear da garra tibial
- RG. Grau de liberdade angular da garra tibial

A força necessária para aplicar um momento de 2 e 5 N.m foi determinada pela divisão do momento pelo raio da polia, que era de 0,05 m, resultando em 40 N para um momento de 2 N.m e 100 N para um momento de 5 N.m.

Foi desenvolvido um atuador motorizado (Figura 5) que permitiu que o fio acoplado à polia ficasse frouxo (figura 5-situação 1) quando a mesa do atuador subisse, correspondendo à posição neutra do joelho, mas também permitiu que o fio ficasse tensionado com 40 N ou 100 N quando a mesa do atuador descesse, correspondendo à situação com aplicação de momento de 2 ou 5 N.m (Figura 5 – situações 2 e 3).

Foi desenvolvido um programa de fotogoniometria (figura 6) com a função de medir através de uma foto digital, o ângulo da polia em relação a um ponto fixo. Para isso, foi necessário determinar manualmente ou automaticamente o centro dos pontos P1 a P4, defasados 90° entre eles e localizados na periferia da polia. Através dos centros dos quatro pontos foi possível determinar o centro de rotação da polia e o ângulo de interesse entre o ponto P1 e o ponto de referência.

Foi determinado o erro na medida angular pelo sistema de fotogoniometria, utilizando como método de aferição um equipamento de metrologia conhecido como projetor de perfil, que possui uma tela giratória acoplada a um sensor angular com resolução de 0,02°. A polia foi presa ao centro da tela e foi tirada uma foto antes de girá-la e após a rotação de 45 graus medida pelo leitor digital do projetor. Foram feitos dez procedimentos, totalizando 20 fotos. As fotos foram analisadas pelo programa de fotogoniometria e encontrou-se um erro de 0,1°.

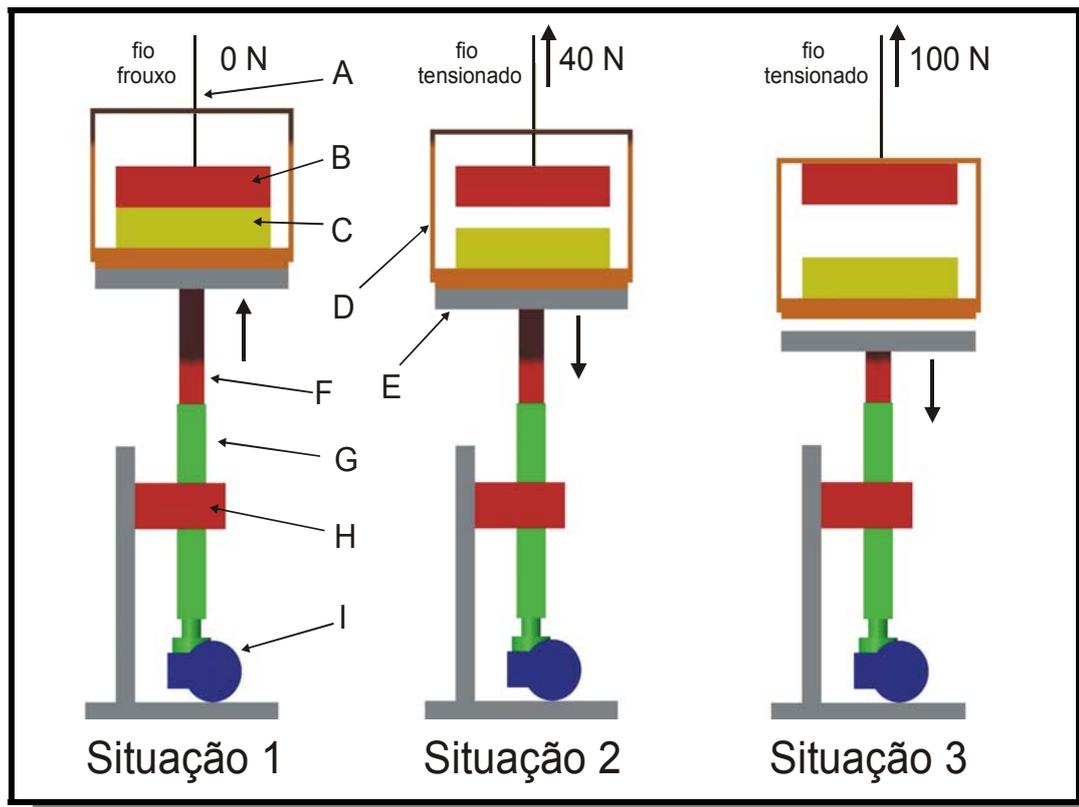


FIGURA 5 – Desenho esquemático do funcionamento do atuador motorizado, mostrando a polia sem carga aplicada (situação 1), com carga aplicada de 40 N (situação 2) e com carga aplicada de 100 N (situação 3), correspondendo respectivamente aos momentos de 0, 2 e 5 N.m.

- A. Fio de aço
- B. Peso correspondente a 40 N
- C. Peso acoplado à armação metálica que, somados ao peso de 40 N, totalizam 100 N
- D. Armação metálica contendo os dois pesos
- E. Mesa acoplada à haste móvel
- F. Haste móvel
- G. Haste fixa à base do atuador
- H. Base do atuador
- I. Motor elétrico com redutor de rotações

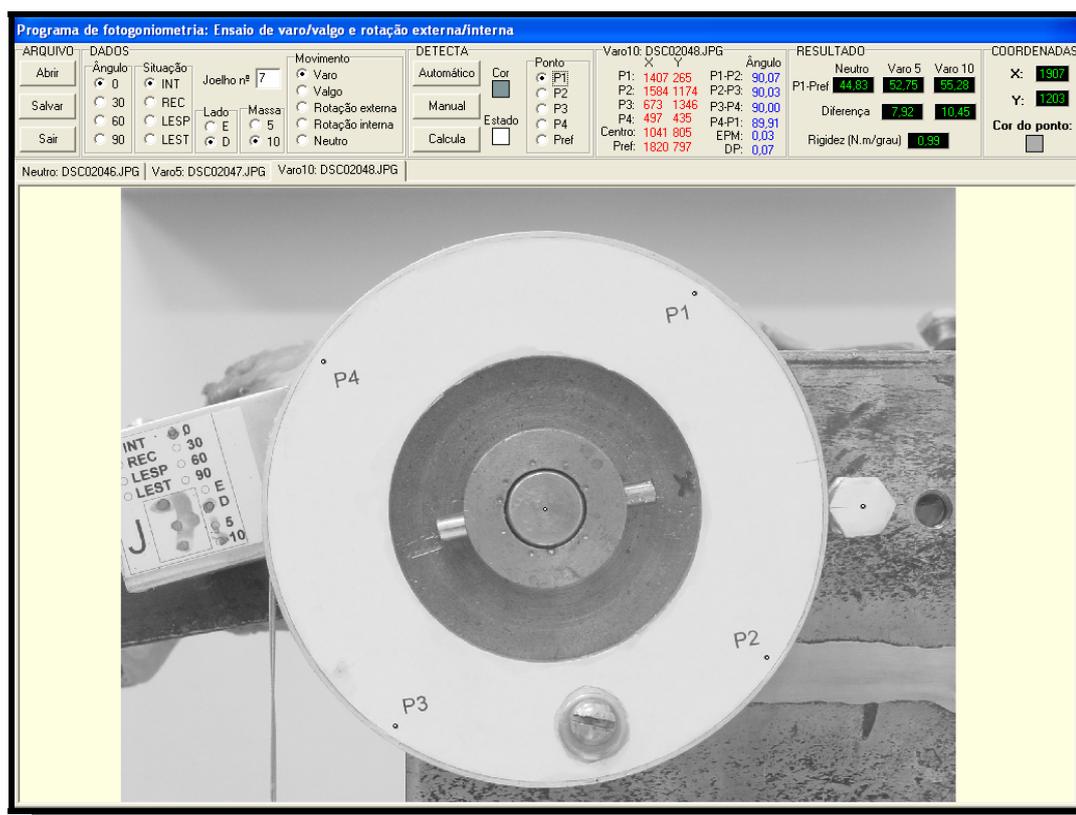


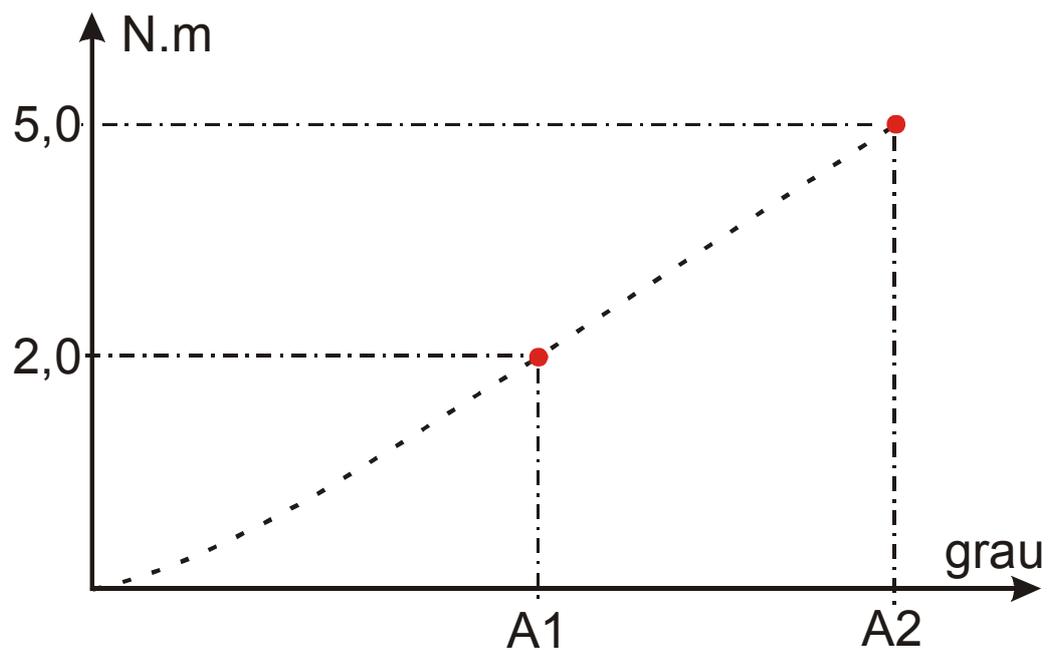
FIGURA 6 – Programa de fotogrametria, utilizado para medir os ângulos da polia em varo ou em rotação externa, sem aplicação de carga, com aplicação do momento de 2 N.m e 5 N.m. Observam-se os quatro pontos dentro da polia (P1 a P4) e o ponto de referência, preso à base do dispositivo.

Os parâmetros estudados foram a deformação angular segundo os momentos de 2 N.m e 5 N.m e a rigidez para os joelhos submetidos ao ensaio de varo e de rotação externa. Baseados nos gráficos dos ensaios de varo e rotação externa de Lasmar (2006), foi observado que os diagramas de momento *versus* deformação angular possuíam um comportamento linear entre os momentos de 2 e 5 N.m (Gráfico 1). No presente estudo, a rigidez foi medida entre esses dois momentos e foi calculada pela seguinte expressão:

GRÁFICO 1 – Diagrama hipotético do momento (N.m) pela deformação angular (grau) de um ensaio de varo ou rotação externa do joelho. Os pontos vermelhos representam a região linear do gráfico onde se calcula a rigidez. A1 e A2 são as deformações medidas quando o joelho foi submetido aos momentos de 2 N.m e 5 N.m, respectivamente

$$\text{Rigidez} = \frac{(5 - 2) \text{ N.m}}{(A2 - A1) \text{ graus}} \quad [\text{N.m/grau}]$$

Onde: A1 – Deformação angular a 2 N.m
A2 – Deformação angular a 5 N.m



4.2.5 Os ensaios

Cada joelho foi testado no dispositivo quanto à resposta a solicitações em varo e rotação externa, em quatro diferentes ensaios.

Cada situação foi testada uma única vez. Entretanto, antes de cada teste, foi realizada a acomodação do sistema, com um tensionamento do joelho em varo ou rotação externa, através da aplicação de uma carga de 40 N à polia por 2 minutos. Após esses 2 minutos, a carga era retirada e o teste realizado.

Inicialmente, foi feito o ensaio com todas as estruturas íntegras (Int).

Em seguida, foram produzidas lesões totais do ligamento colateral lateral, do tendão do músculo poplíteo, do ligamento poplíteo-fibular e da cápsula póstero-lateral. As lesões foram produzidas por desinserção após incisão direta com lâmina de bisturi número 23.

Após lesadas, as estruturas foram reconstruídas utilizando a técnica descrita no item 4.2.6, com enxerto dos tendões semitendíneo e grácil. Para tal reconstrução, o joelho foi retirado do dispositivo, mas mantido preso às garras, para evitar erro de reposicionamento.

Foi feito novo ensaio, agora com as estruturas reconstruídas (Rec).

A reconstrução foi então parcialmente lesada, na porção do enxerto entre o orifício posterior da tibia e o túnel da cabeça da fíbula, que foi seccionada transversalmente com bisturi. Esta porção corresponde ao

ligamento poplíteo-fibular, que nesta situação ficou ausente. Esta lesão foi produzida sem que o joelho fosse retirado do dispositivo.

Novo ensaio foi realizado, nesta situação de reconstrução parcial (RecP).

Finalmente, a reconstrução foi desfeita, com secção transversal dos enxertos entre o orifício posterior da tíbia e o fêmur, e entre a cabeça da fíbula e o fêmur, feita com bisturi, também sem que o joelho fosse retirado do dispositivo.

Nesta situação, que reproduz a lesão de todas as estruturas, foi realizado o quarto ensaio (LesT).

As peças então foram soltas do dispositivo. Os parafusos utilizados na reconstrução foram retirados.

Em seguida, as peças foram inspecionadas após desinserção do ligamento patelar e elevação da patela, no intuito de identificar lesões dos ligamentos cruzados anterior e posterior, do ligamento colateral tibial, dos meniscos e lesões degenerativas da cartilagem articular. Em apenas uma das peças foi encontrada uma lesão pequena no corpo do menisco medial, que não foi considerada suficiente para que seus resultados fossem excluídos da análise.

Após inspecionadas, as peças foram colocadas em sacos plásticos e devolvidas ao Laboratório de Artroscopia, para identificação e posterior devolução ao SVOC.

4.2.6 A Técnica Operatória

✓ A Escolha da Técnica

A técnica utilizada na reconstrução dos joelhos neste estudo foi utilizada reproduzindo a descrição de LaPrade *et al.*, (2004) com o objetivo de promover a reconstrução anatômica das estruturas do canto pósterolateral do joelho.

No entanto, em nosso estudo, foram utilizados os enxertos dos músculos semitendíneo e grácil.

✓ Os Enxertos

Os enxertos foram retirados e preparados conforme descrição no item 4.2.3. Após isso, permaneceram acondicionados em solução de cloreto de sódio a 0,9% até o momento imediatamente anterior à reconstrução cirúrgica, quando foi feito pré-tensionamento.

Os enxertos foram pré-tensionados imediatamente antes de sua colocação, com uma carga de 20 N por período de 20 minutos. (Albuquerque, 1999; Kokron, 2000). Para o pré-tensionamento, foram suspensos em uma de suas extremidades, enquanto peso de 2 kg foi preso tracionando a outra extremidade.

✓ A identificação das estruturas

Com a peça sobre bancada foi feita incisão acompanhando a borda posterior da porção longa do músculo bíceps femoral, onde após divulsão

dos planos mais profundos, o nervo fibular comum foi identificado. Realizamos então neurólise proximal e distal do mesmo, e este foi afastado.

Aprofundamos a dissecação neste plano, buscando identificar o músculo poplíteo, o ligamento poplíteo-fibular, e o sulco poplíteo na região posterior da tíbia, localizado posteriormente à junção músculo-tendínea do músculo poplíteo.

Na porção lateral da cabeça da fíbula, foi feita pequena incisão horizontal sobre a borda anterior do tendão da porção longa do músculo bíceps femoral, expondo a bursa aí existente, e, adjacente à mesma, a inserção fibular do LCF foi então identificada (Figura 7 e 8).

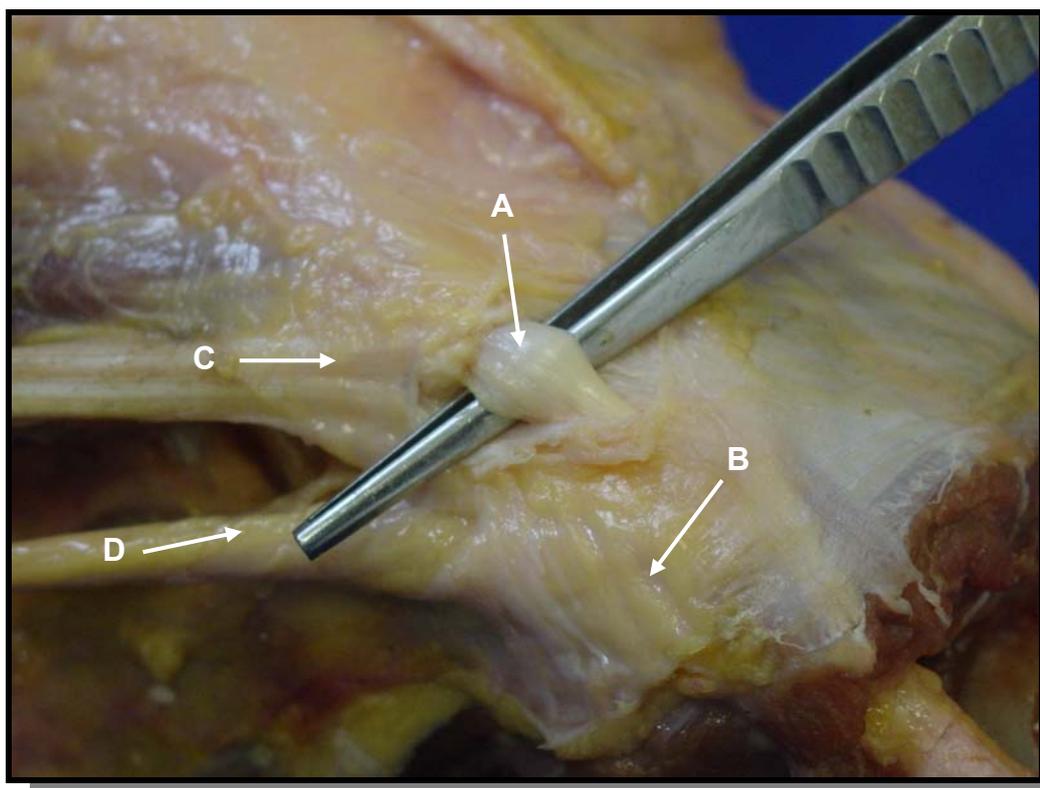


FIGURA 7 – Ligamento colateral fibular isolado próximo à inserção do tendão da porção longa do músculo bíceps femoral sob sua bursa.

- A-** Ligamento colateral fibular
- B-** Cabeça da fíbula
- C-** Tendão da porção longa do músculo bíceps femoral
- D-** Nervo fibular

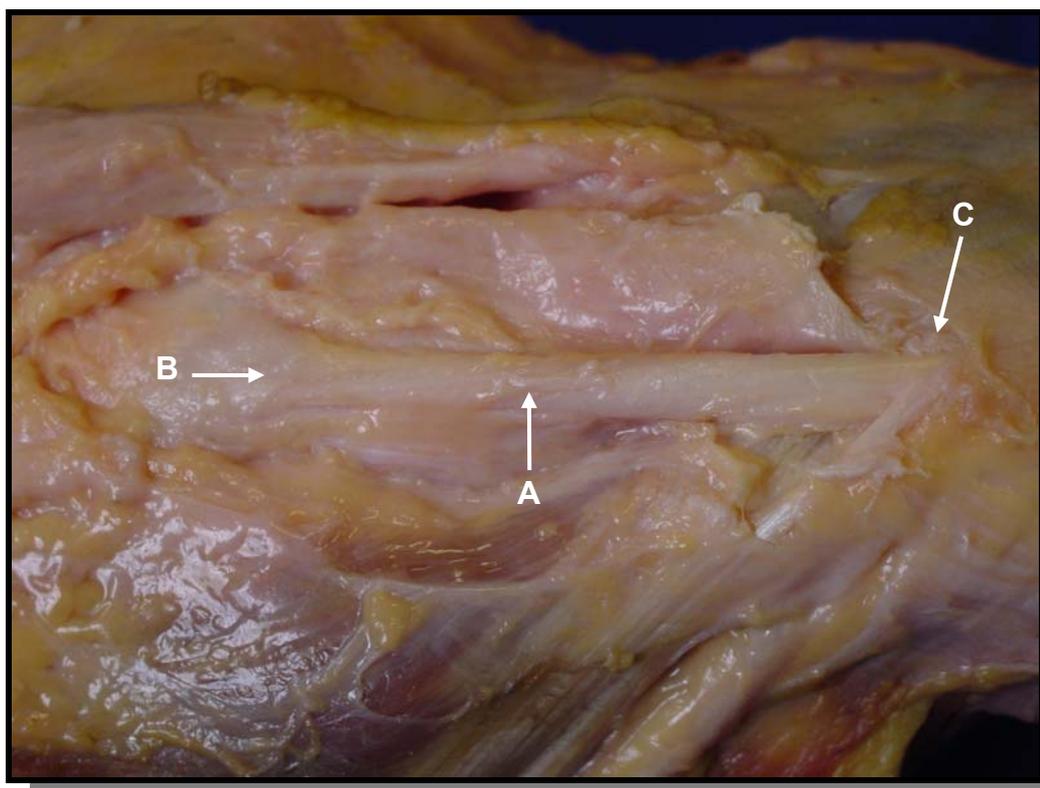


FIGURA 8 – Ligamento colateral fibular totalmente dissecado.

- A-** Ligamento colateral fibular
- B-** Inserção femoral
- C-** Inserção fibular

Outra incisão foi feita, desde a tuberosidade lateral da tíbia, estendendo-se proximalmente por 10 cm sobre a camada superficial da banda iliotibial. Afastando a banda iliotibial incisada, a articulação foi exposta por pequena artrotomia vertical a um centímetro da porção anterior do ligamento colateral lateral (LCF), para conseguirmos visualizar a inserção femoral do LCF e do tendão do músculo poplíteo (TPo), que foram adequadamente identificadas.

Em seguida, realizamos lesões totais do ligamento colateral lateral, do tendão do músculo poplíteo, do ligamento poplíteo-fibular e da cápsula póstero-lateral (Figura 9). As lesões foram produzidas após incisão direta com bisturi, seccionando as estruturas citadas.

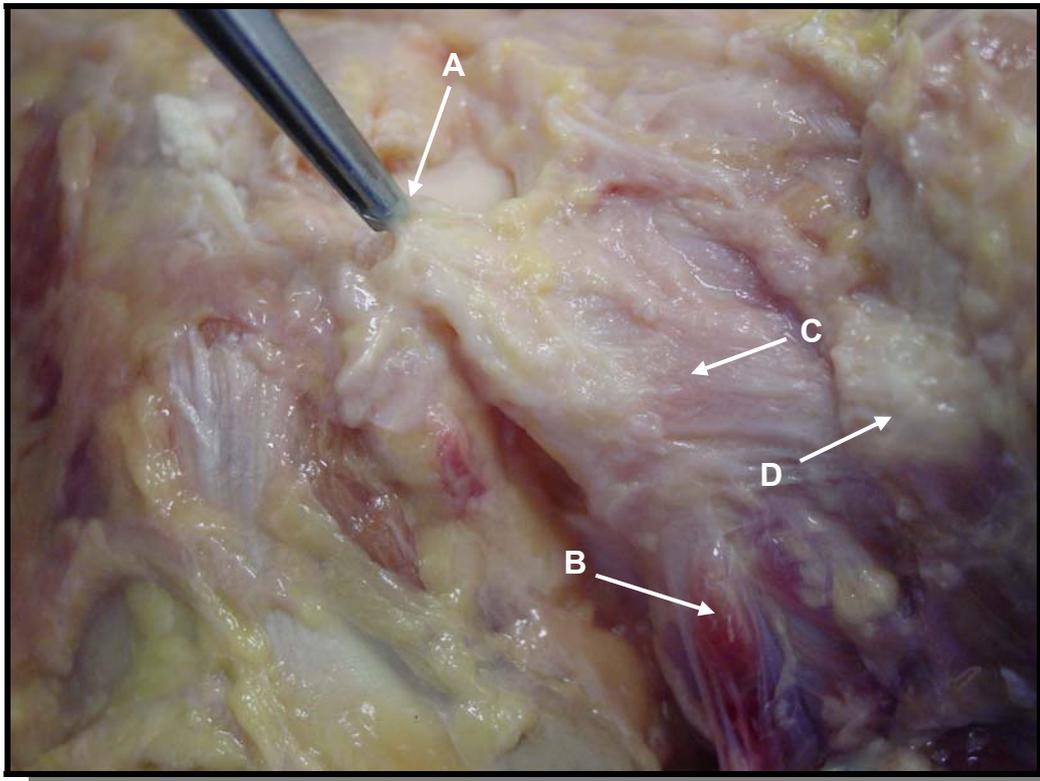


FIGURA 9 – O tendão do músculo poplíteo, após desinserção no fêmur, está sendo tracionado pela pinça. Note as fibras direcionadas desde o tendão até a cabeça da fíbula.

- A-** Tendão do músculo poplíteo
- B-** Músculo poplíteo
- C-** Ligamento poplíteo-fibular
- D-** Cabeça da fíbula

✓ Os túneis ósseos

Os túneis ósseos foram realizados através das inserções anatômicas das estruturas a serem reconstruídas, aproximadamente em seu ponto médio (Figura 10).

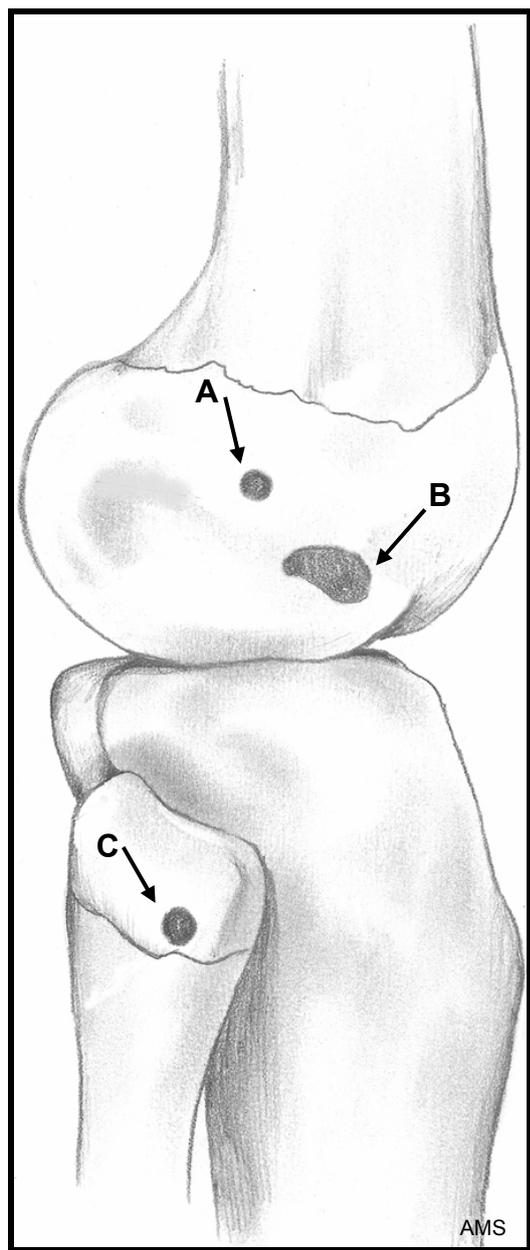


FIGURA 10 – Vista lateral do joelho, mostrando os pontos anatômicos da inserção femoral e fibular do LCF e da inserção femoral do TPO.

A: Inserção femoral do LCF; **B:** Inserção femoral do tendão do músculo poplíteo; **C:** Inserção fibular do LCF.

Para a confecção dos túneis, foram utilizados fios-guia convencionais, com 2,5 cm de diâmetro. Direcionadas por estes fios guia foram passadas as brocas canuladas e confeccionados os túneis (Figura 11). As bordas de todos os túneis foram regularizadas com uma rugina óssea.

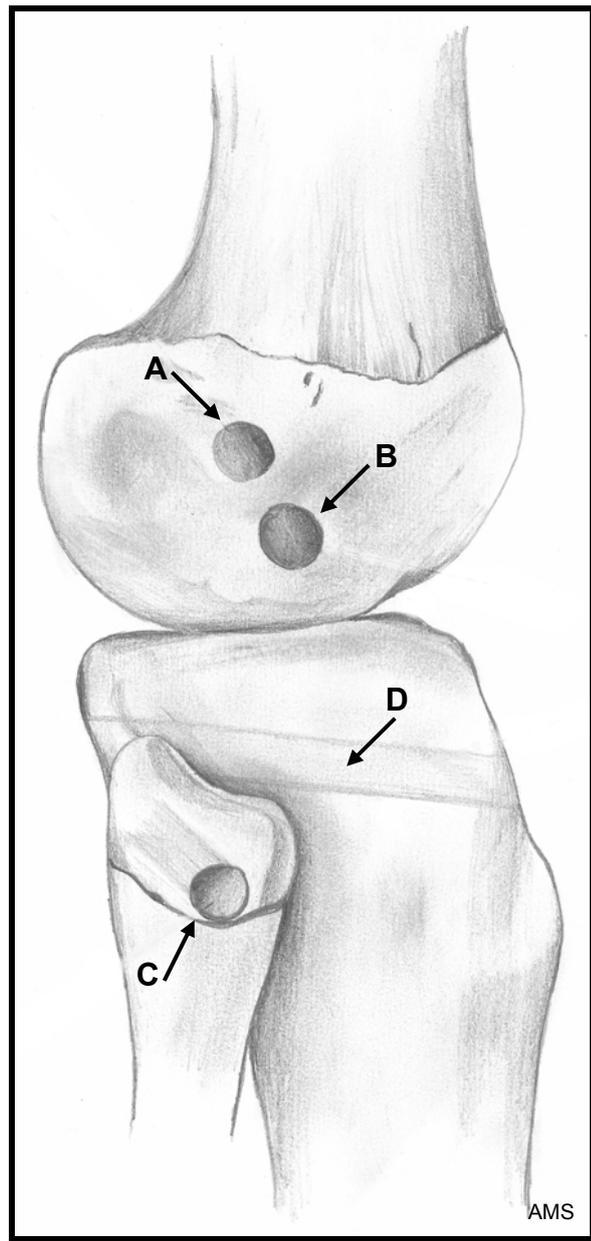


FIGURA 11 – Vista lateral do joelho, mostrando os túneis confeccionados no fêmur, na tíbia e na fíbula.

A: Túnel femoral para reconstrução do LCF; **B:** Túnel femoral para reconstrução do TPO; **C:** Túnel fibular; **D:** Túnel tibial.

Um túnel foi confeccionado na cabeça da fíbula (figura 12). O fio-guia foi passado sob visão direta, da porção lateral da cabeça da fíbula, sobre a inserção fibular do LCF, até a inserção do ligamento poplíteo-fibular na região pósteromedial do processo estilóide. Uma broca de 7 mm foi então usada sobre esse guia, criando túnel fibular.

Para criarmos o túnel tibial, o fio guia foi passado de região anterior, em ponto localizado medial e distalmente à tuberosidade lateral da tíbia, até o sulco poplíteo na região posterior da tíbia, no nível da junção músculo-tendínea do músculo poplíteo, a aproximadamente 10 mm da linha articular. Através deste fio-guia foi passada agora a broca de 9 mm, dando origem ao túnel tibial (Figura 12).

Após a identificação da inserção femoral do LCF, foi passado um fio-guia através de seu centro, direcionado ântero-medialmente até atravessar a cortical femoral medial. Com a broca de 7 mm, foi feito túnel ósseo até a cortical contralateral (Figura 12). De maneira similar, foi criado um túnel através da inserção femoral do TP, este também como diâmetro de 7 mm. Devido à proximidade das inserções, tivemos cuidado na confecção dos túneis, para que fosse mantida uma ponte óssea entre eles (Figura 13). Ambos foram inclinados proximalmente e anteriormente, para evitar que a região da fossa poplíteia pudesse ser atingida.

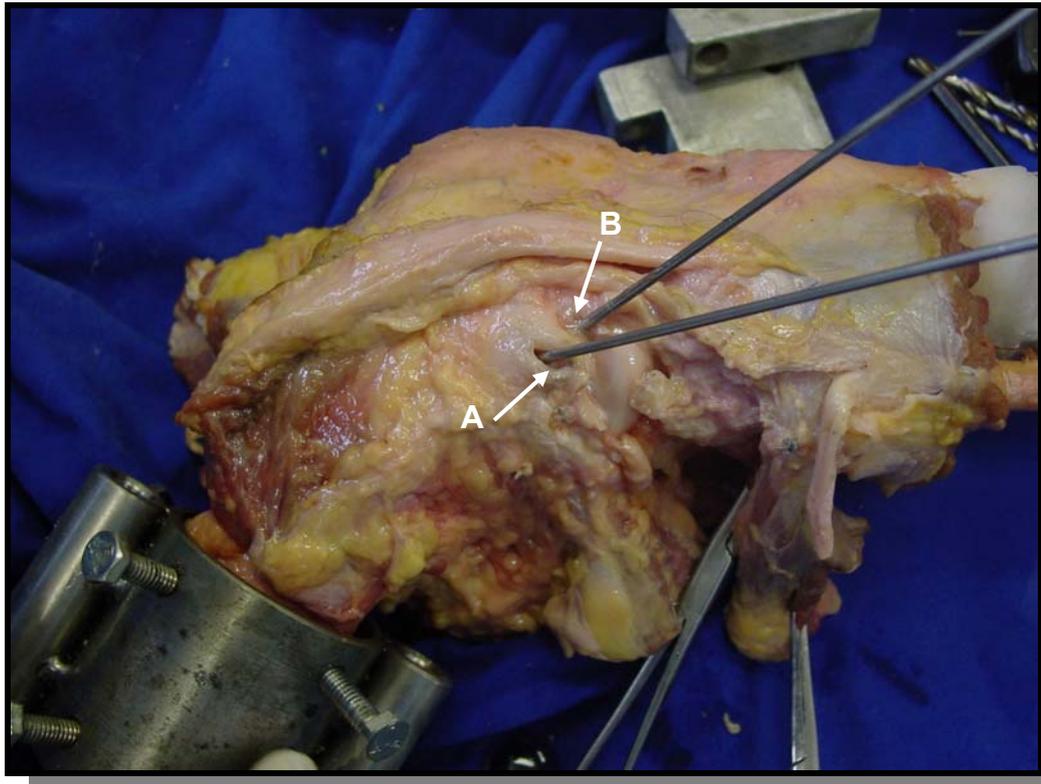


FIGURA 13 – Fios guia convencionais dentro dos túneis confeccionados nas inserções anatômicas do LCF e do tendão do músculo poplíteo.

- A-** Túnel na inserção anatômica do LCF no fêmur
- B-** Túnel na inserção anatômica do tendão do músculo poplíteo no fêmur

✓ **A Passagem e Fixação dos Enxertos**

Os enxertos, já devidamente preparados e pré-tensionados, foram passados e fixados separadamente.

Inicialmente, ambos foram passados pelo túnel tibial, de anterior para posterior, com auxílio de um fio guia (Figura 14).

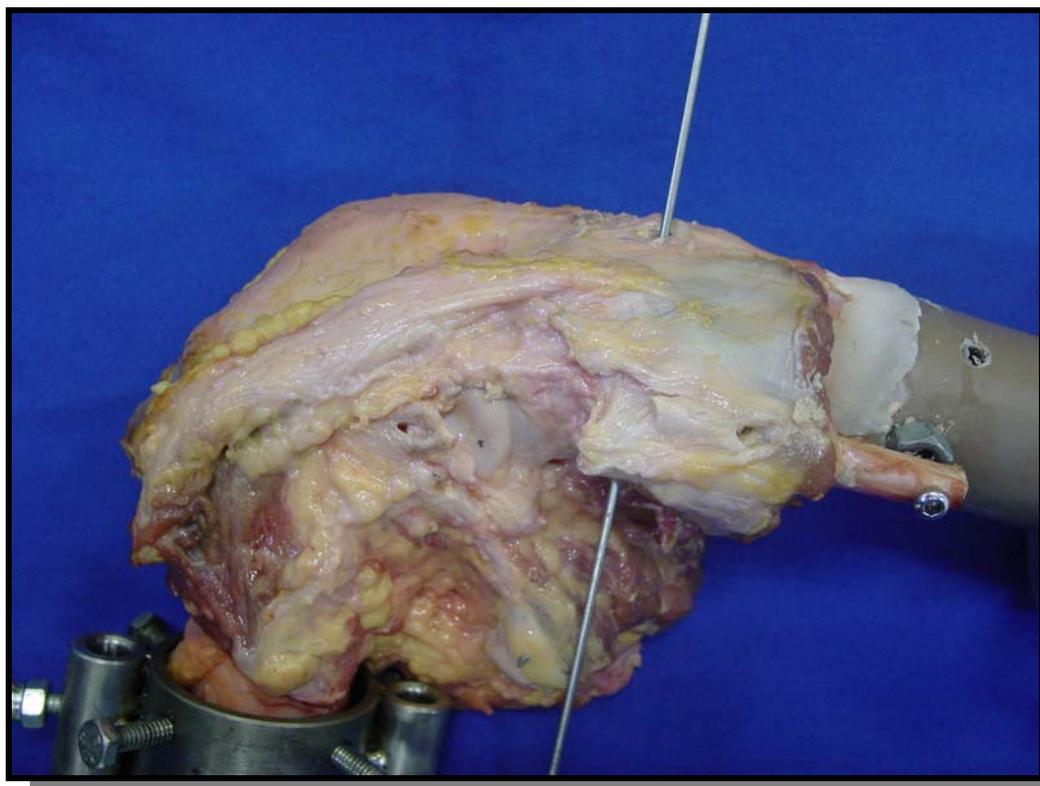


FIGURA 14 – Fio guia atravessando o túnel confeccionado na tíbia.

O tendão do músculo semitendíneo, da região posterior da tíbia foi levado até a cabeça da fíbula, entrando póstero-medialmente no túnel fibular (Figura 15), refazendo o LPf e saindo lateralmente na inserção fibular do LCF (Figura 16 A e B).

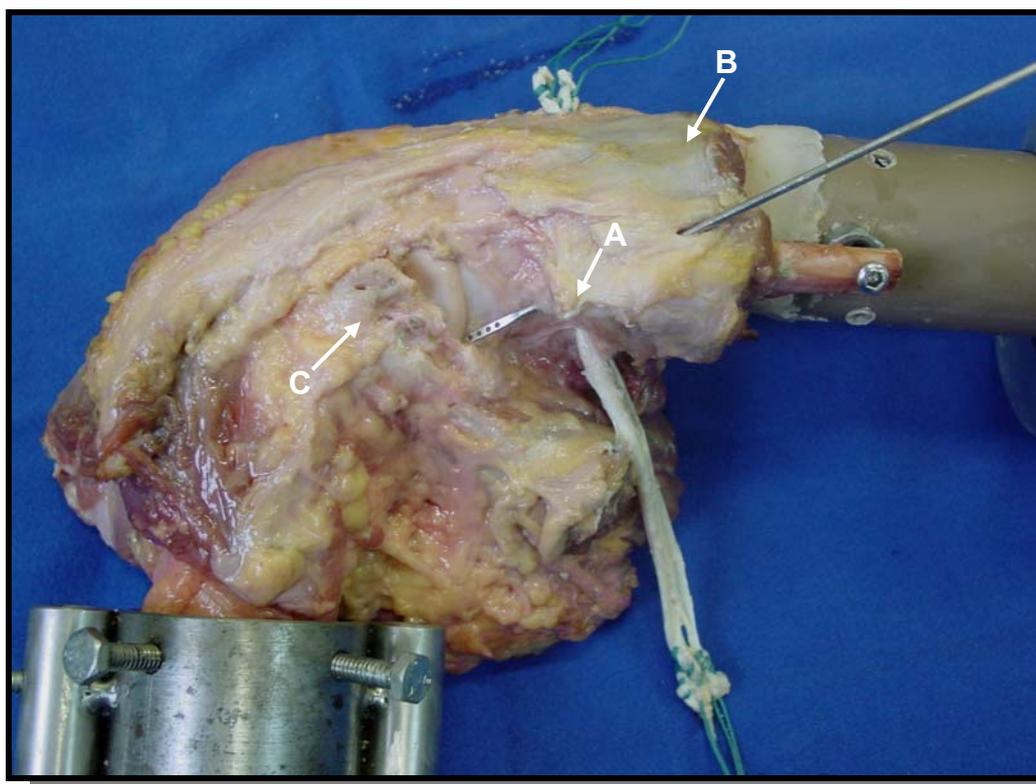


FIGURA 15 – Enxertos já passados através da tíbia. O fio guia está colocado no túnel da fíbula.

- A- Cabeça da fíbula
- B- Tíbia
- C- Fêmur

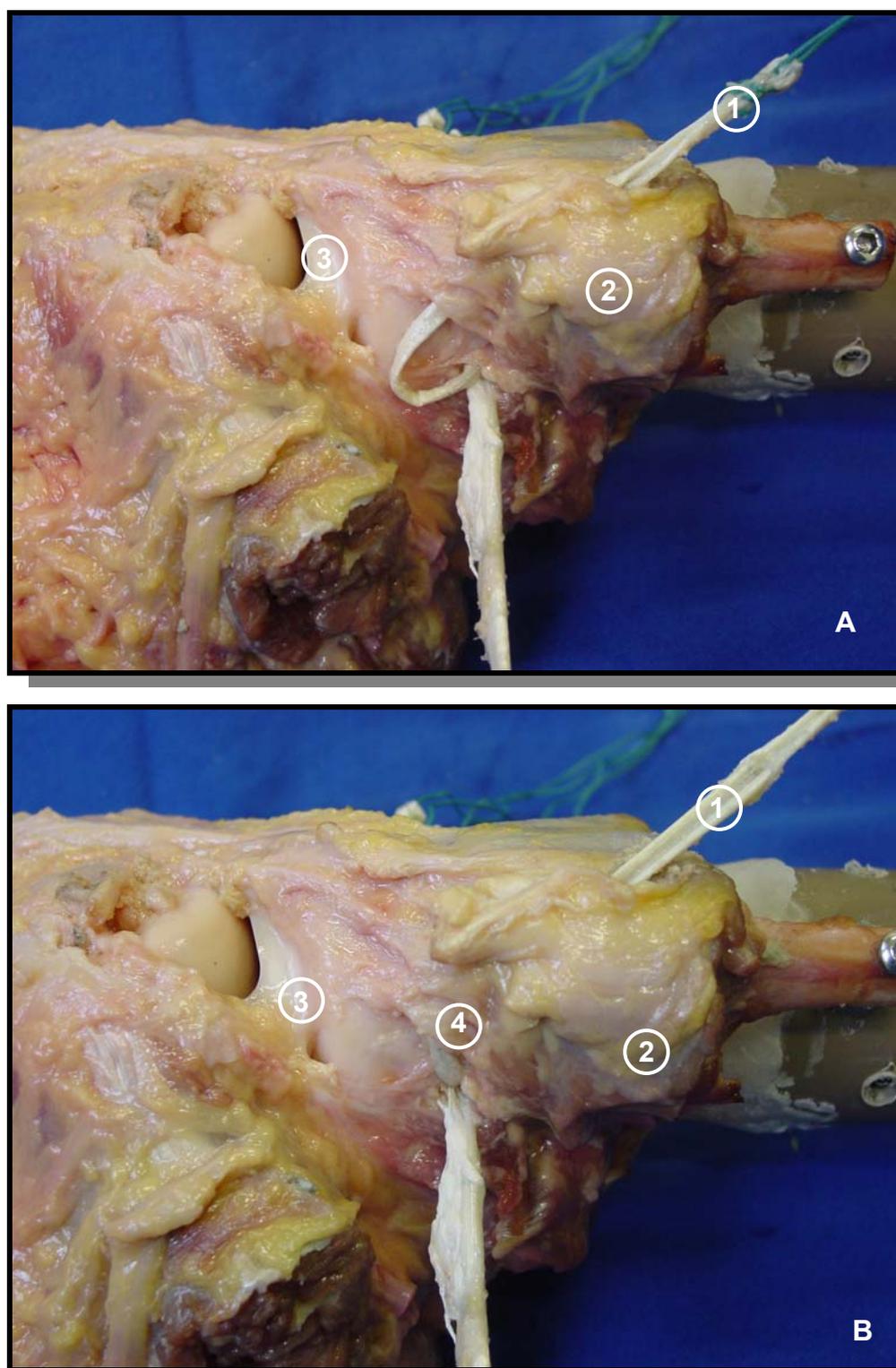


FIGURA 16 – **A**- Passagem do enxerto através do túnel fibular. **1)** Enxerto; **2)** Cabeça da fíbula; **3)** Menisco lateral. **B**-Enxerto tracionado após passagem pelo túnel fibular. Note a reconstrução do ligamento poplíteo-fibular. **1)** Enxerto; **2)** Cabeça da fíbula; **3)** Menisco lateral. **4)** Ligamento poplíteo-fibular reconstruído.

Utilizamos o enxerto do tendão do músculo grácil para reconstruir o músculo poplíteo. Desde a região posterior da tibia, este foi levado até o túnel na inserção femoral do tendão do músculo poplíteo (Figura 17) e passado através deste até a região medial do fêmur (Figura 18).

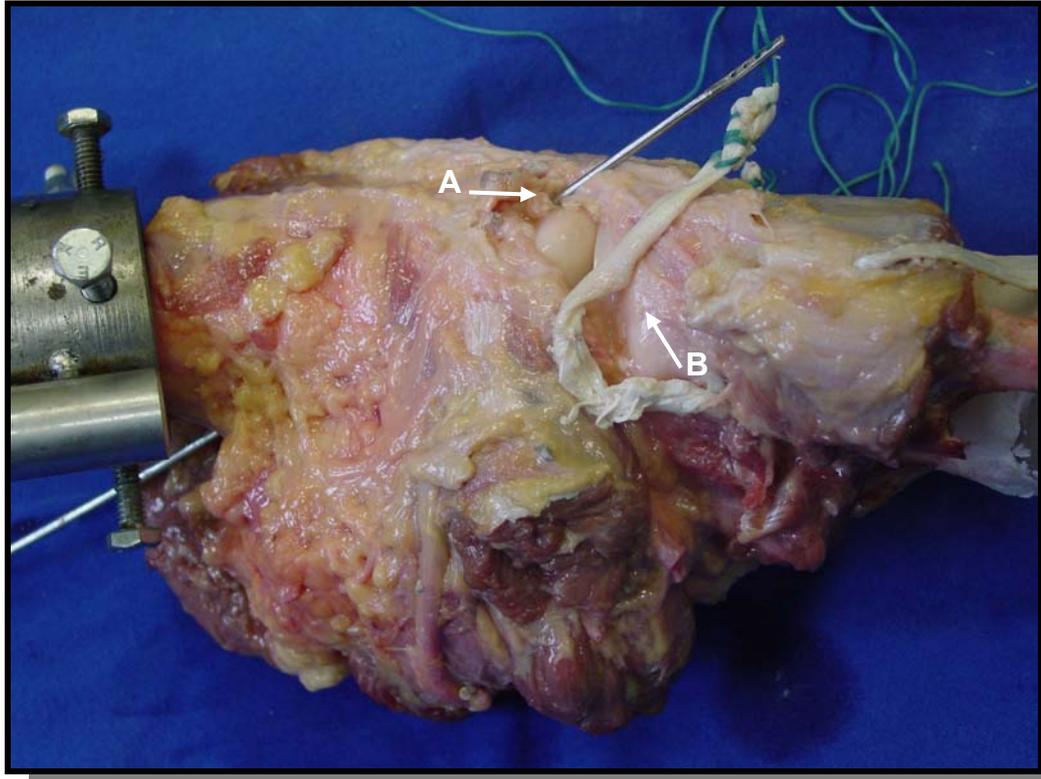


FIGURA 17 – Passagem do enxerto desde o túnel tibial até a inserção femoral do tendão do músculo poplíteo.

- A-** Inserção femoral do tendão do músculo poplíteo.
- B-** Cabeça da fíbula

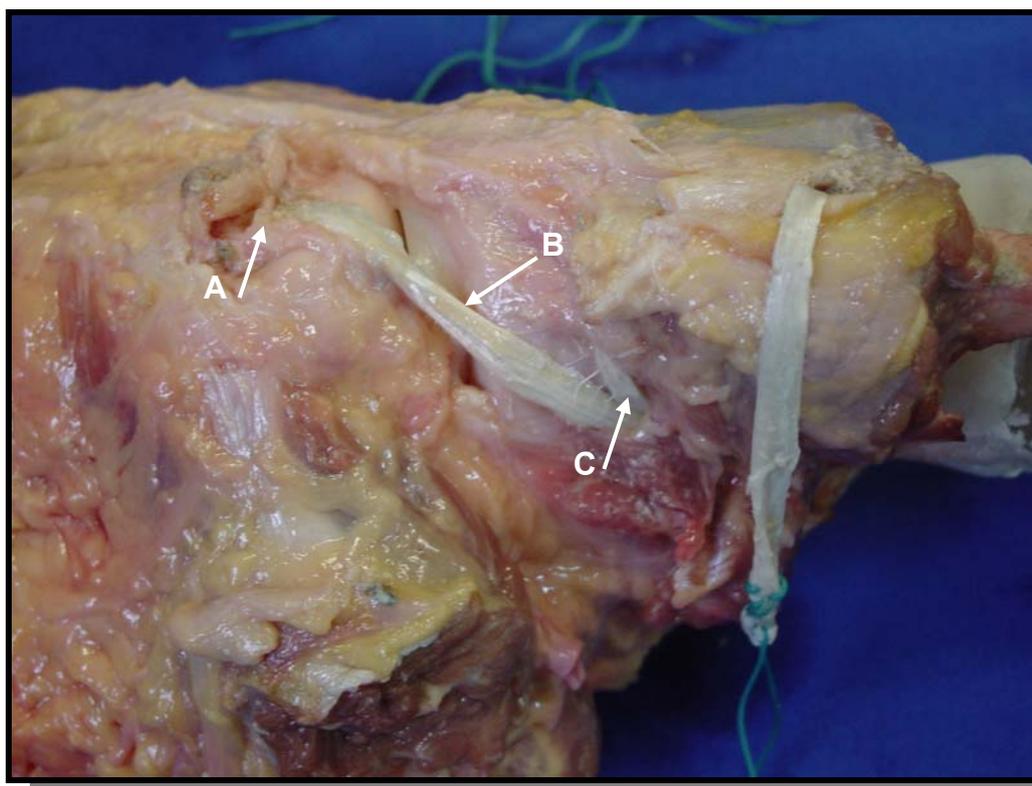


FIGURA 18 – Enxerto passado no túnel femoral reconstruindo o tendão do músculo poplíteo.

- A-** Inserção femoral
- B-** Reconstrução do tendão do músculo poplíteo
- C-** Reconstrução do ligamento poplíteo-fibular

O tendão do músculo semitendíneo foi então direcionado, passando superficialmente ao TPO reconstruído, até a inserção femoral do LCF e passado através do túnel femoral (Figura 19).

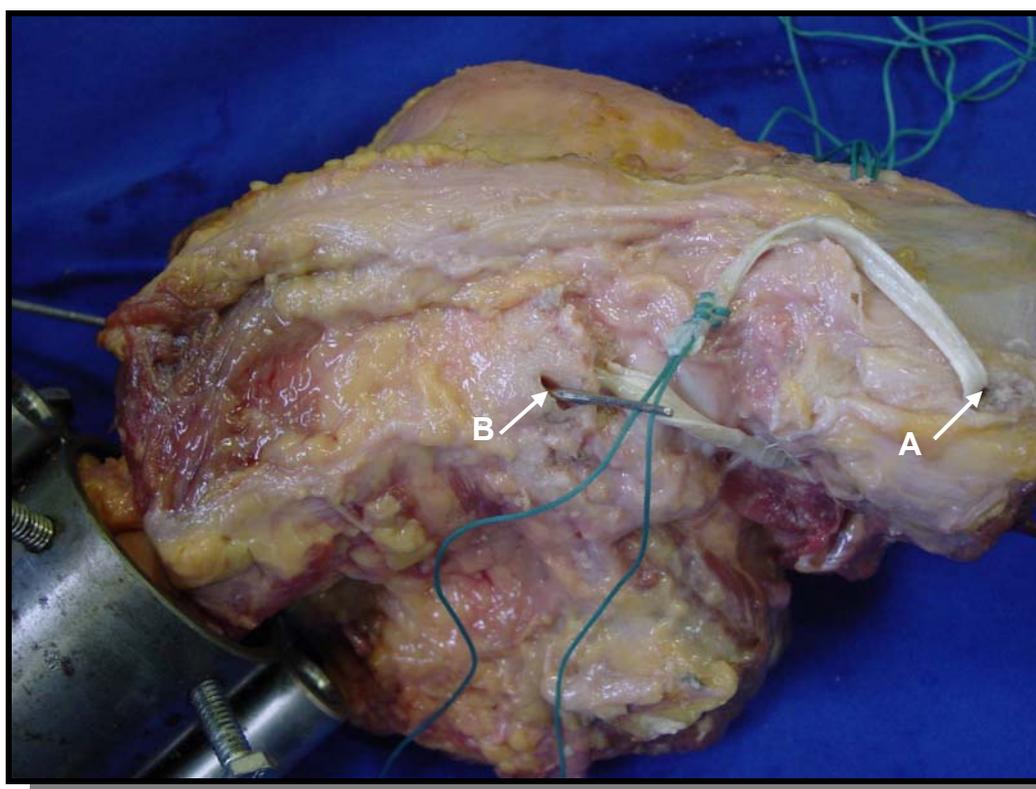


FIGURA 19 – Passagem do enxerto reconstruindo o ligamento colateral fibular.

- A-** Cabeça da fibula
- B-** Túnel na inserção femoral do LCF

Inicialmente ambos os enxertos foram fixados em sua porção proximal, separadamente, cada um amarrado a um parafuso bi-cortical com arruela. (Amatuzzi, 1993; Albuquerque, 1999).

Enquanto o enxerto era tracionado, com o joelho em rotação neutra, flexão de 30 graus e aplicando uma discreta força de valgo, foi colocado parafuso de interferência metálico através da porção lateral da cabeça da fíbula, fixando a porção do enxerto correspondente ao LCF reconstruído.

Ambos os enxertos então foram manualmente tracionados desde a região anterior da tibia. O joelho foi posicionado com flexão de 60 graus e rotação interna de 5 graus, e estes foram amarrados a parafuso bi-cortical com arruela, posicionado distalmente ao orifício anterior da tibia (Figuras 20 e 21). Com isso, a reconstrução foi finalizada e o joelho levado de volta aos ensaios (Figura 22).

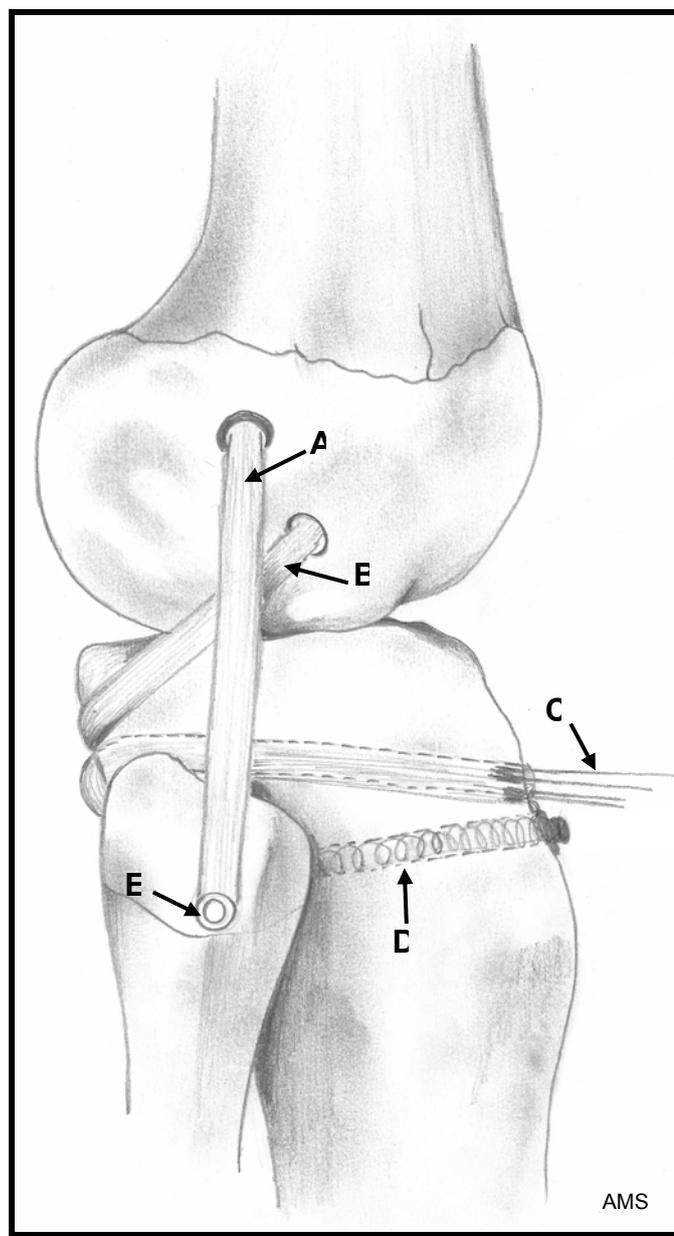


FIGURA 20 – Vista lateral do joelho, mostrando a reconstrução. O desenho não mostra o fio de poliéster amarrado ao parafuso para facilitar a compreensão.

A: LCF reconstruído; **B:** TPo reconstruído; **C:** Fio de poliéster nº. 5; **D:** Parafuso cortical 4,5 mm com arruela; **E:** Parafuso de interferência 7 x 20mm.

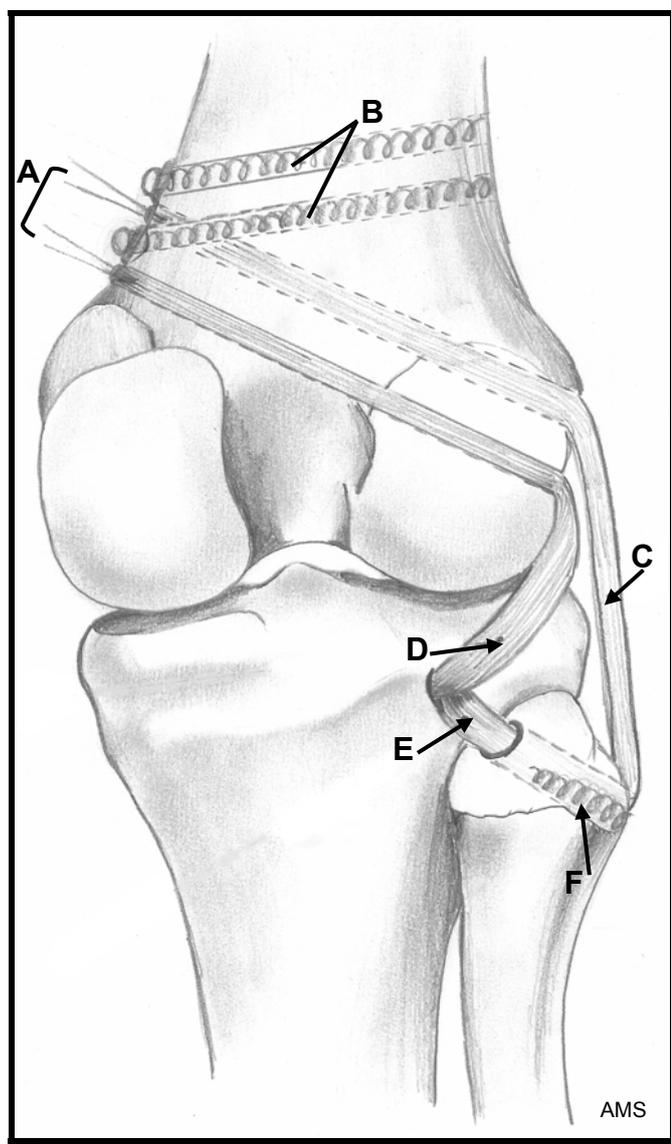


FIGURA 21 – Vista posterior do joelho, mostrando a reconstrução. O desenho não mostra o fio de poliéster amarrado ao parafuso para facilitar a compreensão.

A: Fios do poliéster nº. 5; **B:** Parafusos corticais 4,5mm com arruela; **C:** LCF reconstruído; **D:** TPo reconstruído; **E:** LPf reconstruído; **F:** Parafuso de interferência 7 x 20mm.

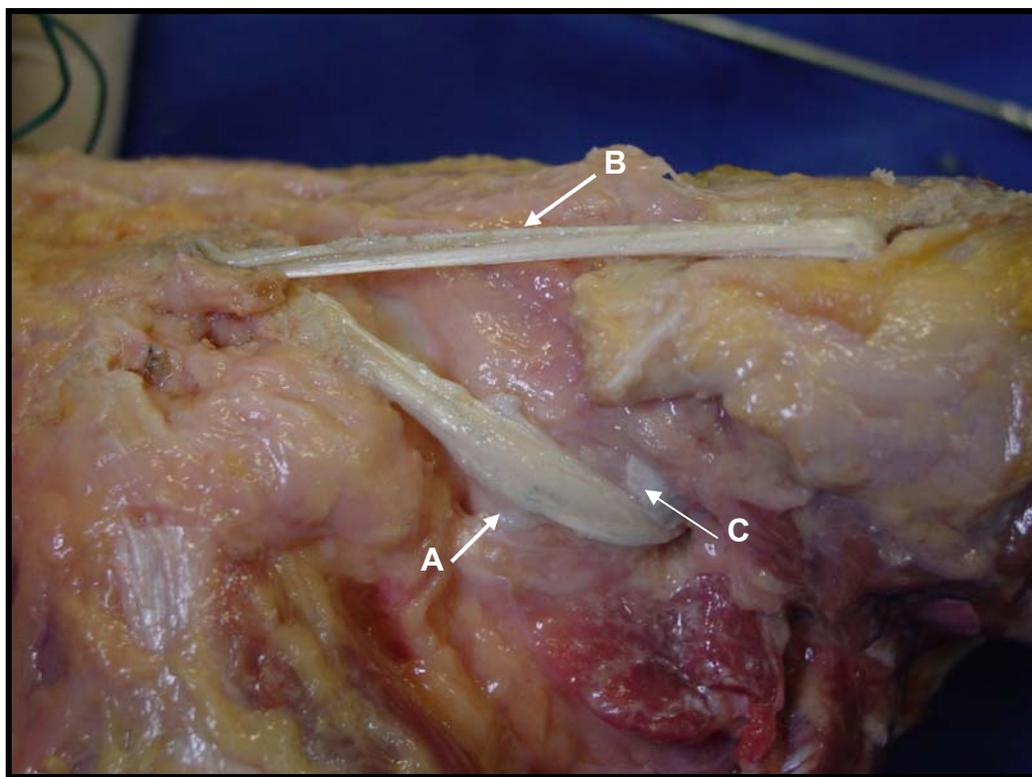


FIGURA 22 – Imagem final, mostrando a reconstrução do tendão do músculo poplíteo, do ligamento colateral fibular e do ligamento poplíteo-fibular.

- A-** Reconstrução do TP
- B-** Reconstrução do LCF
- C-** Reconstrução do LPf

4.2.7 Método Estatístico

Foram considerados 4 tratamentos:

- **T1 ou INT** - Joelho com todas estruturas íntegras
- **T2 ou RecP** - Joelho reconstruído parcialmente, tendo sido retirada a porção que representa o ligamento poplíteo-fibular reconstruído.
- **T3 ou LesT** - Joelho com lesão de todas as estruturas descritas no ensaio
- **T4(REC)** - Joelho reconstruído.

As variáveis analisadas foram:

- 1) $\Delta 2$: Deformação angular com momento 2 N.m
- 2) $\Delta 5$: Deformação angular com momento 5 N.m
- 3) Rigidez, avaliada conforme descrito anteriormente, em N.mm/grau.

Essas variáveis foram medidas com o joelho posicionado em 4 ângulos de flexão (0°, 30°, 60° e 90°) e em dois movimentos: varo e rotação externa.

As comparações entre os 4 tratamentos foram efetuadas em cada combinação de ângulo de flexão e movimento. Foram calculados a média (\bar{x}) e o desvio padrão (s) de cada variável em cada tratamento, e a comparação entre os 4 tratamentos foi feito pela Análise de Variância para Experimento

em Blocos Aleatorizados (Curi, 1998), utilizando-se 10 unidades experimentais (joelhos de cadáveres como blocos) e em cada unidade sendo realizados os 4 tratamentos (foram utilizados joelhos direito ou esquerdo indiferentemente).

Na Análise da Variância, foram calculadas as estatísticas F e p e as diferenças entre médias de tratamento foram consideradas significativas quando $p < 0,05$ (onde p é a probabilidade de erroneamente concluir pela significância).

Nos casos em que $p < 0,05$ os tratamentos foram comparados entre si pelo método de Scheffé.

Foram realizadas 24 destas análises (3 variáveis x 2 movimentos x 4 ângulos de flexão) que serão apresentadas em tabelas contendo a média e o desvio padrão de cada tratamento em cada combinação de variável, movimento e ângulo, as estatísticas F e p e o comentário identificando as diferenças entre os tratamentos existentes.

5. Resultados

Os resultados obtidos foram tabulados para realização das análises descritas no método estatístico.

Estas foram agrupadas em tabelas (tabelas 1 a 8), divididas quanto ao movimento estudado (varo ou rotação externa) e quanto ao ângulo (0°, 30°, 60° ou 90°).

Os dados e as análises estatísticas foram calculados até a segunda casa decimal.

Durante os testes biomecânicos, não foram percebidos movimentos anormais das garras ou das polias. Logo, não foram percebidas fraturas, solturas das fixações ou rupturas dos enxertos, e nenhum joelho precisou ser excluído.

Também não houve necessidade de repetir ou reiniciar nenhum dos testes.

Os resultados serão apresentados separadamente quanto à deformação em varo ou rotação externa, em cada um dos ângulos testados. Serão descritas as deformações angulares a 2 N.m e 5 N.m, e a rigidez.

5.1 O MOVIMENTO DE ROTAÇÃO EXTERNA

Os resultados dos testes para rotação externa estão agrupados nas tabelas 2 a 5 e nos gráficos 2 a 13. Apresentá-los-emos acrescidos de comentários relacionados com cada situação testada.

5.1.1 Rotação externa com o joelho em extensão (0°).

TABELA 2 – Médias e desvio padrão ($\bar{x} \pm s$) em cada tratamento (T1,T2,T3,T4) das variáveis $\Delta 2$, $\Delta 5$ e rigidez com joelho posicionado em ângulo de flexão de 0 graus e submetido ao movimento de rotação externa. Estatísticas F e p calculadas para a comparação entre as médias dos tratamentos. Letras diferentes indicam diferenças significativas ($p < 0,05$) entre tratamentos

Variável	Tratamento ($\bar{x} \pm s$)					Estatísticas	Comentários
$\Delta 2$ [grau]	T1	8,4	±	1,8	B	F=5,36 p < 0,05	T3 > (T1 = T4) T2 intermediário
	T2	10,2	±	2,8	AB		
	T3	12,0	±	2,1	A		
	T4	8,6	±	2,8	B		
$\Delta 5$ [grau]	T1	11,8	±	2,7	B	F=11,95 p < 0,05	T1 < (T2=T3=T4)
	T2	16,5	±	2,6	A		
	T3	16,8	±	2,3	A		
	T4	15,2	±	2,5	A		
Rigidez [N.mm/grau]	T1	904	±	235	A	F = 27,49 p < 0,05	T1 > (T2=T3=T4)
	T2	510	±	179	B		
	T3	636	±	155	B		
	T4	509	±	244	B		

T1 ou INT - Joelho com todas estruturas íntegras

T2 ou RecP - Joelho reconstruído parcialmente, tendo sido retirada a porção que representa o ligamento poplíteo-fibular reconstruído.

T3 ou LesT - Joelho com lesão de todas as estruturas descritas no ensaio

T4(REC) - joelho reconstruído.

$\Delta 2$: Deformação angular com momento 2 N.m

$\Delta 5$: Deformação angular com momento 5 N.m

A rigidez calculada em N.mm/grau.

GRÁFICO 2 – Valores da deformação angular em rotação externa do joelho a 0 graus de flexão, aplicando momento de força de 2 N.m.

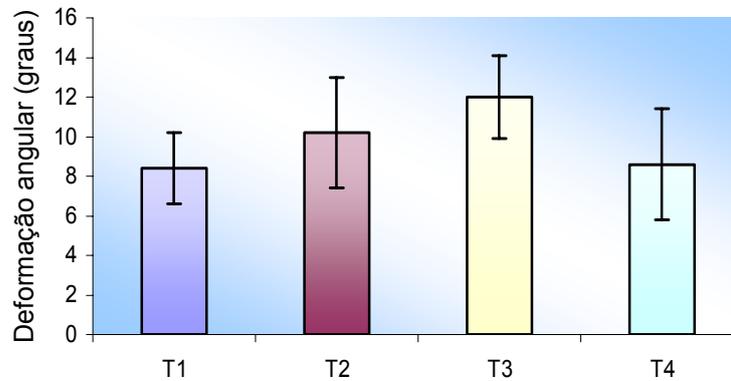


GRÁFICO 3 – Valores da deformação angular em rotação externa do joelho a 0 graus de flexão, aplicando momento de força de 5 N.m.

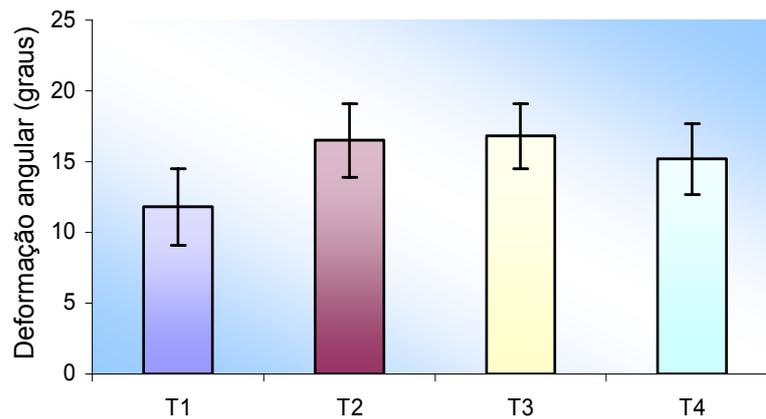
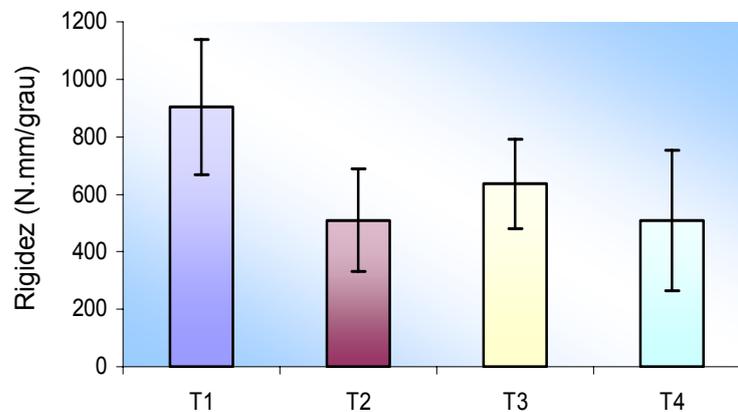


GRÁFICO 4 – Valores da rigidez em rotação externa do joelho a 0 graus de flexão



Houve sempre diferença entre a situação T1 e T3 ($p < 0,05$).

A rigidez de T4 foi semelhante à de T3 e de T2 e menor que a de T1 ($p < 0,05$).

A deformação angular a 5 N.m de T4 foi semelhante à de T3 e de T2, e maior que a de T1 ($p < 0,05$).

A 2 N.m houve correlação entre o T1 e T4, ambos menores que T2. Somente nesta situação, T3 apresentou valor diferente de T2 e T4. ($p < 0,05$)

5.1.2 Rotação externa com o joelho em flexão de 30°

TABELA 3 – Médias e desvio padrão ($\bar{x} \pm s$) em cada tratamento (T1,T2,T3,T4) das variáveis $\Delta 2$, $\Delta 5$ e rigidez com joelho posicionado em ângulo de flexão de 30 graus e submetido ao movimento de rotação externa. Estatísticas F e p calculadas para a comparação entre as médias dos tratamentos. Letras diferentes indicam diferenças significativas ($p < 0,05$) entre tratamentos

Variável	Treatment	Tratamento ($\bar{x} \pm s$)				Estatísticas	Comentários
$\Delta 2$ [grau]	T1	9,5	\pm	3,2	B	F= 5,07 p < 0,05	T1<T3 T2=T4 intermediário
	T2	12,0	\pm	2,5	AB		
	T3	14,5	\pm	4,2	A		
	T4	11,9	\pm	2,7	AB		
$\Delta 5$ [grau]	T1	13,0	\pm	4,0	B	F= 7,42 p < 0,05	T1<T3 T2=T4 intermediário
	T2	17,0	\pm	3,0	AB		
	T3	20,0	\pm	5,1	A		
	T4	17,8	\pm	4,1	AB		
Rigidez [N.mm/grau]	T1	914	\pm	276	A	F= 26,20 p < 0,05	T1> (T2=T3=T4)
	T2	606	\pm	156	B		
	T3	573	\pm	214	B		
	T4	535	\pm	171	B		

T1 ou INT - Joelho com todas estruturas íntegras

T2 ou RecP - Joelho reconstruído parcialmente, tendo sido retirada a porção que representa o ligamento poplíteo-fibular reconstruído.

T3 ou LesT - Joelho com lesão de todas as estruturas descritas no ensaio

T4(REC) - joelho reconstruído.

$\Delta 2$: Deformação angular com momento 2 N.m

$\Delta 5$: Deformação angular com momento 5 N.m

A rigidez calculada em N.mm/grau.

GRÁFICO 5 – Valores da deformação angular em rotação externa do joelho a 30 graus de flexão, aplicando momento de força de 2 N.m.

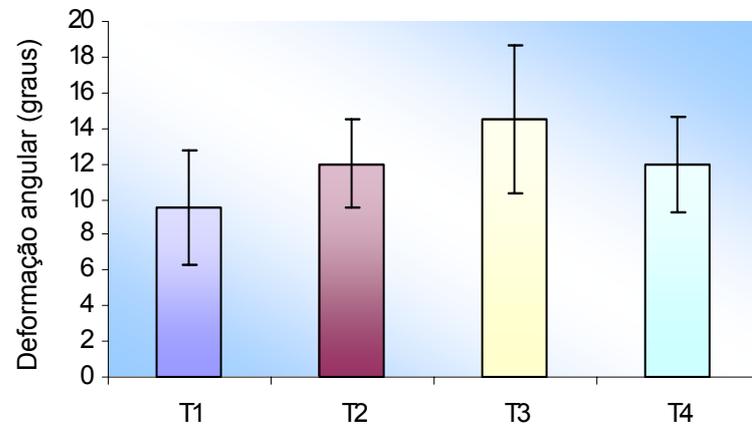


GRÁFICO 6 – Valores da deformação angular em rotação externa do joelho a 30 graus de flexão, aplicando momento de força de 5 N.m.

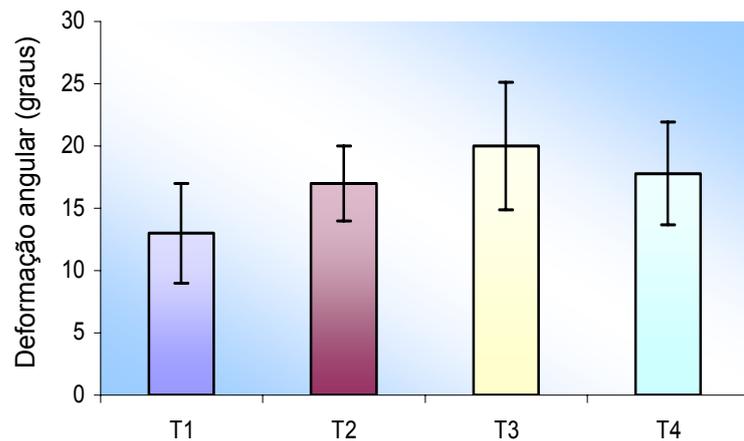
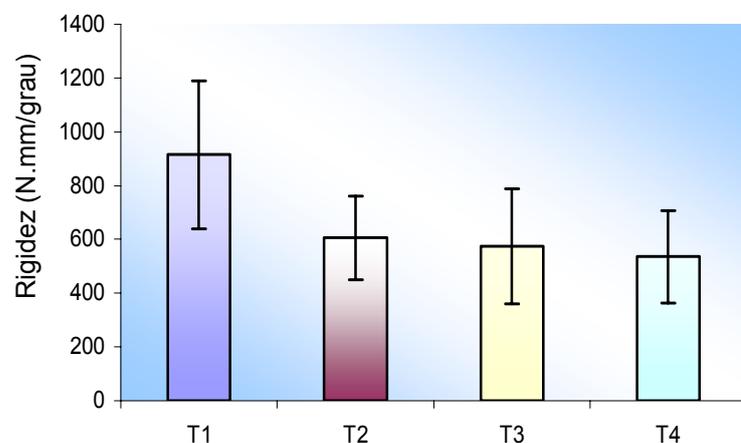


GRÁFICO 7 – Valores da rigidez em rotação externa do joelho a 30 graus de flexão



Houve sempre diferença entre a situação T1 e T3 ($p < 0,05$).

A rigidez de T4 foi semelhante à de T3 e de T2 e menor que a de T1 ($p < 0,05$).

A deformação angular a 2 N.m e 5 N.m de T4 foi semelhante à de T2, maior que de a T1, porém menor que a de T3 ($p < 0,05$).

5.1.3 Rotação externa com o joelho em flexão de 60°

TABELA 4 – Médias e desvio padrão ($\bar{x} \pm s$) em cada tratamento (T1,T2,T3,T4) das variáveis $\Delta 2$, $\Delta 5$ e rigidez com joelho posicionado em ângulo de flexão de 60 graus e submetido ao movimento de rotação externa. Estatísticas F e p calculadas para a comparação entre as médias dos tratamentos. Letras diferentes indicam diferenças significativas ($p < 0,05$) entre tratamentos

Variável	Treatment	Tratamento ($\bar{x} \pm s$)				Estatísticas	Comentários
$\Delta 2$ [grau]	T1	9,9	\pm	2,6	B	F= 7,17 p < 0,05	T1 < (T2=T3) T4 intermediário
	T2	13,4	\pm	4,2	A		
	T3	13,7	\pm	4,0	A		
	T4	11,2	\pm	2,8	AB		
$\Delta 5$ [grau]	T1	13,5	\pm	3,0	B	F= 11,87 p < 0,05	T1 < (T2=T3) T4 intermediário
	T2	19,3	\pm	4,8	A		
	T3	19,9	\pm	4,9	A		
	T4	16,7	\pm	3,6	AB		
Rigidez [N.mm/grau]	T1	883	\pm	278	A	F=29,87 p < 0,05	T1 > (T2=T3=T4)
	T2	508	\pm	127	B		
	T3	495	\pm	140	B		
	T4	564	\pm	182	B		

T1 ou INT - Joelho com todas estruturas íntegras

T2 ou RecP - Joelho reconstruído parcialmente, tendo sido retirada a porção que representa o ligamento poplíteo-fibular reconstruído.

T3 ou LesT - Joelho com lesão de todas as estruturas descritas no ensaio

T4(REC) - joelho reconstruído.

$\Delta 2$: Deformação angular com momento 2 N.m

$\Delta 5$: Deformação angular com momento 5 N.m

A rigidez calculada em N.mm/grau.

GRÁFICO 8 – Valores da deformação angular em rotação externa do joelho a 60 graus de flexão, aplicando momento de força de 2 N.m.

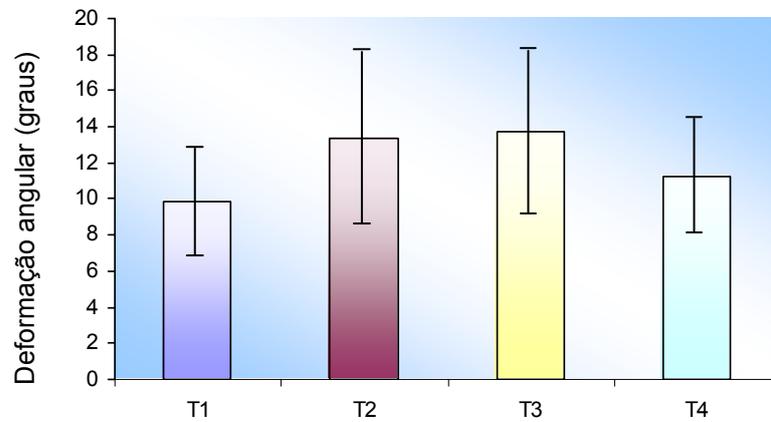


GRÁFICO 9 – Valores da deformação angular em rotação externa do joelho a 60 graus de flexão, aplicando momento de força de 5 N.m.

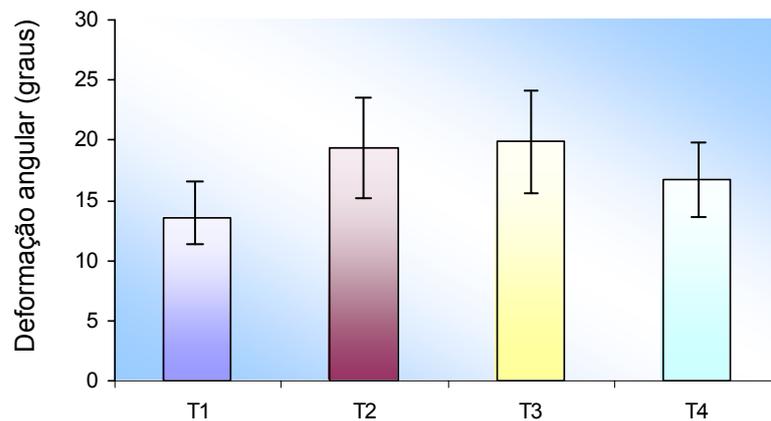
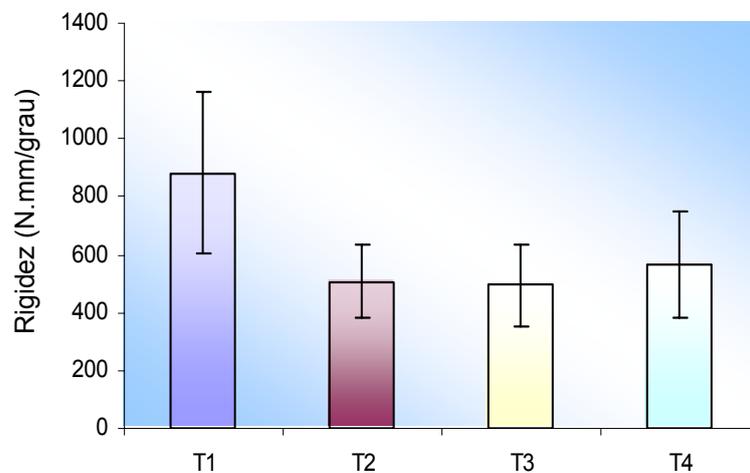


GRÁFICO 10 – Valores da rigidez em rotação externa do joelho a 60 graus de flexão



Houve sempre diferença entre a situação T1 e T3 ($p < 0,05$).

A rigidez de T4 foi semelhante à T3 e de T2 e menor que a de T1 ($p < 0,05$).

A deformação angular a 2 N.m e 5 N.m de T4 foi menor que a de T3 e de T2, e maior que a de T1 ($p < 0,05$).

5.1.4 Rotação externa com o joelho em flexão de 90°

TABELA 5 – Médias e desvio padrão ($\bar{x} \pm s$) em cada tratamento (T1,T2,T3,T4) das variáveis $\Delta 2$, $\Delta 5$ e rigidez com joelho posicionado em ângulo de flexão de 90 graus e submetido ao movimento de rotação externa. Estatísticas F e p calculadas para a comparação entre as médias dos tratamentos. Letras diferentes indicam diferenças significativas ($p < 0,05$) entre tratamentos

Variável	Tratamento ($\bar{x} \pm s$)				Estatísticas	Comentários	
$\Delta 2$ [grau]	T1	11,7	±	3,9	F= 0,79 p < 0,05	T1=T2=T3=T4	
	T2	12,1	±	5,7			
	T3	13,4	±	4,6			
	T4	11,6	±	4,7			
$\Delta 5$ [grau]	T1	15,5	±	4,6	F=2,94 p < 0,05	T1=T2=T3=T4	
	T2	18,2	±	5,7			
	T3	19,7	±	5,1			
	T4	17,8	±	5,4			
Rigidez [μ.mm/grau]	T1	807	±	277	F= 25,81 p < 0,05	T1 > (T2=T3=T4)	
	T2	498	±	137			A
	T3	481	±	131			B
	T4	537	±	224			B

T1 ou INT - Joelho com todas estruturas íntegras

T2 ou RecP - Joelho reconstruído parcialmente, tendo sido retirada a porção que representa o ligamento poplíteo-fibular reconstruído.

T3 ou LesT - Joelho com lesão de todas as estruturas descritas no ensaio

T4(REC) - joelho reconstruído.

$\Delta 2$: Deformação angular com momento 2 N.m

$\Delta 5$: Deformação angular com momento 5 N.m

A rigidez calculada em N.mm/grau.

GRÁFICO 11 – Valores da deformação angular em rotação externa do joelho a 90 graus de flexão, aplicando momento de força de 2 N.m.

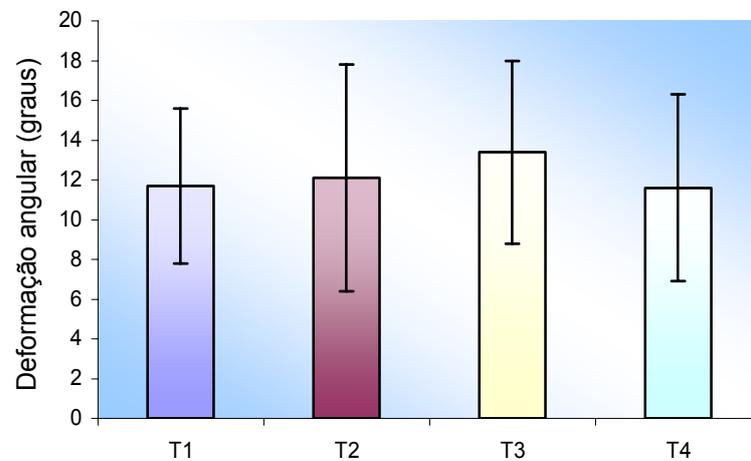


GRÁFICO 12 – Valores da deformação angular em rotação externa do joelho a 90 graus de flexão, aplicando momento de força de 5 N.m.

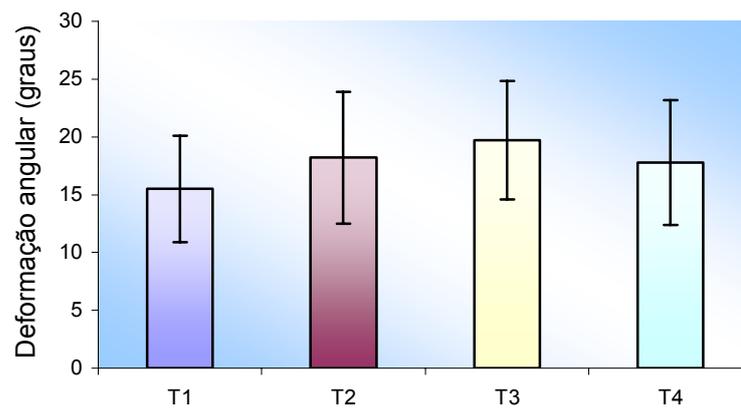
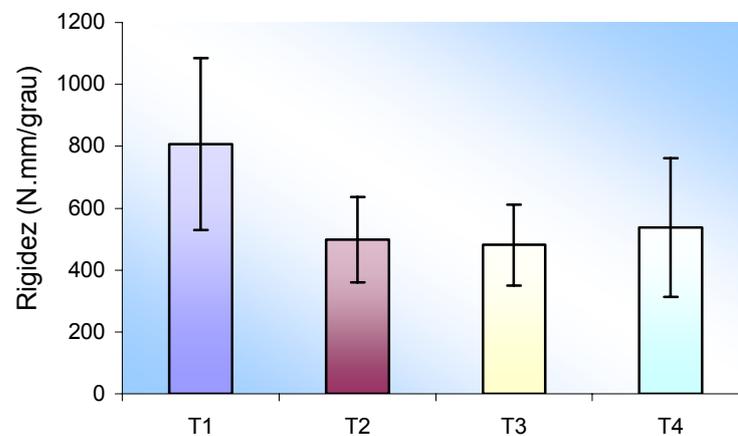


GRÁFICO 13 – Valores da rigidez em rotação externa do joelho a 90 graus de flexão



Houve sempre diferença entre a situação T1 e T3 ($p < 0,05$).

A rigidez de T4 foi semelhante à de T3 e de T2 e menor que a de T1 ($p < 0,05$).

A deformação angular a 2 N.m e 5 N.m de T4 foi semelhante à de T3, de T2 e de T1 ($p < 0,05$).

5.2 O MOVIMENTO DE VARO

Os resultados dos testes para rotação externa estão agrupados nas tabelas 6 a 9, e nos gráficos 14 a 25. Apresentá-los-emos acrescidos de comentários relacionados com cada situação testada.

5.2.1 Varo com o joelho em extensão (0°).

TABELA 6 – Médias e desvio padrão ($\bar{x} \pm s$) em cada tratamento (T1,T2,T3,T4) das variáveis $\Delta 2$, $\Delta 5$ e rigidez com joelho posicionado em ângulo de flexão de 0 graus e submetido ao movimento de varo. Estatísticas F e p calculadas para a comparação entre as médias dos tratamentos. Letras diferentes indicam diferenças significativas ($p < 0,05$) entre tratamentos

Variável	Tratamento ($\bar{x} \pm s$)				Estatísticas	Comentários
$\Delta 2$ [grau]	T1	2,8	\pm 1,9	B	F= 26,91 p < 0,05	T3 > (T1=T2=T4)
	T2	3,8	\pm 2,2	B		
	T3	9,1	\pm 3,7	A		
	T4	1,8	\pm 0,7	B		
$\Delta 5$ [grau]	T1	4,7	\pm 2,2	C	F= 38,41 p < 0,05	T3 > T3 > (T1=T4)
	T2	7,1	\pm 2,8	B		
	T3	12,0	\pm 3,9	A		
	T4	3,9	\pm 1,2	C		
Rigidez [N.mm/grau]	T1	1591	\pm 372	A	F= 16,78 p < 0,05	(T1=T4) > (T2=T3)
	T2	979	\pm 317	B		
	T3	1037	\pm 254	B		
	T4	1490	\pm 474	A		

T1 ou INT - Joelho com todas estruturas íntegras

T2 ou RecP - Joelho reconstruído parcialmente, tendo sido retirada a porção que representa o ligamento poplíteo-fibular reconstruído.

T3 ou LesT - Joelho com lesão de todas as estruturas descritas no ensaio

T4(REC) - joelho reconstruído.

$\Delta 2$: Deformação angular com momento 2 N.m

$\Delta 5$: Deformação angular com momento 5 N.m

A rigidez calculada em N.mm/grau.

GRÁFICO 14 – Valores da deformação angular em varo do joelho a 0 graus de flexão, aplicando momento de força de 2 N.m.

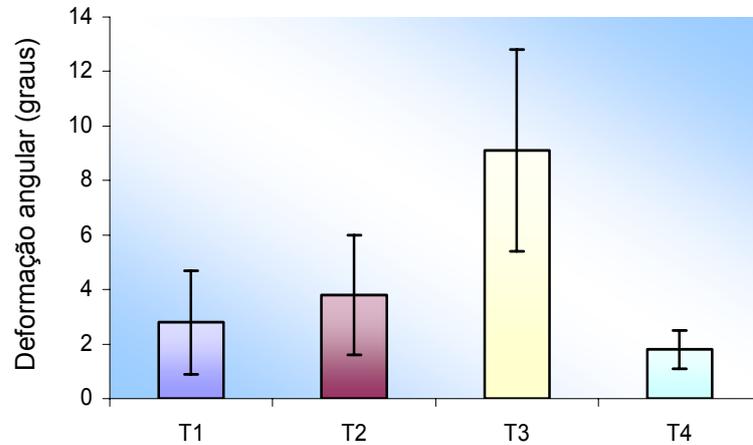


GRÁFICO 15 – Valores da deformação angular em varo do joelho a 0 graus de flexão, aplicando momento de força de 5 N.m.

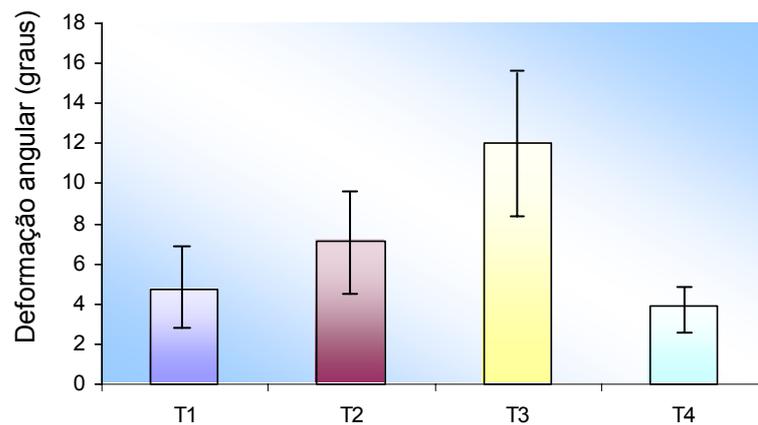
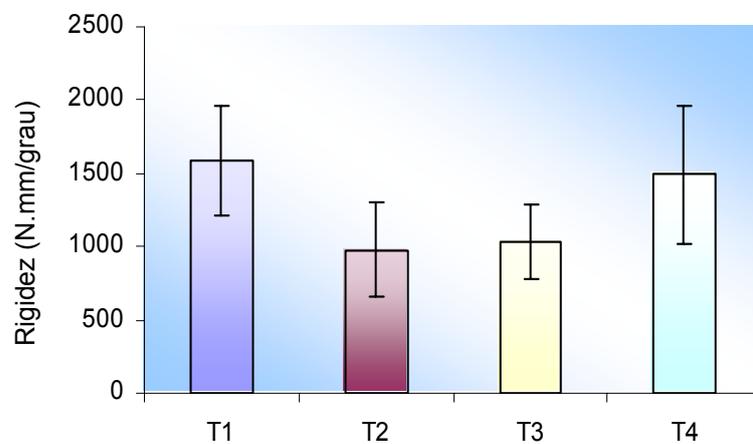


GRÁFICO 16 – Valores da rigidez em varo do joelho a 0 graus de flexão



Houve sempre diferença entre a situação T1 e T3 ($p < 0,05$).

A rigidez de T4 foi semelhante à de T1, e maior que a de T3 e a de T2, que foram iguais entre si ($p < 0,05$).

A deformação angular a 5 N.m de T4 foi semelhante à de T1, menor que a de T2, que também foi menor que a de T3 ($p < 0,05$).

A 2 N.m houve correlação entre os valores de T1, T2 e T4, que foram menores que T3 ($p < 0,05$).

5.2.2 Varo com o joelho em flexão de 30°

TABELA 7 – Médias e desvio padrão ($\bar{x} \pm s$) em cada tratamento (T1,T2,T3,T4) das variáveis $\Delta 2$, $\Delta 5$ e rigidez com joelho posicionado em ângulo de flexão de 30 graus e submetido ao movimento de varo. Estatísticas F e p calculadas para a comparação entre as médias dos tratamentos. Letras diferentes indicam diferenças significativas ($p < 0,05$) entre tratamentos

Variável	Tratamento ($\bar{x} \pm s$)				Estatísticas	Comentários
$\Delta 2$ [grau]	T1	4,0	\pm	2,0	B	F= 26,93 p < 0,05 (T1=T2=T4) < T3
	T2	5,5	\pm	2,0	B	
	T3	10,3	\pm	3,4	A	
	T4	2,8	\pm	1,4	B	
$\Delta 5$ [grau]	T1	6,0	\pm	2,2	B	F= 20,77 p < 0,05 (T1=T2=T4) < T3
	T2	8,7	\pm	2,3	B	
	T3	14,1	\pm	3,1	A	
	T4	5,2	\pm	1,6	B	
Rigidez [N.mm/grau]	T1	1554	\pm	521	A	F= 9,08 p < 0,05 (T1=T4) > (T2=T3)
	T2	911	\pm	147	B	
	T3	777	\pm	119	B	
	T4	1241	\pm	260	A	

T1 ou INT - Joelho com todas estruturas íntegras

T2 ou RecP - Joelho reconstruído parcialmente, tendo sido retirada a porção que representa o ligamento poplíteo-fibular reconstruído.

T3 ou LesT - Joelho com lesão de todas as estruturas descritas no ensaio

T4(REC) - joelho reconstruído.

$\Delta 2$: Deformação angular com momento 2 N.m

$\Delta 5$: Deformação angular com momento 5 N.m

A rigidez calculada em N.mm/grau.

GRÁFICO 17 – Valores da deformação angular em varo do joelho a 30 graus de flexão, aplicando momento de força de 2 N.m.

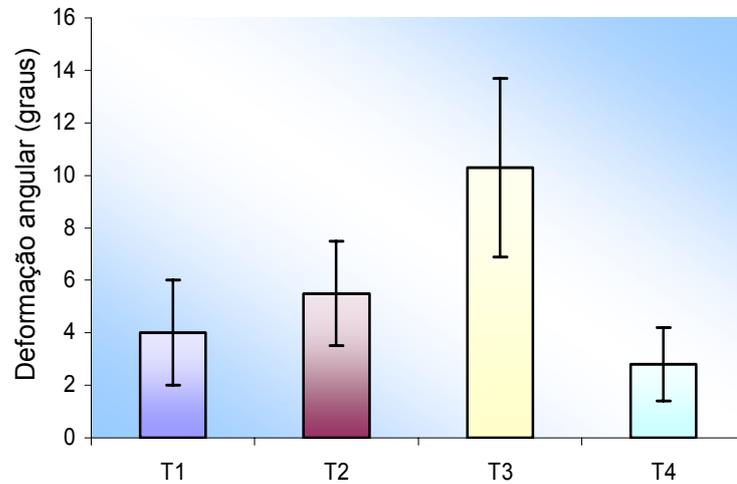


GRÁFICO 18 – Valores da deformação angular em varo do joelho a 30 graus de flexão, aplicando momento de força de 5 N.m.

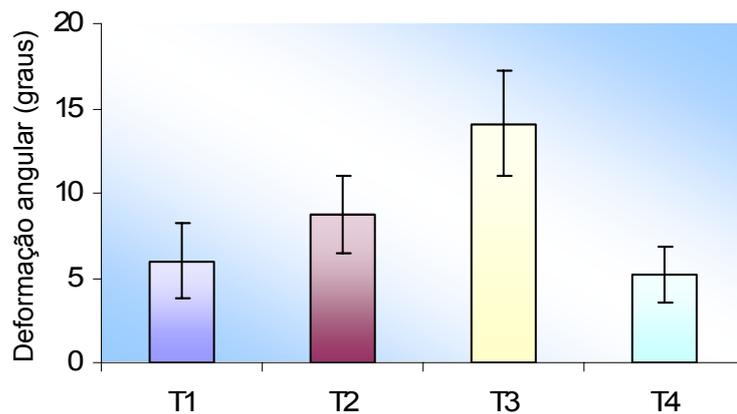
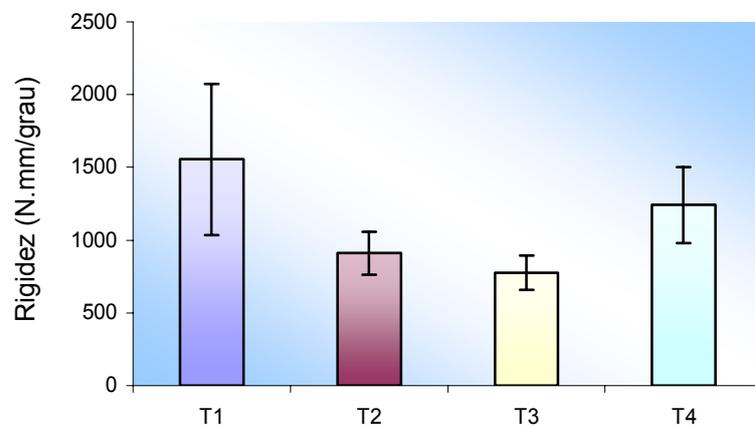


GRÁFICO 19 – Valores da rigidez em varo do joelho a 30 graus de flexão.



Houve sempre diferença entre a situação T1 e T3 ($p < 0,05$).

A rigidez de T4 foi semelhante à de T1, e maior que a de T3 e a de T2, que foram iguais entre si ($p < 0,05$).

A 2 N.m e 5 N.m houve correlação entre os valores de T1, T2 e T4, que foram menores que os de T3 ($p < 0,05$).

5.2.3 Varo com o joelho em flexão de 60°

TABELA 8 – Médias e desvio padrão ($\bar{x} \pm s$) em cada tratamento (T1,T2,T3,T4) das variáveis $\Delta 2$, $\Delta 5$ e rigidez com joelho posicionado em ângulo de flexão de 60 graus e submetido ao movimento de varo. Estatísticas F e p calculadas para a comparação entre as médias dos tratamentos. Letras diferentes indicam diferenças significativas ($p < 0,05$) entre tratamentos

Variável	Tratamento ($\bar{x} \pm s$)				Estatísticas	Comentários
$\Delta 2$ [grau]	T1	3,8	\pm	1,5	B	F= 16,45 p < 0,05 T3 > (T1=T4) T2 intermediário
	T2	5,8	\pm	2,0	AB	
	T3	7,3	\pm	3,2	A	
	T4	2,2	\pm	1,2	B	
$\Delta 5$ [grau]	T1	6,0	\pm	2,0	B	F= 21,88 p < 0,05 (T1=T4) < (T2=T3)
	T2	8,7	\pm	2,1	A	
	T3	10,7	\pm	3,0	A	
	T4	4,7	\pm	1,1	B	
Rigidez [N.mm/grau]	T1	1424	\pm	380	A	F= 13,67 p < 0,05 (T1=T4) > (T2=T3)
	T2	1005	\pm	168	B	
	T3	870	\pm	177	B	
	T4	1246	\pm	319	A	

T1 ou INT - Joelho com todas estruturas íntegras

T2 ou RecP - Joelho reconstruído parcialmente, tendo sido retirada a porção que representa o ligamento poplíteo-fibular reconstruído.

T3 ou LesT - Joelho com lesão de todas as estruturas descritas no ensaio

T4(REC) - joelho reconstruído.

$\Delta 2$: Deformação angular com momento 2 N.m

$\Delta 5$: Deformação angular com momento 5 N.m

A rigidez calculada em N.mm/grau.

GRÁFICO 20 – Valores da deformação angular em varo do joelho a 60 graus de flexão, aplicando momento de força de 2 N.m.

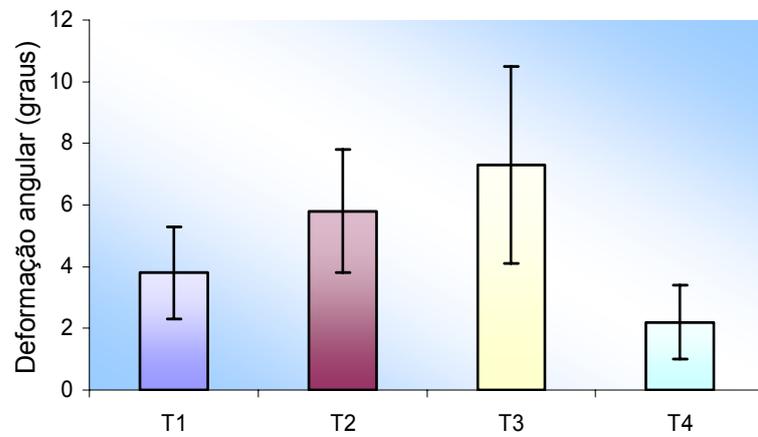


GRÁFICO 21 – Valores da deformação angular em varo do joelho a 60 graus de flexão, aplicando momento de força de 5 N.m.

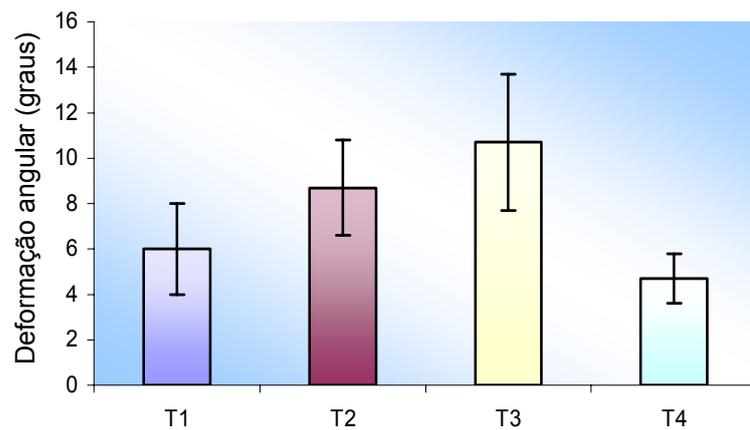
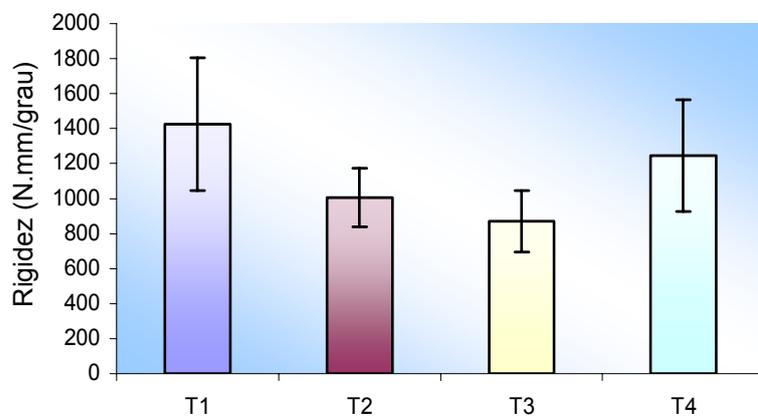


GRÁFICO 22 – Valores da rigidez em varo do joelho a 60 graus de flexão



Houve sempre diferença entre a situação T1 e T3 ($p < 0,05$).

A rigidez de T4 foi semelhante à de T1, e maior que a de T3 e a de T2, que foram iguais entre si ($p < 0,05$).

A deformação angular a 5 N.m de T4 foi semelhante à de T1, menor que a de T3 e a de T2, que foram iguais entre si ($p < 0,05$).

A 2 N.m houve correlação entre os valores de T1 e T4, que foram menores que o de T2, e este menor que o de T3 ($p < 0,05$).

5.2.4 Varo com o joelho em flexão de 90°.

TABELA 9 – Médias e desvio padrão ($\bar{x} \pm s$) em cada tratamento (T1,T2,T3,T4) das variáveis $\Delta 2$, $\Delta 5$ e rigidez com joelho posicionado em ângulo de flexão de 90 graus e submetido ao movimento de varo. Estatísticas F e p calculadas para a comparação entre as médias dos tratamentos. Letras diferentes indicam diferenças significativas ($p < 0,05$) entre tratamentos.

Variável	Tratamento ($\bar{x} \pm s$)					Estatísticas	Comentários
$\Delta 2$ [grau]	T1	3,2	\pm	1,9	AB	F= 8,75 p < 0,05	(T2=T3) > T4 T1 intermediário
	T2	4,7	\pm	2,6	A		
	T3	4,8	\pm	2,9	A		
	T4	2,2	\pm	0,7	B		
$\Delta 5$ [grau]	T1	5,3	\pm	2,4	B	F= 12,14 p < 0,05	(T1=T4) < (T2=T3)
	T2	7,4	\pm	2,7	A		
	T3	7,6	\pm	3,1	A		
	T4	4,4	\pm	1,1	B		
Rigidez [N.mm/grau]	T1	1518	\pm	458	A	F= 6,84 P < 0,05	(T1=T4) > (T2=T3)
	T2	1119	\pm	262	B		
	T3	1082	\pm	267	B		
	T4	1446	\pm	402	A		

T1 ou INT - Joelho com todas estruturas íntegras

T2 ou RecP - Joelho reconstruído parcialmente, tendo sido retirada a porção que representa o ligamento poplíteo-fibular reconstruído.

T3 ou LesT - Joelho com lesão de todas as estruturas descritas no ensaio

T4(REC) - joelho reconstruído.

$\Delta 2$: Deformação angular com momento 2 N.m

$\Delta 5$: Deformação angular com momento 5 N.m

A rigidez calculada em N.mm/grau.

GRÁFICO 23 – Valores da deformação angular em varo do joelho a 90 graus de flexão, aplicando momento de força de 2 N.m.

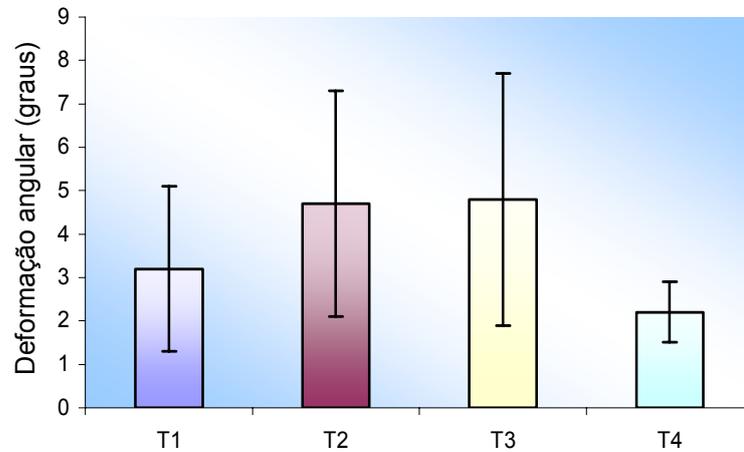


GRÁFICO 24 – Valores da deformação angular em varo do joelho a 90 graus de flexão, aplicando momento de força de 5 N.m.

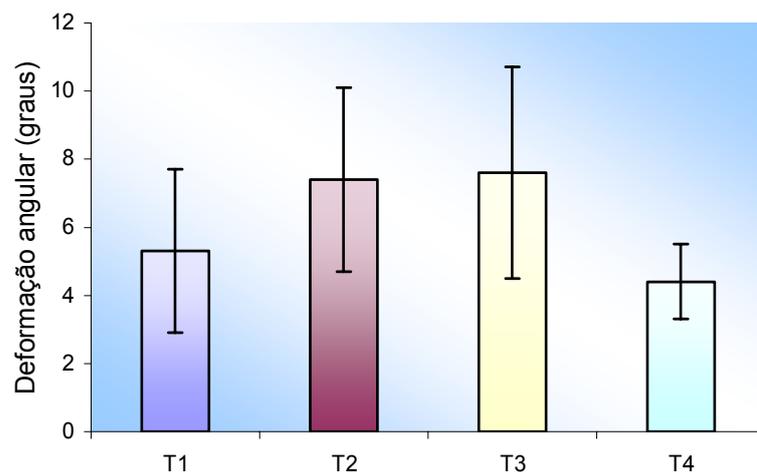
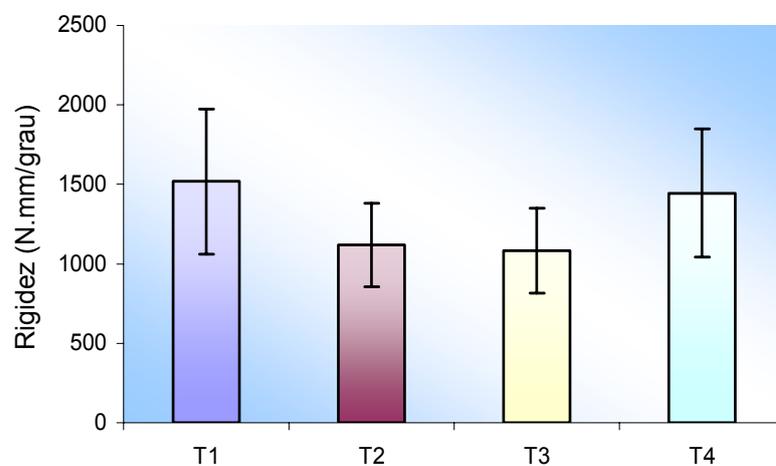


GRÁFICO 25 – Valores da rigidez em varo do joelho a 90 graus de flexão



Houve sempre diferença entre a situação T1 e T3 ($p < 0,05$).

A rigidez de T4 foi semelhante à de T1, e maior que a de T3 e a de T2, que foram iguais entre si ($p < 0,05$).

A deformação angular a 5 N.m de T4 foi semelhante à de T1, e maior que a de T3 e a de T2, que foram iguais entre si ($p < 0,05$).

A 2 N.m os valores de T2 e T3 foram semelhantes. O valor de T1 foi maior que ambos, porém menor que o de T4 ($p < 0,05$).

Os gráficos 26 a 31 mostram resumidamente o que ocorreu em cada situação testada nos diferentes ângulos.

GRÁFICO 26 – Comparação dos tratamentos para a variável deformação angular em rotação externa com o joelho submetido a 2 N.m em diferentes graus de flexão

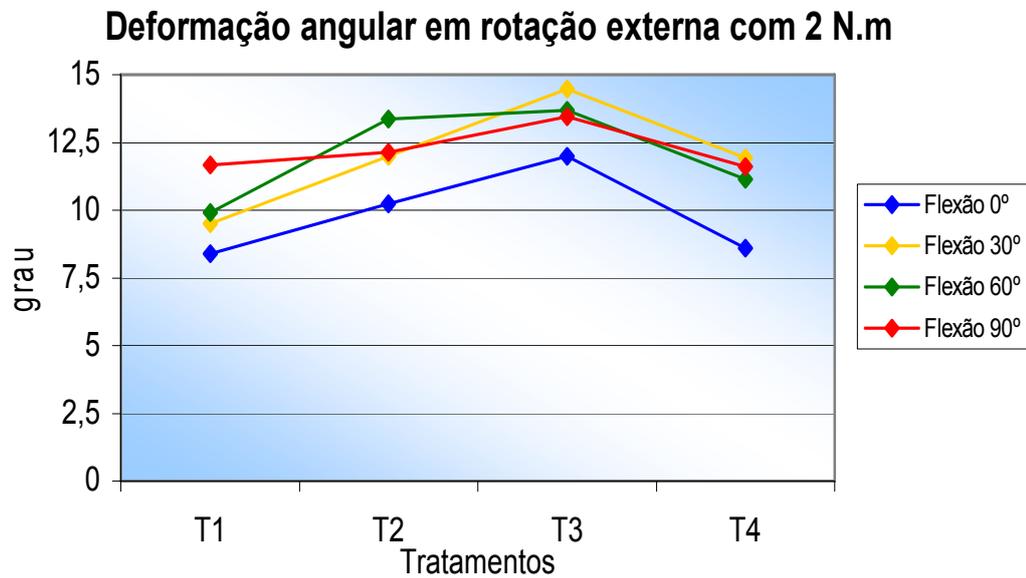


GRÁFICO 27 – Comparação dos tratamentos para a variável deformação angular em rotação externa com o joelho submetido a 5 N.m em diferentes graus de flexão

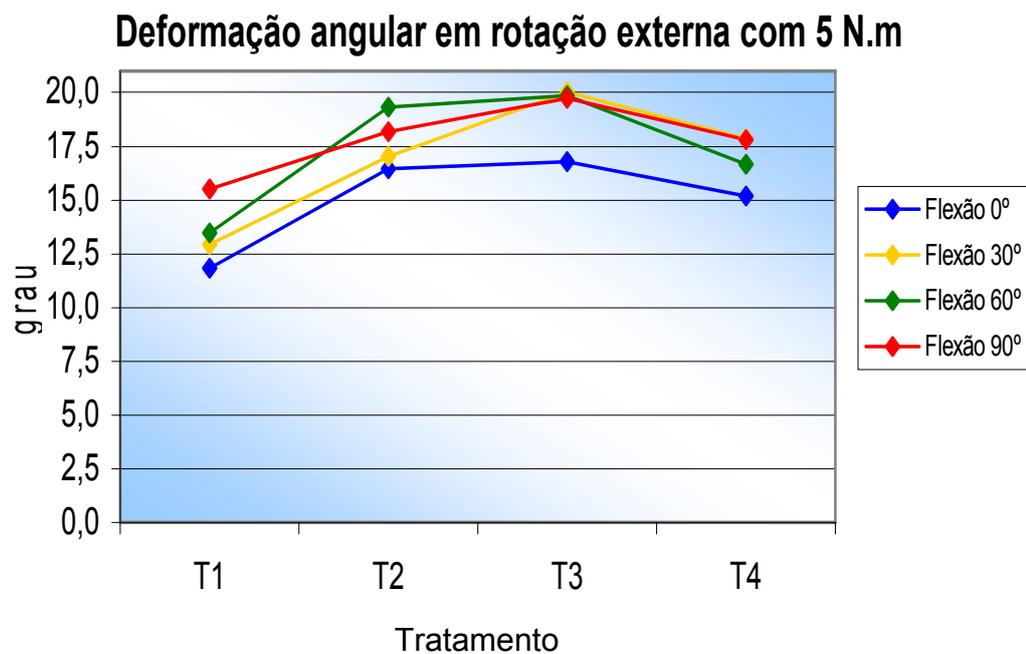


GRÁFICO 28 – Comparação dos tratamentos para a variável rigidez em rotação externa com o joelho submetido a diferentes graus de flexão

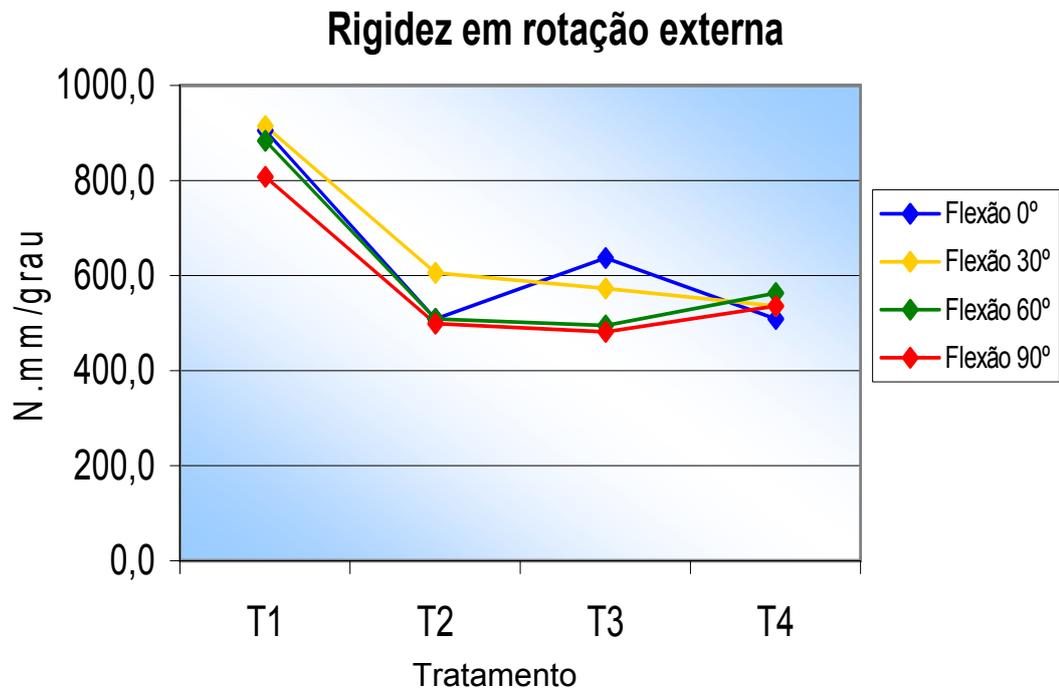


GRÁFICO 29 – Comparação dos tratamentos para a variável deformação angular em varo com o joelho submetido a 2 N.m em diferentes graus de flexão

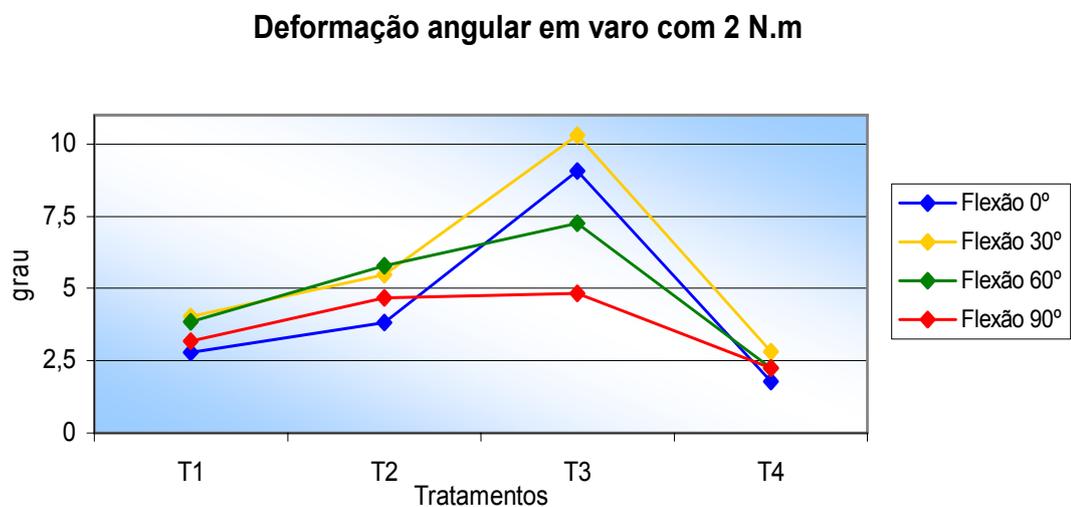


GRÁFICO 30 – Comparação dos tratamentos para a variável deformação angular em varo com o joelho submetido a 5 N.m em diferentes graus de flexão

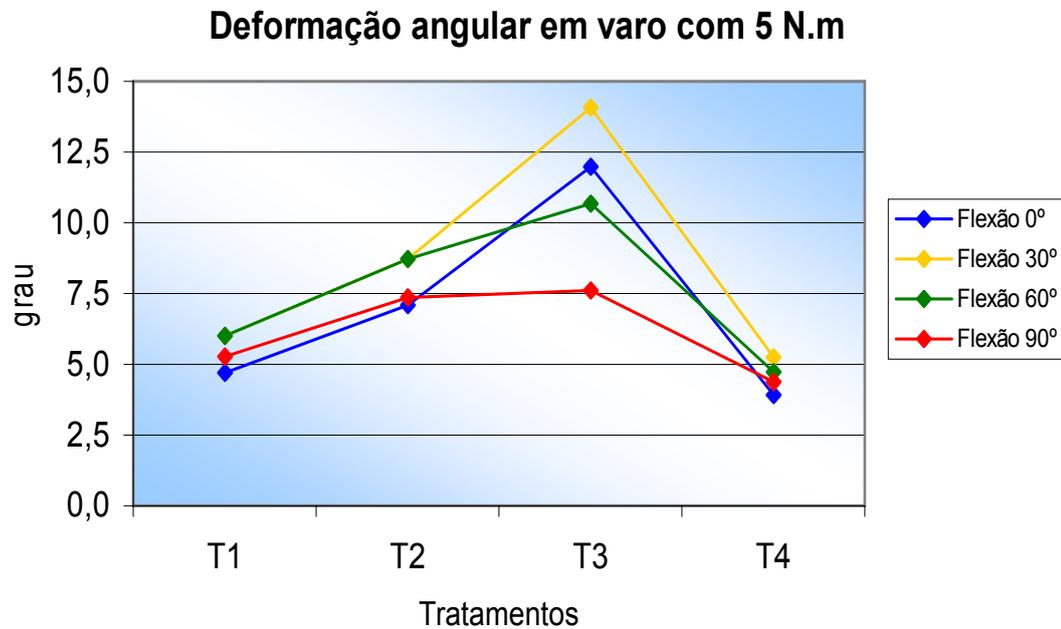
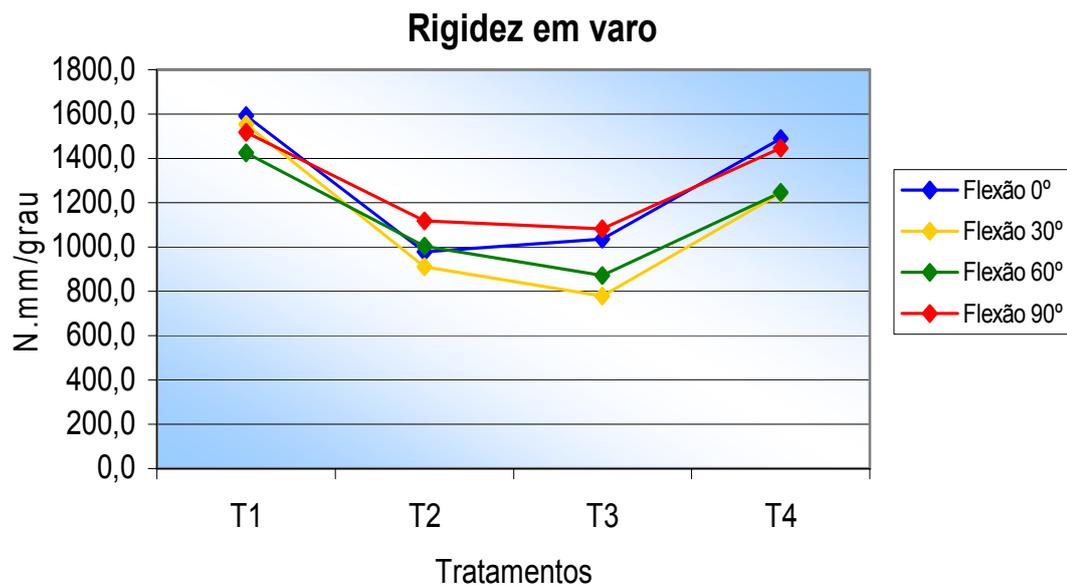


GRÁFICO 31 – Comparação dos tratamentos para a variável rigidez em varo com o joelho submetido a diferentes graus de flexão.



6. Discussão

6.1 OS TESTES BIOMECÂNICOS

A complexidade e diversidade da anatomia e biomecânica do joelho, associadas à incidência elevada de lesões ligamentares desta articulação, fazem com que o joelho seja uma das articulações mais estudadas (Piedade, 2003).

Os estudos biomecânicos dos ligamentos do joelho compõem uma linha de pesquisa do Instituto de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (Rossi *et al.*, 1990; Kokron *et al.*, 1993; Amatzuzi *et al.*, 1993; Albuquerque, 1994; Rezende *et al.*, 1994; Hernandez, 1994; Albuquerque, 1999; Barreto 2000, Górios 2000; Kokron, 2000; Sasaki 2003; Pereira, 2004; Lasmar, 2006). Realizamos nosso estudo seguindo essa linha, no Laboratório de Biomecânica LIM-41, auxiliados por um tecnólogo. As rotinas criadas com os sucessivos estudos, e relacionadas ao preparo e à conservação das peças, aos dispositivos utilizados para as análises e aos ensaios foram seguidas e, em nossa opinião, a existência desta padronização e desta série histórica de estudos biomecânicos foi importante para o desenvolvimento adequado de nosso estudo. Seguimos metodologia preconizada por Beynnon e Amis (1998) e utilizada nas teses

desenvolvidas no LIM-41 apresentadas à Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (Hernandez, 1994; Albuquerque, 1994; Albuquerque 1999; Barreto 2000; Górios 2000; Kokron, 2000; Sasaki 2003; Pereira, 2004; Lasmar, 2006).

A retirada das peças foi feita seguindo o critério padronizado pelo SVOC, conforme já descrito no item 4.2.1. O fêmur foi serrado a uma distância de 15 cm da linha articular, e a tíbia serrada distalmente a 20 cm da linha articular. Essa padronização encontra também respaldo na literatura. (Shahane *et al.*, 1999; LaPrade *et al.*, 2000, 2002, 2004, 2005a).

Os cadáveres utilizados apresentavam uma média de 53,8 anos, variando de 34 a 70 anos. As peças eram retiradas aleatoriamente, de acordo com a disponibilidade no SVOC. Com isso, o número de peças disponíveis não foi elevado. Precisa também ser levado em conta o fato de que a legislação vigente não permite utilização de peças de cadáveres que foram a óbito por causas de violência estabelecida ou suspeita o que, em nosso meio, corresponde à faixa etária mais jovem. Essa limitação, descrita por Pereira (2004), é comum à maioria os trabalhos biomecânicos realizados. Em nosso estudo, a faixa etária mostrou-se variável, conforme a tabela 1.

Beynnon e Amis (1998) recomendam a utilização de cadáveres com idade menor ou igual a 65 anos para o sexo masculino e menor ou igual a 50 anos para o sexo feminino.

O número de joelhos em nosso estudo foi suficiente para obter os dados buscados. Na literatura, o número de peças utilizadas em estudos biomecânicos geralmente não é elevado. A tabela 10 mostra o número de peças utilizadas em diferentes ensaios.

TABELA 10 – Número total de joelhos estudados nos trabalhos biomecânicos encontrados na literatura

AUTOR	N
Gollehon <i>et al.</i> , 1987	17
Draganich <i>et al.</i> , 1989	6
Maynard <i>et al.</i> , 1996	20
Veltri <i>et al.</i> , 1996	12
Kaneda <i>et al.</i> , 1997	15
Shahane <i>et al.</i> , 1999	8
LaPrade <i>et al.</i> , 2000	10
LaPrade <i>et al.</i> , 2002	8
Wentorf <i>et al.</i> , 2002	8
Pasque <i>et al.</i> , 2003	12
LaPrade <i>et al.</i> , 2004	10
Bergfeld <i>et al.</i> , 2005	8
Nau <i>et al.</i> , 2005	10
Csintalan <i>et al.</i> , 2006	6

A temperatura utilizada no armazenamento das peças geralmente varia entre os diversos estudos. Em nosso estudo, armazenamos as peças a -20°C , e as descongelamos por pelo menos 12 horas à temperatura ambiente em solução salina. Shahane *et al.*, 1999 descrevem o congelamento a -68° , e descongelam a peça mantendo-a por 24 h em geladeira comum a 4°C . Já outros autores utilizam a mesma rotina por nós descrita (Hernandez, 1994; Albuquerque, 1994; Albuquerque 1999; Barreto 2000; Górios 2000; Kokron, 2000; Sasaki, 2003; Pereira, 2004; LaPrade *et al.*, 2004; Lasmar, 2006).

Antes de iniciarmos os ensaios, cada peça foi cuidadosamente inspecionada tentando identificar quaisquer sinais de lesão das estruturas cápsulo-ligamentares. Foram realizados manualmente testes de deslocamento anterior-posterior e varo-valgo, simulando o que fazemos durante o exame físico de um paciente. Apesar de interpretativos, estes testes certamente detectariam lesões ligamentares mais evidentes. Para não alterarmos as propriedades dos joelhos estudados e padronizarmos nossa amostra, decidimos não realizar artrotomia e inspecção articular antes dos testes. Após os ensaios, todos os joelhos foram cuidadosamente explorados, com artrotomia ampla, tentando evidenciar lesões do LCA, do LCP, dos meniscos, da cartilagem articular e do LCT. Apenas um joelho apresentou pequena lesão meniscal no corpo do menisco medial, e decidimos que isso não seria motivo para que o joelho fosse excluído do trabalho.

Cada ensaio foi realizado sem ultrapassar o período de 12 horas, e as peças foram mantidas úmidas por compressas embebidas em solução de

cloreto de sódio a 0,9%. (Hernandez, 1994; Albuquerque, 1994; Albuquerque 1999; Barreto 2000; Górios 2000; Kokron, 2000; Sasaki, 2003; Pereira, 2004; Lasmar, 2006).

Entretanto, Hernandez (1994) descreve que, apesar de ter mantido os espécimes umedecidos em seus ensaios, encontrou dados na literatura que questionam a real necessidade desta prática (Jackson *et al.*, 1988).

Estudos em cadáveres são sempre fator de discussão, e há argumentos favoráveis e contrários à validade dos mesmos. É evidente que joelhos de cadáveres não apresentam a mesma situação dos testes *in vivo*, e que vários fatores podem fazer com que o estudo em cadáveres apresente condições distintas das encontradas em situações reais de tratamento. Porém, devemos lembrar que a complexidade das estruturas estudadas, a dificuldade existente no diagnóstico preciso destas lesões e a baixa incidência das mesmas levam à necessidade de adotarmos algum modelo experimental. Os estudos biomecânicos em joelhos de cadáver nos parecem ser uma alternativa adequada, para a qual há amplo respaldo na literatura.

Buscando condições de estudar as estruturas do CPL *in vivo*, LaPrade *et al.* (2006) descrevem modelo experimental de IRPL em coelhos. Apesar de não podermos considerar os estudos realizados em animais como um espelho do que ocorre nos joelhos humanos, o modelo de LaPrade abre novas perspectivas para o estudo da lesão das estruturas do CPL do joelho.

Gollehon *et al.* (1987) lembram que estudos *in vivo* do CPL apresentam diversas limitações. Citam que na análise de lesões

combinadas, é difícil conseguir número suficiente de situações realmente similares, e sempre há a dificuldade de determinar a real extensão da lesão. Consideram indispensáveis os testes em cadáveres no estudo das complexas funções do joelho.

Draganich *et al.* (1989) vêem inúmeras vantagens nos testes em cadáveres. Inicialmente, o fato de os estudos serem conduzidos em joelhos humanos e não em animais, que podem diferir em vários graus de joelhos humanos. Além disso, há a possibilidade de manipulação seletiva de variáveis isoladas, de avaliação mais precisa da carga e do deslocamento, e do uso de sensores acoplados às peças anatômicas. Chamam a atenção, entretanto, para o fato de que neste tipo de estudos, não é possível seguir o processo de cicatrização. Segundo esses autores, o resultado reflete apenas a estabilidade inicial atingida, e não o resultado final da cirurgia *in vivo*.

Kokron (2000) e Pereira (2004) citam como vantagens dos ensaios biomecânicos a possibilidade de comparação usando como parâmetro de normalidade o mesmo joelho em situação íntegra e a certeza de não envolvimento de outras lesões ligamentares. Além disso, não acreditam que resultados experimentais obtidos em modelos animais reflitam o que ocorre em joelhos humanos.

Recentemente, Horan (2005) descreve as dificuldades de atingirmos os níveis elevados de evidência em estudos relacionados a procedimentos cirúrgicos em ortopedia, opinião compartilhada por Tovey e Bognolo (2005), que lembram que também devem ser valorizadas, com o discernimento

necessário, publicações de diferentes níveis de evidência, e por Carr (2005), que relata o baixo nível de evidência da maioria das publicações sobre cirurgia ortopédica, pelas dificuldades metodológicas para estudarmos adequadamente um procedimento cirúrgico.

Há diversos relatos na literatura atual de estudos utilizando joelhos de cadáveres para estudo das propriedades biomecânicas do CPL. (Gollehon *et al.*, 1987; Draganich *et al.*, 1989; Maynard *et al.*, 1996; Kaneda *et al.*, 1997; Shahane *et al.*, 1999; LaPrade *et al.*, 2000, 2002, 2005a; Pasque *et al.*, 2003; Lasmar, 2006).

Poucos estudos, entretanto, descrevem testes biomecânicos realizados em técnicas cirúrgicas para reconstrução das estruturas do CPL do joelho (LaPrade *et al.*, 2004; Nau *et al.*, 2005; Wascher *et al.*, 1993).

Lasmar (2006) foi o primeiro a estudar as estruturas do CPL em nosso meio. Utilizou dispositivo composto de garras cilíndricas presas ao fêmur e ao alongador da tíbia (tubo de PVC), que permitia ajustes para alinhar o eixo de flexo-extensão e o eixo de de varo-valgo, acoplado à máquina de ensaios mecânicos Kratos®. Foram avaliadas as deformações angulares e a rigidez em cortes seletivos das estruturas do CPL, com momento de 15 N.m para a varo e 6 N.m para a rotação externa.

Adaptamos o mesmo dispositivo para o nosso estudo. O uso acoplado à máquina de ensaios mecânicos Kratos® não permitia a avaliação do joelho no ângulo de 90° de flexão, pois nessa posição não era possível acoplar o dispositivo à máquina.

Por isso, desenvolvemos o dispositivo já descrito, usando o mesmo sistema de garras descrito por Lasmar (2006), porém adaptado para aplicação de momentos de varo e torção de valor determinado, através de peso conectado à polia por fio de aço. Dividindo o valor do momento desejado pelo raio da polia, conseguimos determinar o valor da força necessária. Com esse dispositivo, pudemos estudar o joelho nas posições de 0°, 30°, 60° e 90° de flexão.

Baseados nos gráficos dos ensaios de varo e rotação externa de Lasmar (2006), desenvolvidos também no LIM-41, foi observado que os diagramas de momento *versus* deformação angular possuíam um comportamento linear entre os momentos de 2 e 5 N.m (Gráfico 1). Decidimos então adotar estes momentos como referência para nosso estudo. Conforme o cálculo anteriormente descrito, dividindo esses valores pelo raio da polia (0,05 m) chegamos finalmente ao valor de 40N e 100N de força para aplicação de momentos de 2 N.m e 5 N.m respectivamente. Com isso, tivemos condição de calcular adequadamente a rigidez em cada situação estudada. Estes valores encontram-se dentro da região elástica dos enxertos e dos ligamentos íntegros, não acarretando alongamento definitivo.

Ficamos seguros com os valores das forças aplicadas tanto em varo como em rotação externa, pois estes encontram amplo respaldo na literatura (Tabela 11).

TABELA 11 – Força utilizada nos trabalhos biomecânicos encontrados na literatura, expresso em N.m.

AUTOR	Varo (N.m)	Rotação externa(N.m)
Gollehon <i>et al.</i> , 1987	15	6
Draganich <i>et al.</i> 1989	Não testou	3.5 e 5.5 N.m
Veltri <i>et al.</i> , 1996	5	5
Kaneda <i>et al.</i> , 1997	Não testou	3
Shahane <i>et al.</i> , 1999	5	5
LaPrade <i>et al.</i> , 2002	12	10
Pasque <i>et al.</i> , 2003	10	5
LaPrade <i>et al.</i> , 2004	5	5
Nau <i>et al.</i> , 2005	5	5

A aquisição de dados relativos à deformação angular foi feita por meio de um programa de fotogoniometria que, através de uma foto digital, conseguia medir o ângulo da polia em relação a um ponto fixo. Os testes para calibração descritos anteriormente no item 4.2.4., nos deixam seguros quanto a precisão do programa.

A fíbula foi fixada à tíbia por parafuso cortical associado a um espaçador, mantendo a relação entre os dois ossos e a função da sindesmose tibiofibular proximal. A não utilização deste artifício poderia alterar a função do LCF. (Kokron, 2000; Pereira, 2004; Nau *et al.*, 2005; Lasmar, 2006; Csintalan *et al.*, 2006).

O posicionamento das peças no dispositivo, em todas as etapas, foi feito criteriosamente, sob orientação do tecnólogo do LIM-41. Inicialmente todas as medidas do sistema eram cuidadosamente anotadas, e tais valores eram reaplicados cada vez que fosse iniciado um ciclo de análises no mesmo joelho. Com isso, as alterações da posição inicial que ocorressem a cada análise não interfeririam no resultado final, uma vez que havia parâmetros numéricos seguros para reiniciarmos a análise. As peças, mantendo-se acopladas às garras, eram retiradas do dispositivo uma única vez, que era quando realizávamos as lesões e a reconstrução descritas.

A velocidade de carregamento é fator importante na determinação da resistência de um ligamento (Piedade, 2003). Usualmente a velocidade aplicada em estudos semelhantes foi de 20 mm/min (Albuquerque, 1994; Hernandez, 1994; Albuquerque, 1999; Barreto 2000; Górios 2000; Kokron, 2000; Sasaki, 2003; Pereira, 2004; Lasmar, 2006). Como o sistema de aplicação de cargas não utilizava a máquina de ensaios mecânicos Kratos®, e sim a aplicação de cargas pré-determinadas, foi desenvolvido um atuador motorizado, que deslocava lentamente um suporte desenvolvido para aplicar as forças de 40N e 100N. Logo, a aplicação era feita lenta e progressivamente, evitando deslocamentos abruptos do sistema. Foi também adaptado ao motor um temporizador automático, que disparava o motor e também emitia um sinal sonoro para determinar o momento exato do registro fotográfico.

Os parâmetros estudados neste trabalho foram a deformação angular segundo os momentos de 2 N.m e 5 N.m e a rigidez para os joelhos submetidos ao ensaio de varo e de rotação externa. Entretanto, existe uma associação do movimento de translação antero-posterior do fêmur em relação à tibia e o movimento de rotação e translação da tibia (Shahane *et al.*, 1999; Kokron, 2000). Apesar de a translação antero-posterior não ter sido estudada, o dispositivo permitia esse movimento ou grau de liberdade (Figuras 3 e 4), evitando erros na avaliação da deformação angular da rotação externa, que fatalmente seria menor se a translação antero-posterior fosse impedida (Pereira, 2004).

A associação dos graus de liberdade de translação e rotação da tibia e rotação da garra tibial foi primordial para diminuir os erros provocados pelos erros de alinhamento entre o eixo anatômico do movimento em varo do joelho e o eixo do dispositivo. Com a restrição desses movimentos acima citados e um incorreto posicionamento do joelho ao dispositivo, forças de compressão ou tração estariam agindo na articulação quando o movimento de varo fosse executado.

Os ensaios biomecânicos que estudaram a estrutura e as técnicas de reconstrução do CPL geralmente avaliaram a deformação em varo e rotação externa (Gollehon *et al.*, 1987; Draganich *et al.*, 1989; Maynard *et al.*, 1996; Kaneda *et al.*, 1997; Shahane *et al.*, 1999; LaPrade *et al.*, 2000, 2002, 2004, 2005a; Pasque *et al.*, 2003; Nau *et al.*, 2005). Baseados na linha de pesquisa adotada, concordamos com diversos autores (Albuquerque, 1999; Kokron,

2000; Pereira, 2004) quanto à importância da avaliação da rigidez do joelho nas situações estudadas. Enquanto a deformação angular expressa o ocorrido quando é aplicado determinado momento de força, a rigidez permite supor o que aconteceria com forças diferentes, sendo parâmetro importante para a avaliação biomecânica realizada (Kokron, 2000; Pereira, 2004).

Na tentativa de minimizar a influência das propriedades visco-elásticas dos tecidos e permitir a acomodação do dispositivo, foi realizada antes de cada teste a acomodação do sistema, com o tensionamento do joelho em varo ou rotação externa, através da aplicação de uma carga de 40 N à polia por 2 minutos. Após esses 2 minutos, a carga era retirada e o teste realizado.

Seguindo Kokron (2000), optamos por não aplicar tração aos músculos ou tendões, restringindo o nosso objeto de estudo à estabilidade passiva.

6.2 AS TÉCNICAS OPERATÓRIAS

Hoje aceitamos o fato de as lesões periféricas serem causa importante de falha das reconstruções isoladas do LCA ou do LCP. O Dr. Hughston (Larson, 1982) pode ter exagerado quando desdenhou do papel da reconstrução intra-articular do LCA, mas certamente sabia o que estava dizendo quando alertava para o fato de não devermos nos esquecer da

importância das estruturas extra-articulares. Está clara, para nós, a necessidade olharmos para o CPL quando vamos programar qualquer reconstrução ligamentar no joelho.

Concordamos com Draganich *et al.* (1989), quando dizem que a estabilidade inicial atingida num estudo biomecânico está relacionada à localização dos enxertos e à tensão colocada no momento de sua fixação. Assim como fizeram estes autores, a quantidade de tensão colocada nos enxertos durante a reconstrução em nossos ensaios foi determinada empiricamente, uma vez que esta foi realizada manualmente, de maneira similar à que ocorre nas cirurgias. No presente estudo, em todos os procedimentos nos quais técnicas operatórias eram aplicadas, buscamos reproduzi-las de maneira precisa. Os procedimentos foram sempre realizados pelo mesmo autor. Não há como determinar a verdadeira influência no resultado obtido, mas certamente esta será reproduzida quando da realização das cirurgias *in vivo*.

Há inúmeras técnicas propostas para a reconstrução das estruturas do CPL do joelho (Müller, 1983; Hughston e Jacobson, 1985; Camanho, 1993; Veltri e Warren, 1994; Latimer *et al.*, 1998; Chen *et al.*, 2001; Clancy e Sutherland, 1994; Santander e Iraporda, 2002; Kim *et al.*, 2003 e 2004; McGuire e Wolchok, 2003; Lee *et al.*, 2003; LaPrade *et al.*, 2004; Sekiya e Kurtz, 2005; Stannard *et al.*, (2005); Verma *et al.*, 2005; Fanelli, 2006; Strobel *et al.*, 2006; Bicos e Arciero, 2006).

Entretanto, a maioria das técnicas descritas não apresenta argumentos que respaldem seu uso indiscriminado (Carr, 2005; Kuhn *et al.*,

2005). Uma parte das publicações é composta de notas técnicas, nas quais a cirurgia é descrita sem dados relacionados a seu resultado. Quando existem, os dados são de séries de casos, muitas vezes colhidas em estudos retrospectivos. Finalmente, há técnicas cuja descrição vem acompanhada de ensaios biomecânicos.

Após a redescoberta do LPf (Maynard *et al.*, 1996), alguns autores passaram a estudá-lo e sua reconstrução começou a ser buscada.

Apesar de inúmeros estudos biomecânicos envolvendo as estruturas do CPL, há poucos estudos biomecânicos que envolvam sua reconstrução (Wascher *et al.*, 1993; LaPrade *et al.*, 2004; Nau *et al.*, 2005).

Dentre os autores que estudam o LPf, chamou-nos a atenção a técnica descrita por LaPrade *et al.*, 2004. Além de ter sido apresentada em conjunto com resultados de testes biomecânicos, o autor tem histórico longo de estudo das estruturas do CPL do joelho (Terry e LaPrade, 1996, 2000; Wentorf *et al.*, 2002; LaPrade *et al.*, 2003, 2004, 2005a, 2005b, 2006).

A técnica está embasada em princípios com os quais concordamos. Tenta reconstruir anatomicamente as 3 principais estruturas (LPf, TPo e LCF) do CPL, o que não havia sido feito até então. Como base, usou princípio hoje aplicado na reconstrução do LCA e do LCP, que busca reproduzir fielmente a anatomia (Jacobson, 1999).

Entretanto, a técnica descrita LaPrade utiliza aloenxerto de tendão calcâneo.

Os aloenxertos trazem com seu uso vantagens e desvantagens. Bastante difundidos em outros locais, em especial nos Estados Unidos, são incomuns em nosso meio, pois sua disponibilidade no Brasil ainda não é ampla.

A limitação na utilização dos aloenxertos e a contra-indicação do uso de ligamentos artificiais (Höher *et al.*, 2002) dificultam a utilização da técnica descrita por LaPrade em nossa rotina.

Buscando um enxerto que pudesse substituir o tendão do calcâneo e possibilitasse o uso cotidiano, escolhemos os tendões dos músculos semitendíneo e grácil. LaPrade *et al.*, 2004 sugere que os enxertos utilizados tenham um comprimento de ao menos 22 cm. Com isso, além da impossibilidade de utilizarmos o enxerto do ligamento da patela, não havia como dobrar os enxertos dos semitendíneo e grácil e utilizá-los duplos para aumentar seu diâmetro, como é comum nas reconstruções do LCA ou LCP (Kokron, 2000).

O uso de um tendão mais delgado, cuja área do corte transversal é menor, pode tornar-se um problema no desempenho da reconstrução nos testes biomecânicos. (Pereira, 2004).

Optamos por fazer a fixação dos enxertos no fêmur e na tíbia com parafuso cortical de 4,5 mm de diâmetro e arruela, conforme descrito por AmatuZZi *et al.* (1993). Esse tipo de fixação é amplamente utilizado nos ensaios biomecânicos realizados no LIM-41 (Albuquerque, 1999, Kokron, 2000; Pereira, 2004) e não apresenta diferença significativa quando comparado com os parafusos de interferência (AmatuZZi *et al.*, 1993 e Wang,

2002a). Outras alternativas, como as propostas por Bahk e Cosgarea (2005), que descrevem o uso de *Endobutton®* ou Adachi *et al.*, (2006), que descrevem técnica de fixação de enxertos utilizando sistema semelhante ao da mosaicoplastia, não nos parecem adequadas para estudos em cadáveres.

LaPrade *et al.* (2004) relatam problemas, nos ensaios em cadáver, referentes à fixação com parafuso de interferência, por cominuição óssea, tendo inclusive utilizado fixação híbrida no enxerto tibial, e problemas semelhantes são descritos por Ciccone *et al.*, (2006). A qualidade da fixação óssea depende também das condições da peça utilizada no ensaio. Nosso grupo, apesar de não ter uma média de idade extremamente elevada (58 anos), encontrava-se fora da faixa etária em que as reconstruções são normalmente realizadas *in vivo*. Por isso, optamos pela fixação convencional, tomando o cuidado para que o parafuso estivesse o mais próximo possível da saída do túnel, no intuito de minimizar o efeito do alongamento dos fios de poliéster número 5 que prendiam o enxerto ao parafuso (Spencer *et al.*, 1996). Na fíbula foi necessário o uso de parafuso de interferência, uma vez que não havia outra maneira de estabilizar o enxerto dentro do túnel fibular.

Foi realizado pré-tensionamento dos enxertos para minimizar o efeito do relaxamento à tração e acomodar as suturas dos fios de poliéster (Gorios, 2000; Kokron, 2000; Piedade, 2003; Pereira, 2004; Nau *et al.*, 2005). O pré-tensionamento foi aplicado por no mínimo 20 minutos através de carga axial de 20 N, sendo interrompido imediatamente antes da passagem e fixação

dos enxertos, para evitar encurtamento dos mesmos com a retirada do pré-tensionamento.

A ordem em que os ensaios foram realizados não permitia randomização, uma vez que estruturas lesadas não poderiam ser testadas no início do ensaio, que obrigatoriamente deveria começar com o joelho íntegro. Seguindo o preconizado por Kokron (2000) e Pereira (2004), optamos por deixar a condição LesT (lesão de todas as estruturas) para o final, para evitar alongamento dos restritores secundários à deformação angular do joelho em varo e rotação externa.

A cirurgia foi realizada sempre por um único autor, seguindo rigorosamente os passos descritos por LaPrade *et al.* (2004) e já descritos detalhadamente no item 4.2.6, com exceção das alterações relacionadas ao tipo de enxerto e modo de fixação. A padronização na realização das técnicas operatórias repete os procedimentos realizados *in vivo* e busca diminuir erros de execução das mesmas pela adoção de rotinas reproduzidas em todos os joelhos operados no estudo.

Shuler *et al.* (2006) chamam a atenção para os cuidados com a confecção dos túneis no côndilo femoral lateral nos casos de reconstrução associada do LCA e das estruturas do CPL. Sugere, para evitar o encontro dos túneis, que seja mantido um alinhamento neutro no plano coronal, que a profundidade dos túneis laterais seja menor ou igual a 25 mm e que o direcionamento anterior no plano axial seja feito no máximo a 40°.

Quando o artigo de Shuler *et al.* (2006) foi publicado, já havíamos realizado todos os ensaios de nosso estudo. Como não reconstruímos o LCA, a profundidade e o direcionamento dos túneis não representaram problema naquele momento. Reconhecemos, entretanto, que numa situação de reconstrução do LCA associada, serão necessários cuidados adicionais. Uma das opções viáveis é a confecção de túneis curtos e a fixação com parafusos de interferência ou âncoras ósseas, conforme descrito na literatura (Santander e Iraporda, 2002; Sekiya *et al.*, 2005; Bicos e Arciero, 2006). Optamos por não utilizar esse tipo de fixação em nosso estudo devido aos problemas descritos no trabalho de LaPrade *et al.* (2004), em que houve fraturas e avulsões durante os ensaios, provavelmente pela má qualidade dos tendões e ossos dos joelhos de cadáver utilizados.

A técnica descrita por LaPrade *et al.* (2004) e utilizada por nós neste ensaio busca refazer fielmente a anatomia da região do CPL, reconstruindo suas 3 estruturas principais.

Das diversas técnicas descritas, poucas tentam reconstruir anatomicamente essas 3 estruturas.

Santander e Iraporda (2002) descrevem técnica que reconstrói o LCF, o TPo e o LPf, utilizando o tendão do músculo semitendíneo, sem desinserí-lo da tíbia. A técnica é apenas apresentada pelos autores, sem comentário sobre os resultados eventualmente obtidos. Parece-nos, à primeira vista, que ter uma das extremidades fixada ao próprio enxerto apenas por suturas inabsorvíveis pode vir a ser um elo fraco na reconstrução, falhando em

eventuais testes biomecânicos. Entretanto, LaPrade *et al.* (2004) lembram que, diferente do que ocorre nos testes em cadáveres, nos quais aplicamos cargas significantes em ensaios logo após a reconstrução, nos procedimentos *in vivo* a articulação é preservada de cargas por até 6 semanas, o que pode permitir a cicatrização das estruturas. No caso da técnica de Santander e Iraporda (2002), o tempo de preservação da reconstrução pode permitir cicatrização adequada para que suporte as cargas mínimas de reabilitação e atividades iniciais de retorno à vida cotidiana.

Lee *et al.* (2003) utiliza aloenxerto de tendão do calcâneo para reconstrução das três estruturas. Esta técnica é bastante interessante, pois refaz os três componentes do CPL de maneira anatômica. Porém, diferente do que ocorre na técnica de LaPrade, onde o LPf é reconstruído entre a tíbia e a cabeça da fíbula, neste caso o LPf vem desde o fêmur até sua inserção posterior na fíbula, o que nos parece mais próximo da situação biomecânica real. Com isso, o autor consegue atingir 3 pontos importantes na reconstrução das estruturas do CPL: É uma técnica que efetivamente reconstrói as 3 principais estruturas, a reconstrução é feita de maneira anatômica e o método de fixação é seguro. Por ser apenas uma descrição cirúrgica, o artigo não traz dados relacionados com a análise biomecânica ou resultados das cirurgias. Além disso em nossa realidade os aloenxertos não são amplamente disponíveis.

Yoon *et al.*, (2005) comparam a cirurgia idealizada por Lee *et al.* (2003) com uma reconstrução parcial do CPL, e consideram os resultados

da primeira melhores. Entretanto o estudo é feito de maneira retrospectiva, e os próprios autores finalizam dizendo que há a necessidade de desenvolvermos métodos mais objetivos para avaliação e comparação clínica de pacientes com lesões das estruturas do CPL do joelho.

Sekiya *et al.* (2005) descrevem técnica que repara o CPL com aloenxerto de tendão calcâneo. Essa técnica também reconstrói as 3 estruturas e, como Lee *et al.* (2003), promove a ligação do LPf desde a cabeça da fíbula até o fêmur. Entretanto, Lee *et al.* (2003) deixam o enxerto que passa pela cabeça da fíbula livre, enquanto Sekiya *et al.* (2005) o fixam com parafuso de interferência no túnel fibular. Em nossa opinião, essa fixação pode limitar a movimentação da cabeça da fíbula e aumentar a estabilidade, além de ser mais semelhante à situação real.

Stannard *et al.*, (2005) descrevem reconstrução com aloenxertos de tendões dos músculos tibial anterior e tibial posterior. Dizem ter, com esta técnica, excelentes resultados funcionais e uma reconstrução estável. Entretanto, a fixação femoral é feita passando os tendões ao redor de um único parafuso, o que pode até permitir pontos distintos de fixação femoral, mas não nos parece uma reprodução fiel da anatomia local. Além disso, os resultados são obtidos apenas por análise de série de casos dos autores.

6.3 Resultados

Quando pensamos em analisar os resultados obtidos, há a necessidade de olharmos o desenho do experimento, e a correlação com a literatura. Em nosso experimento consideramos, para efeitos de análise estatística, cada situação estudada como um bloco, procedendo então à comparação dos valores obtidos em cada uma das situações. Há poucas análises biomecânicas de reconstruções anatômicas das estruturas do CPL do joelho publicadas (LaPrade *et al.*, 2004; nau *et al.*, 2005), e os resultados destas são descritos analisando estatisticamente e comparando os valores obtidos em cada uma das situações testadas.

Para melhor compreensão, inicialmente estaremos descrevendo os resultados agrupando as 4 situações estudadas (INT, REC, RecP e LesT) nas diferentes condições testadas (Rotação externa a 0°, 30°, 60°, 90°; Varo a 0°, 30°, 60°, 90°). Após isso, descreveremos o comportamento da rigidez. Para finalizar, faremos comparações entre situações específicas.

6.3.1 Deformação angular em rotação externa

- **Comparação da estabilidade entre as situações ÍNTEGRO e LESADO**

Tanto com momento de 2 N.m como de 5N.m, a deformação angular encontrada a 0°, 30° e 60° foi maior na situação LesT do que na situação

INT ($p < 0,05$). Ou melhor, a lesão das estruturas descritas fez com que houvesse aumento da rotação externa. Na verdade, isso reflete apenas a situação de IRPL, como descrito na literatura (Gollehon *et al.* 1987; Veltri *et al.*, 1996; LaPrade *et al.*, 2004).

Entretanto, a 90° de flexão do joelho, os valores de rotação externa dos joelhos íntegro e lesado foram estatisticamente iguais ($p < 0,05$).

Isso pode ocorrer devido à atuação do LCP, que se encontra íntegro em nosso estudo. Esses dados vão ao encontro das afirmações de Gollehon *et al.* (1987) e Veltri *et al.* (1996), de que, na prática clínica, quando encontramos a rotação externa aumentada a 30° de flexão do joelho apenas, devemos suspeitar de lesão das estruturas do CPL, porém, ao encontrarmos a rotação externa aumentada tanto com o joelho fletido 30° ou 90°, devemos também suspeitar de lesão associada do LCP. Os resultados encontrados a 0°, 30° e 60° coincidem também com os de Lasmar (2006), utilizando dispositivo semelhante ao nosso. Infelizmente, por problemas relacionados ao espaço insuficiente na máquina de ensaios, não há em seu estudo dados relativos à posição 90° de flexão do joelho.

Já LaPrade *et al.* (2004a) e Nau *et al.* (2005) encontraram diferenças estatísticas significantes entre as situações íntegra e lesada em todos os graus de flexão, inclusive a 90°. Se olharmos os dados da tabela 5, assim como os gráficos 26 e 27, veremos que, apesar de não ser estatisticamente significante, há uma tendência de os valores INT e LesT não serem semelhantes, principalmente a 5 N.m. Essa diferença pode não ter

significância estatística pelo tamanho da amostra estudada, e poderia eventualmente aparecer com o aumento do número de joelhos estudados, o que às vezes é difícil em ensaios com cadáveres. Além disso, como discutiremos mais tarde, a rigidez a 90° de flexão do joelho é maior na situação INT($p < 0,05$), o que sugere que um momento superior ao aplicado poderia eventualmente acusar a diferença entre as situações. Logo, de modo geral, a lesão das estruturas do CPL do joelho causou aumento da rotação externa nos joelhos estudados.

- **Comparação da estabilidade entre as situações RECONSTRUÍDO e LESADO**

A deformação angular encontrada com aplicação de momento de 2 N.m com o joelho a 0° e de 2 N.m e 5 N.m com o joelho a 30° e 60°, foi menor no joelho reconstruído do que no lesado, indicando que nestas posições a técnica empregada diminuiu o efeito causado pela lesão.

Entretanto, com momento de 5 N.m a 0°, e com 2 ou 5 N.m a flexão de 90°, não houve diferença estatística entre ambas as situações.

A semelhança dos valores com flexão de 90° repete o que já discutimos quando comparamos os joelhos íntegros e lesados.

Já o fato de haver igualdade entre as duas situações estudadas a 0°, significa que nessa posição a reconstrução não diminuiu o efeito da lesão criada. Uma das possíveis razões para isso ter ocorrido a 0° pode estar relacionada com as lesões inicialmente criadas.

Tanto LaPrade *et al.* (2004a) como Nau *et al.* (2005), em estudos semelhantes, descrevem ter simulado a IRPL seccionando as três estruturas principais, ou seja, o LCF, o TPo e o LPf. Entretanto, em nosso estudo, seccionamos também a cápsula pósterolateral e os ligamentos arqueado e fabelo-fibular, quando presentes. Fizemos isso baseado nos estudos de LaPrade e Terry (1997b), que mostram que os componentes da cápsula pósterolateral frequentemente estão lesados em pacientes com IRPL.

Lasmar (2006) descreve que, com o joelho a 0° de flexão, a cápsula pósterolateral tem papel importante na estabilização do joelho em rotação externa, o que pode explicar o fato de que, na ausência de seu reparo ou reconstrução, a técnica utilizada não tenha sido efetiva

- **Comparação da estabilidade entre as situações ÍNTEGRO e RECONSTRUÍDO**

Ao compararmos os resultados obtidos entre as situações íntegro e reconstruído, percebemos que a técnica empregada não conseguiu reconduzir a estabilidade em rotação externa nos joelhos estudados nas posições com o joelho a 0°, 30°, e 60° de flexão. As deformações angulares entre as situações íntegro e reconstruído só foram iguais ($p < 0,05$) com 90° de flexão do joelho, mas sem diferirem da situação lesada, o que não pode ser considerado como uma correção.

Ou seja, apesar de, quando comparado com o joelho lesado ter havido uma melhora na deformação angular em rotação externa, essa não reconduziu a estabilidade ao ponto inicial, com o joelho íntegro.

A restrição à rotação externa é um dos papéis das estruturas do CPL. LaPrade *et al.* (2004b), estudando as forças exercidas durante aplicação de momentos em rotação externa e varo, afirma que o papel restrito do LCF é maior nos primeiros graus de flexão, e que o TPo e LPf são mais importantes com o joelho a 60° e 90°.

Nossos achados não condizem com os de LaPrade *et al.* (2004a) e NAU *et al.* (2005), e serão discutidos no final deste capítulo.

- **Comparação da estabilidade entre as situações RECONSTRUÍDO e PARCIALMENTE RECONSTRUÍDO**

A diferença entre estas situações é a secção da porção que reconstrói o LPf, desde o túnel tibial posterior até a cabeça da fíbula. Esta porção reconstruída, apesar de anatomicamente produzir uma imagem semelhante à do ligamento original, parece unir a fíbula à tibia, sendo que mecanicamente o LPf está conectado ao fêmur, na inserção do TPo (Fanelli, 2006).

Entretanto, os resultados de LaPrade *et al.* (2004a) com esta técnica são animadores, pois foi conseguida a correção da lesão causada restaurando a estabilidade em varo e rotação externa em quase todas as posições testadas.

Em nosso estudo, comparando as duas situações, a retirada da porção reconstruída do LPf só levou a alterações na posição de 60° de flexão, onde a deformidade angular foi estatisticamente maior. Isso pode ser explicado pelo relaxamento do LCF com a progressão de flexão (LaPrade *et*

al., 2004b; Lasmar, 2006), indicando que nesta posição o LPf reconstruído teria função estabilizadora. Não podemos nos esquecer que os resultados em rotação externa com flexão de 90° nos pareceram inconclusivos, o que explicaria porque as duas situações estão iguais nesta posição.

6.3.2 Deformação angular em varo

- **Comparação da estabilidade entre as situações ÍNTEGRO e LESADO**

Em relação à deformação angular em varo, as comparações entre as situações íntegro e lesado mostraram que, em todas as condições estudadas, houve aumento significativo nos valores encontrados ($p < 0,05$).

O principal restritor a essa deformação é o LCF, com importância maior a 30° e 60° de flexão do joelho (Gollehon *et al.*, 1987; Lasmar, 2006;).

Nossos resultados são semelhantes aos de LaPrade *et al.* (2004a) e Nau *et al.* (2005).

- **Comparação da estabilidade entre as situações RECONSTRUÍDO e LESADO**

Os valores obtidos mostram que os joelhos reconstruídos apresentaram menor deformação angular em varo em todos os ângulos e momentos estudados, mostrando que a reconstrução utilizada diminuiu os

efeitos das lesões produzidas. Os estudos existentes e que nos permitem comparação tiveram, ambos, resultados semelhantes (LaPrade *et al.* 2004a; Nau *et al.*, 2005)

- **Comparação da estabilidade entre as situações ÍNTEGRO e RECONSTRUÍDO**

A técnica de reconstrução empregada foi efetiva em reconduzir os valores de deformação angular em varo àqueles encontrados no joelho íntegro, em todas as posições testadas ($p < 0,05$). Além disso, foi detectada uma diminuição do valor de deformação em varo a 90° com momento aplicado de 2 N.m no joelho reconstruído, quando comparado ao joelho íntegro na mesma condição.

Isso nos mostra ter havido hipercorreção nesta posição.

A hipercorreção é comumente encontrada nas tenodeses do bíceps (Clancy e Sutherland, 1994; Kim *et al.*, 2001; Kim *et al.*, 2003), mas não foi observada por LaPrade *et al.* (2004) ou Nau *et al.* (2005).

- **Comparação da estabilidade entre as situações RECONSTRUÍDO e PARCIALMENTE RECONSTRUÍDO**

A deformação angular em varo foi maior ($p < 0,05$) nos joelhos parcialmente reconstruídos nas posições de 0, 60 e 90° de flexão, sugerindo que nestas posições a reconstrução do LPf tem função estabilizadora.

Apesar do questionamento quanto ao fato da reconstrução realmente espelhar a função do LPf original, esses dados vão ao encontro dos estudos

de Gollehon *et al.* (1987), Veltri e Warren (1994), Shahane *et al.* (1999), LaPrade *et al.* (2004), que mostram o papel importante do LPf na estabilização do CPL do joelho.

Pasque *et al.* (2003) defendem a hipótese de que a retirada isolada do LPf nada alteraria na estabilidade do CPL. Pelo menos em nosso modelo, a afirmação de Pasque não se aplica.

6.3.3 Rigidez

Esse é o primeiro estudo a calcular e apresentar a rigidez das estruturas do CPL do joelho nas diferentes situações testadas. Isso faz com que haja dificuldade na comparação dos dados encontrados.

A rigidez em rotação externa apresentou comportamento idêntico nos 4 ângulos estudados. Em todos eles, a rigidez da situação íntegro era maior que a das situações lesado, reconstruído parcial e reconstruído, que por sua vez eram iguais entre si. Isso mostra que, mesmo havendo diferenças significantes ($p < 0,05$) entre as situações lesado e reconstruído, estas diferenças não estiveram presentes ao analisarmos a rigidez.

Fato semelhante aconteceu nos estudos de KOKRON (2000), onde mesmo havendo diferenças estatísticas significantes entre duas situações testadas, a rigidez de ambas não mostrava essa diferença.

A Rigidez em varo também apresentou padrão semelhante nos 4 graus de flexão do joelho estudados. Em todos eles, a rigidez das situações íntegro e reconstruído eram iguais entre si, e maiores que a das situações lesado e reconstruído parcial. Estas, por vez, também eram iguais entre si.

Com isso temos que a técnica utilizada não só neutralizou a deformação angular em varo causada pela lesão, como também apresentou valores de rigidez semelhantes para as situações íntegro e reconstruído.

6.3.4 Resumo dos resultados obtidos

Analisando os resultados obtidos podemos afirmar que a técnica utilizada foi suficiente na correção da instabilidade em varo. Entretanto, em relação à rotação externa, essa correção, quando aconteceu, foi parcial, uma vez que, mesmo diminuindo os valores de rotação externa encontrados no joelho lesado, a reconstrução não atingiu resultado igual ao joelho íntegro.

Podemos imaginar, então, que a técnica empregada foi suficiente para reconstruir as estruturas estabilizadoras do joelho na deformação em varo, mas não o fez com as estruturas que estabilizam o joelho na deformação em rotação externa.

Por que isso ocorreu?

Noyes *et al* (2006), estudando insucessos em 57 reconstruções de estruturas do CPL do joelho, nota que as principais causas destes são o desalinhamento angular em varo do joelho, e o posicionamento não anatômico das estruturas reconstruídas.

Em nosso estudo, não havia desalinhamento excessivo em varo, uma vez que os critérios de inclusão das peças anatômicas afastavam qualquer joelho com lesão aparente.

Em relação ao posicionamento anatômico dos enxertos, (LaPrade *et al.*, 2004a, 2005) foram extremamente cuidadosos com a determinação dos pontos anatômicos, que são a base da técnica reproduzida. Logo, acreditamos que esse não deva ser o motivo da falha.

Dentro do conceito de estabilizadores primários e secundários, observamos que o LCF é o mais importante restritor às deformações em varo (Gollehon *et al.*, 1987; Amis *et al.*, 2003; LaPrade *et al.*, 2004b; Lasmar, 2006). Ao menos aparentemente, então, esta técnica reconstruiu adequadamente o LCF. Por esse raciocínio, poderíamos pensar que a rotação foi apenas parcialmente corrigida (afinal, os valores dos joelhos operados apresentavam-se melhores que os lesados), mas que a deficiência em reconstruir parte da lesão fez com que essa correção fosse apenas parcial.

Lasmar (2006) considera o TPo a estrutura mais importante para estabilizar a rotação externa, porém não individualiza o LPf em seus

ensaios. Gollehon *et al.* (1987); Veltri *et al.* (1996) e atribuem ao LPf papel importante na estabilização da rotação externa.

Logo, se achamos que o LCF foi corretamente reconstruído, a técnica pode ter falhado em refazer o TPo e o LPf.

Um dos motivos que pode ter levado à falha da técnica em refazer por completo os valores obtidos para rotação externa pode ser a espessura do enxerto empregado.

Pereira (2004) mostrou a influencia da espessura do enxerto utilizado nas reconstruções do LCP. LaPrade *et al.*, 2005 mediram o comprimento e espessura do LCF, TPo e TPf, mostrando que o LCF mais delgado que o TPo. Baseado nisso e nos ensaios de ruptura que realizaram, sugerem que, para a realização da técnica por ele descrita, sejam utilizados aloenxertos de tendão calcâneo, enxertos autólogos do tendão do músculo quadríceps ou do tendão do músculo semitendíneo, este dobrado ao meio. Pelas características, LaPrade contra-indica o tendão do músculo grácil ou o tendão do músculo semitendíneo em feixe único. Defende que o enxerto utilizado deva ser resistente o bastante para refazer o papel primário e secundário da estrutura lesada. Logo, a utilização em nosso estudo de enxerto simples de semitendíneo e grácil poderia ser causa do resultado incompleto, quando comparado ao estudo de LaPrade *et al.*, 2004a. Latimer *et al.* (1998) descrevem bons resultados com técnica em que reconstrói apenas o LCF com enxerto de ligamento patelar, e credita os bons resultados à grande espessura do enxerto.

Há na literatura várias técnicas descritas que utilizam o enxerto do tendão do músculo semitendíneo, mas sem estudos biomecânicos que as acompanhem (McGuire e Wolchok, 2003; Kobakey *et al.*, 2004; Verma *et al.*, 2005; Strobel *et al.*, 2006; Bicos e Arcieri, 2006). Noyes *et al.* (2006) consideram que há poucos dados para podermos definir a melhor escolha de enxerto no tratamento das IRPL, com o que concordamos.

Entretanto Nau *et al.* (2005) apresenta estudo biomecânico de reconstrução das estruturas do CPL do joelho, no qual compara duas técnicas em que utiliza como enxerto o tendão do músculo semitendíneo. Em uma delas, reconstrói apenas o LCF e o LPf, e apresenta resultados da reconstrução idênticos aos de LaPrade *et al.* (2004a). Porém, diferente de LaPrade, o LPf é reconstruído desde a porção posterior da fíbula até o fêmur, na inserção do TPo. Em seu estudo, Nau *et al.* (2005) contra-indica a realização de mais um túnel para fazer fixação na tíbia, uma vez que os resultados de ambas as técnicas foram semelhantes.

Logo, se não considerarmos a espessura do enxerto como possível causa de a técnica não ter replicado os resultados de LaPrade *et al.* (2004a), o que mais pode ter causado a diferença?

Uma das diferenças entre os estudos de LaPrade e Nau *et al.* (2005) e o nosso foi a lesão provocada. Enquanto em seu ensaio LaPrade seccionou apenas as estruturas principais do CPL, nós fizemos também a desinserção de toda cápsula póstero-lateral, e esta não era reparada para a realização dos testes.

Baker *et al.* (1983), Waldrop *et al.* (1988), Jacobson (1999) e Flandry e Sinco (2006), lembram a importância da integridade da cápsula no tratamento da IRPL. Noyes *et al.* (2006) defendem o reparo com pregueamento da cápsula póstero-lateral, e inclusive dizem fazer, nos casos em que há perda tecidual, reforço com enxerto, sem, entretanto, dar maiores detalhes. LaPrade *et al.*,(2007) descrevem uma nova estrutura anatômica formada por espessamento da cápsula posterior, que pode estar relacionada à estabilidade rotatória do joelho. Em nosso estudo, tal estrutura certamente foi seccionada juntamente com a cápsula e não foi substituída pela reconstrução, o que pode ter colaborado para o aumento da rotação externa.

Porém, os resultados dos ensaios biomecânicos existentes não confirmam estas impressões. Gollehon mostra que, após a secção do TPo, a secção do complexo arqueado não alterou a rotação externa. Lasmar (2006) diz que a cápsula é importante na rotação externa somente com o joelho posicionado a 0°. Fica, porém, a dúvida do real papel da cápsula *in vivo*, uma vez que ensaios biomecânicos não têm como considerar os efeitos das cargas dinâmicas, nem dos eventos biológicos que sucedem à cirurgia.

Um outro ponto que pode ter causado a falha é a fixação com fio de poliéster e parafuso cortical. Em nossa opinião, além de este método de fixação ser consagrado nos ensaios realizados no LIM-47 (Albuquerque, 1999; Kokron, 2000; Pereira, 2004), teria sido responsável por falha de toda a reconstrução, e não só de parte dela.

Por fim, há a possibilidade de a técnica utilizada seja inadequada para o tratamento proposto. Fanelli (2006) defende que a região do túnel tibial usada nas reconstruções não é isométrica. Se o TPo for tensionado próximo à extensão, ele será efetivo com o joelho nesta posição, mas perderá função com o joelho fletido. Isso não ocorre no joelho normal uma vez que, na flexão, o TPo é tracionado por um músculo poplíteo normal. Sugere que o LPf tem comportamento próximo ao isométrico, e precisa ser reconstruído desde a fíbula até o fêmur. Essa reconstrução pode ser feita com enxerto autólogo de semitendíneo ou com tira do bíceps. Reforça essa idéia explicando que se considerarmos o eixo de rotação da tíbia sobre o fêmur como próximo à inserção tibial do LCP, um enxerto desde a cabeça da fíbula até o fêmur terá a seu favor um braço de alavanca pelo menos 50% maior do que um enxerto na região posterior da tíbia.

A seu favor, LaPrade *et al.* (2004a) têm um estudo biomecânico mostrando o resultado da reconstrução com o enxerto que considera adequado, em que consegue restabelecer os valores do joelho íntegro, além de uma longa história no estudo das lesões do CPL do joelho.

Vários são os caminhos que podem suceder o presente estudo. Por ser linha relativamente nova, ainda há muito a ser estudado nos aspectos biomecânicos relacionados à IRPL.

O comportamento biomecânico do LPf reconstruído nas diversas maneiras apresentadas precisa ser conhecido.

A reconstrução do TPo, com necessidade de criar um túnel tibial e levando a trauma adicional, ou a possibilidade de refazer o CPL sem reconstruir o TPo devem ser elucidadas.

Devemos também buscar e analisar técnicas que permitam a reconstrução das estruturas do CPL com enxertos autólogos, devido às dificuldades para obtenção de aloenxertos ainda existentes em nosso meio.

7. Conclusões

Baseados nos resultados obtidos pudemos concluir que:

- 1) A técnica empregada não corrigiu completamente o aumento da rotação externa.
 - 2) A técnica empregada restaurou a estabilidade em varo.
-

8. Anexos

Anexo 1 – Valores encontrados em cada uma das situações estudadas referente a deformação angular em Rotação Externa.

Joelho	Lado	Situação	Movimento	Angulo	AngNeutro	AngMov5	AngMov10	Dif5	Dif10	RIGIDEZ N.mm/grau
1	D	INT	Rot. Ext.	0	37,23	29,27	27,02	7,96	10,21	1252,2
2	E	INT	Rot. Ext.	0	53,34	62,11	65,13	8,78	11,79	960,0
3	D	INT	Rot. Ext.	0	43,17	36,99	34,39	6,18	8,78	1107,7
4	E	INT	Rot. Ext.	0	55,24	64,79	69,95	9,55	14,71	553,8
5	E	INT	Rot. Ext.	0	52,99	61,38	65,04	8,39	12,05	800,0
6	D	INT	Rot. Ext.	0	35,94	30,03	27,27	5,91	8,67	1066,7
7	D	INT	Rot. Ext.	0	40,75	31,29	28,30	9,46	12,45	960,0
8	D	INT	Rot. Ext.	0	44,26	35,07	31,38	9,18	12,88	778,4
9	D	INT	Rot. Ext.	0	130,81	34,14	31,27	96,67	99,54	1028,6
10	E	INT	Rot. Ext.	0	54,33	65,97	71,39	11,64	17,07	533,3
1	D	RECP	Rot. Ext.	0	31,09	20,95	17,67	10,14	13,42	872,7
2	E	RECP	Rot. Ext.	0	56,14	65,64	69,68	9,50	13,54	702,4
3	D	RECP	Rot. Ext.	0	44,46	32,15	27,76	12,31	16,70	654,5
4	E	RECP	Rot. Ext.	0	54,04	66,18	72,95	12,14	18,91	423,5
5	E	RECP	Rot. Ext.	0	57,78	68,68	76,64	10,90	18,86	364,6
6	D	RECP	Rot. Ext.	0	36,12	27,73	20,44	8,40	15,68	394,5
7	D	RECP	Rot. Ext.	0	45,70	31,30	24,69	14,40	21,02	436,4
8	D	RECP	Rot. Ext.	0	43,47	38,76	28,81	4,71	14,66	288,0
9	D	RECP	Rot. Ext.	0	35,45	27,79	21,72	7,66	13,74	472,1
10	E	RECP	Rot. Ext.	0	71,93	83,92	89,82	11,99	17,89	488,1
1	D	LEST	Rot. Ext.	0	29,72	18,57	15,51	11,16	14,21	929,0
2	E	LEST	Rot. Ext.	0	58,86	68,55	72,92	9,69	14,06	669,8
3	D	LEST	Rot. Ext.	0	37,89	24,23	20,60	13,66	17,29	800,0

Anexo 1 - Continuação

Joelho	Lado	Situação	Movimento	Angulo	AngNeutro	AngMov5	AngMov10	Dif5	Dif10	RIGIDEZ N.mm/grau
4	E	LEST	Rot. Ext.	0	61,25	72,53	78,65	11,28	17,40	464,5
5	E	LEST	Rot. Ext.	0	69,52	81,23	86,22	11,71	16,70	576,0
6	D	LEST	Rot. Ext.	0	20,47	10,69	5,57	9,79	14,91	564,7
7	D	LEST	Rot. Ext.	0	31,11	20,51	16,32	10,59	14,79	685,7
8	D	LEST	Rot. Ext.	0	43,27	26,88	22,85	16,39	20,43	720,0
9	D	LEST	Rot. Ext.	0	29,03	16,81	11,29	12,22	17,74	523,6
10	E	LEST	Rot. Ext.	0	75,74	89,25	96,00	13,51	20,26	429,9
1	D	REC	Rot. Ext.	0	41,72	30,82	28,10	10,90	13,62	1066,7
2	E	REC	Rot. Ext.	0	49,85	58,56	62,69	8,71	12,83	702,4
3	D	REC	Rot. Ext.	0	52,04	40,71	36,48	11,33	15,56	685,7
4	E	REC	Rot. Ext.	0	47,03	53,21	62,22	6,18	15,20	320,0
5	E	REC	Rot. Ext.	0	44,06	52,44	60,05	8,38	15,99	374,0
6	D	REC	Rot. Ext.	0	47,35	41,30	33,31	6,05	14,04	360,0
7	D	REC	Rot. Ext.	0	61,32	47,73	39,63	13,59	21,69	355,6
8	D	REC	Rot. Ext.	0	53,60	49,44	40,32	4,16	13,28	316,5
9	D	REC	Rot. Ext.	0	49,16	40,23	34,86	8,93	14,30	543,4
10	E	REC	Rot. Ext.	0	57,17	64,93	72,67	7,76	15,50	369,2
1	D	INT	Rot. Ext.	30	35,32	28,82	26,80	6,50	8,52	1440,0
2	E	INT	Rot. Ext.	30	56,80	66,20	69,29	9,40	12,49	929,0
3	D	INT	Rot. Ext.	30	47,30	39,16	36,81	8,13	10,49	1200,0
4	E	INT	Rot. Ext.	30	53,74	70,62	74,85	16,88	21,11	669,8
5	E	INT	Rot. Ext.	30	52,30	61,46	65,88	9,16	13,58	654,5

Anexo 1 - Continuação

Joelho	Lado	Situação	Movimento	Angulo	AngNeutro	AngMov5	AngMov10	Dif5	Dif10	RIGIDEZ N.mm/grau
6	D	INT	Rot. Ext.	30	37,65	30,14	26,96	7,51	10,69	929,0
7	D	INT	Rot. Ext.	30	43,63	33,30	30,41	10,33	13,22	993,1
8	D	INT	Rot. Ext.	30	44,41	34,22	30,84	10,19	13,57	847,1
9	D	INT	Rot. Ext.	30	42,13	36,65	33,77	5,48	8,36	993,1
10	E	INT	Rot. Ext.	30	55,71	67,20	73,05	11,49	17,34	488,1
1	D	RECP	Rot. Ext.	30	29,97	19,01	15,95	10,95	14,02	960,0
2	E	RECP	Rot. Ext.	30	62,33	73,81	77,80	11,48	15,46	720,0
3	D	RECP	Rot. Ext.	30	46,06	31,06	26,62	15,00	19,44	640,0
4	E	RECP	Rot. Ext.	30	66,52	76,59	81,33	10,07	14,81	612,8
5	E	RECP	Rot. Ext.	30	65,44	73,85	80,06	8,41	14,62	464,5
6	D	RECP	Rot. Ext.	30	33,01	24,08	19,11	8,93	13,89	576,0
7	D	RECP	Rot. Ext.	30	41,57	29,35	23,82	12,23	17,75	514,3
8	D	RECP	Rot. Ext.	30	45,30	30,20	24,40	15,09	20,90	496,6
9	D	RECP	Rot. Ext.	30	36,83	24,31	19,85	12,52	16,98	654,5
10	E	RECP	Rot. Ext.	30	66,28	81,49	88,36	15,21	22,07	417,4
1	D	LEST	Rot. Ext.	30	29,98	17,09	14,26	12,89	15,73	1028,6
2	E	LEST	Rot. Ext.	30	65,15	77,45	80,90	12,30	15,75	847,1
3	D	LEST	Rot. Ext.	30	49,57	27,53	21,90	22,04	27,67	514,3
4	E	LEST	Rot. Ext.	30	74,61	82,94	87,07	8,33	12,46	685,7
5	E	LEST	Rot. Ext.	30	63,67	77,53	84,35	13,87	20,69	417,4
6	D	LEST	Rot. Ext.	30	27,43	15,51	9,51	11,92	17,92	480,0
7	D	LEST	Rot. Ext.	30	38,40	25,48	19,61	12,92	18,79	488,1
8	D	LEST	Rot. Ext.	30	47,97	26,77	19,60	21,20	28,37	400,0

Anexo 1 - Continuação

Joelho	Lado	Situação	Movimento	Angulo	AngNeutro	AngMov5	AngMov10	Dif5	Dif10	RIGIDEZ N.mm/grau
9	D	LEST	Rot. Ext.	30	35,95	21,80	15,85	14,15	20,10	488,1
10	E	LEST	Rot. Ext.	30	70,24	85,29	92,92	15,04	22,67	378,9
1	D	REC	Rot. Ext.	30	39,73	31,93	28,64	7,80	11,09	872,7
2	E	REC	Rot. Ext.	30	49,76	62,82	67,20	13,06	17,44	654,5
3	D	REC	Rot. Ext.	30	52,82	40,10	35,93	12,72	16,89	685,7
4	E	REC	Rot. Ext.	30	41,75	57,63	66,63	15,88	24,88	320,0
5	E	REC	Rot. Ext.	30	43,34	54,99	61,72	11,65	18,38	429,9
6	D	REC	Rot. Ext.	30	48,06	39,35	34,28	8,70	13,77	564,7
7	D	REC	Rot. Ext.	30	58,48	45,23	39,60	13,25	18,87	514,3
8	D	REC	Rot. Ext.	30	61,25	45,59	37,82	15,66	23,43	369,2
9	D	REC	Rot. Ext.	30	51,29	41,41	36,26	9,88	15,02	564,7
10	E	REC	Rot. Ext.	30	54,47	65,30	73,02	10,83	18,55	374,0
1	D	INT	Rot. Ext.	60	40,38	32,77	30,88	7,61	9,50	1515,8
2	E	INT	Rot. Ext.	60	51,21	61,89	65,16	10,68	13,96	872,7
3	D	INT	Rot. Ext.	60	57,23	43,25	40,37	13,98	16,86	993,1
4	E	INT	Rot. Ext.	60	57,27	70,76	75,79	13,50	18,52	576,0
5	E	INT	Rot. Ext.	60	52,93	61,44	65,64	8,51	12,71	685,7
6	D	INT	Rot. Ext.	60	41,46	31,15	27,83	10,32	13,64	847,1
7	D	INT	Rot. Ext.	60	42,88	35,59	32,77	7,29	10,11	1028,6
8	D	INT	Rot. Ext.	60	44,70	38,51	34,65	6,19	10,05	757,9
9	D	INT	Rot. Ext.	60	50,49	38,92	36,02	11,56	14,46	993,1
10	E	INT	Rot. Ext.	60	59,30	68,86	74,04	9,56	14,74	564,7
1	D	RECP	Rot. Ext.	60	37,89	28,46	24,91	9,43	12,99	800,0

Anexo 1 - Continuação

Joelho	Lado	Situação	Movimento	Angulo	AngNeutro	AngMov5	AngMov10	Dif5	Dif10	RIGIDEZ N.mm/grau
2	E	RECP	Rot. Ext.	60	53,35	66,81	72,28	13,46	18,93	523,6
3	D	RECP	Rot. Ext.	60	65,51	42,61	36,09	22,90	29,42	443,1
4	E	RECP	Rot. Ext.	60	70,90	81,50	86,50	10,60	15,60	576,0
5	E	RECP	Rot. Ext.	60	57,38	68,06	75,64	10,68	18,26	384,0
6	D	RECP	Rot. Ext.	60	36,36	25,42	20,39	10,94	15,97	576,0
7	D	RECP	Rot. Ext.	60	45,32	32,00	26,35	13,33	18,97	514,3
8	D	RECP	Rot. Ext.	60	40,09	29,99	23,64	10,09	16,45	450,0
9	D	RECP	Rot. Ext.	60	50,04	32,73	26,52	17,32	23,52	464,5
10	E	RECP	Rot. Ext.	60	60,74	75,46	83,83	14,72	23,09	347,0
1	D	LEST	Rot. Ext.	60	36,07	27,68	24,16	8,39	11,91	822,9
2	E	LEST	Rot. Ext.	60	54,90	68,57	74,04	13,67	19,13	533,3
3	D	LEST	Rot. Ext.	60	63,92	41,51	34,81	22,41	29,11	429,9
4	E	LEST	Rot. Ext.	60	73,13	85,09	89,81	11,96	16,68	612,8
5	E	LEST	Rot. Ext.	60	57,42	68,66	76,30	11,24	18,87	378,9
6	D	LEST	Rot. Ext.	60	37,41	27,39	21,19	10,02	16,22	464,5
7	D	LEST	Rot. Ext.	60	42,29	29,86	24,38	12,43	17,91	523,6
8	D	LEST	Rot. Ext.	60	44,04	27,00	19,80	17,04	24,24	400,0
9	D	LEST	Rot. Ext.	60	46,66	32,37	25,91	14,29	20,75	443,1
10	E	LEST	Rot. Ext.	60	61,36	76,83	85,20	15,47	23,84	342,9
1	D	REC	Rot. Ext.	60	41,29	34,71	31,79	6,58	9,50	993,1
2	E	REC	Rot. Ext.	60	45,53	58,48	63,54	12,95	18,01	576,0
3	D	REC	Rot. Ext.	60	61,63	44,61	40,38	17,02	21,25	685,7
4	E	REC	Rot. Ext.	60	45,98	57,98	66,12	12,00	20,14	355,6

Anexo 1 – Continuação

Joelho	Lado	Situação	Movimento	Angulo	AngNeutro	AngMov5	AngMov10	Dif5	Dif10	RIGIDEZ N.mm/grau
5	E	REC	Rot. Ext.	60	47,34	56,51	62,31	9,17	14,96	496,6
6	D	REC	Rot. Ext.	60	50,58	40,06	34,80	10,52	15,78	543,4
7	D	REC	Rot. Ext.	60	55,67	45,71	40,51	9,96	15,16	553,8
8	D	REC	Rot. Ext.	60	57,83	45,64	39,09	12,19	18,75	443,1
9	D	REC	Rot. Ext.	60	51,33	42,39	37,72	8,94	13,62	612,8
10	E	REC	Rot. Ext.	60	53,56	65,74	73,26	12,19	19,70	378,9
1	D	INT	Rot. Ext.	90	42,82	34,00	31,95	8,82	10,86	1440,0
2	E	INT	Rot. Ext.	90	45,91	58,56	62,54	12,65	16,63	738,5
3	D	INT	Rot. Ext.	90	67,18	48,46	43,51	18,72	23,68	576,0
4	E	INT	Rot. Ext.	90	59,37	71,01	75,21	11,64	15,85	685,7
5	E	INT	Rot. Ext.	90	53,25	63,56	67,49	10,31	14,24	738,5
6	D	INT	Rot. Ext.	90	47,04	32,21	28,07	14,83	18,97	702,4
7	D	INT	Rot. Ext.	90	43,52	36,19	33,67	7,33	9,85	1152,0
8	D	INT	Rot. Ext.	90	48,06	41,75	38,25	6,31	9,81	822,9
9	D	INT	Rot. Ext.	90	53,11	42,56	37,83	10,54	15,28	600,0
10	E	INT	Rot. Ext.	90	57,41	73,01	77,66	15,60	20,25	612,8
1	D	RECP	Rot. Ext.	90	41,86	33,30	30,04	8,55	11,82	872,7
2	E	RECP	Rot. Ext.	90	44,59	58,71	64,28	14,12	19,69	514,3
3	D	RECP	Rot. Ext.	90	73,56	50,17	44,05	23,40	29,52	472,1
4	E	RECP	Rot. Ext.	90	67,91	79,69	86,07	11,78	18,16	450,0
5	E	RECP	Rot. Ext.	90	54,42	64,95	71,65	10,53	17,23	429,9
6	D	RECP	Rot. Ext.	90	39,82	29,95	22,86	9,87	16,96	405,6
7	D	RECP	Rot. Ext.	90	47,79	34,56	29,00	13,23	18,79	514,3

Anexo 1 - Continuação

Joelho	Lado	Situação	Movimento	Angulo	AngNeutro	AngMov5	AngMov10	Dif5	Dif10	RIGIDEZ N.mm/grau
8	D	RECP	Rot. Ext.	90	43,84	30,77	24,40	13,06	19,43	450,0
9	D	RECP	Rot. Ext.	90	55,59	39,69	33,56	15,90	22,03	472,1
10	E	RECP	Rot. Ext.	90	74,68	75,53	82,66	0,85	7,98	400,0
1	D	LEST	Rot. Ext.	90	42,31	33,99	30,52	8,33	11,80	822,9
2	E	LEST	Rot. Ext.	90	47,62	60,48	66,17	12,85	18,55	505,3
3	D	LEST	Rot. Ext.	90	75,37	50,26	43,81	25,10	31,56	443,1
4	E	LEST	Rot. Ext.	90	70,06	81,73	87,94	11,67	17,88	464,5
5	E	LEST	Rot. Ext.	90	55,27	64,57	71,90	9,30	16,63	394,5
6	D	LEST	Rot. Ext.	90	43,33	30,75	23,11	12,57	20,22	374,0
7	D	LEST	Rot. Ext.	90	45,27	33,28	28,01	11,99	17,27	543,4
8	D	LEST	Rot. Ext.	90	44,17	30,18	23,17	13,99	21,00	411,4
9	D	LEST	Rot. Ext.	90	49,94	36,84	30,59	13,10	19,35	464,5
10	E	LEST	Rot. Ext.	90	61,41	77,03	84,36	15,62	22,95	389,2
1	D	REC	Rot. Ext.	90	43,64	36,91	34,17	6,73	9,47	1066,7
2	E	REC	Rot. Ext.	90	43,17	54,64	59,49	11,47	16,31	587,8
3	D	REC	Rot. Ext.	90	73,88	50,69	45,40	23,19	28,48	543,4
4	E	REC	Rot. Ext.	90	43,99	56,79	64,00	12,79	20,00	400,0
5	E	REC	Rot. Ext.	90	50,53	58,12	63,58	7,59	13,05	523,6
6	D	REC	Rot. Ext.	90	50,16	40,84	30,51	9,32	19,65	279,6
7	D	REC	Rot. Ext.	90	54,82	45,12	40,36	9,70	14,45	612,8
8	D	REC	Rot. Ext.	90	56,39	47,31	41,33	9,08	15,06	480,0
9	D	REC	Rot. Ext.	90	57,43	42,82	38,00	14,61	19,43	600,0
10	E	REC	Rot. Ext.	90	56,43	67,86	78,46	11,44	22,03	271,7

Anexo 2 - Valores encontrados em cada uma das situações estudadas referente a deformação angular em Varo.

Joelho	Lado	Situação	Movimento	Angulo	AngNeutro	AngMov5	AngMov10	Dif5	Dif10	RIGIDEZ N.mm/grau
1	D	INT	Varo	0	44,94	46,94	48,49	2,00	3,54	1800,0
2	E	INT	Varo	0	44,99	44,01	42,81	0,98	2,18	2400,0
3	D	INT	Varo	0	44,75	47,85	49,39	3,11	4,65	1920,0
4	E	INT	Varo	0	46,98	45,21	43,49	1,77	3,49	1694,1
5	E	INT	Varo	0	45,31	42,48	40,36	2,83	4,95	1371,4
6	D	INT	Varo	0	44,97	47,37	49,55	2,39	4,58	1309,1
7	D	INT	Varo	0	44,97	52,75	55,26	7,78	10,29	1152,0
8	D	INT	Varo	0	45,12	46,97	49,17	1,85	4,05	1309,1
9	D	INT	Varo	0	44,93	48,26	50,24	3,33	5,31	1515,8
10	E	INT	Varo	0	44,77	43,01	41,02	1,75	3,74	1440,0
1	D	RECP	Varo	0	44,94	51,61	54,31	6,67	9,38	1066,7
2	E	RECP	Varo	0	44,90	42,71	40,85	2,19	4,05	1600,0
3	D	RECP	Varo	0	44,49	47,71	50,25	3,22	5,76	1107,7
4	E	RECP	Varo	0	46,11	43,64	41,21	2,47	4,91	1200,0
5	E	RECP	Varo	0	44,88	42,50	38,50	2,38	6,38	720,0
6	D	RECP	Varo	0	44,91	47,11	49,76	2,20	4,86	1066,7
7	D	RECP	Varo	0	44,84	48,81	54,83	3,98	9,99	480,0
8	D	RECP	Varo	0	45,31	46,89	49,55	1,57	4,23	1066,7
9	D	RECP	Varo	0	45,02	50,10	54,21	5,08	9,19	702,4
10	E	RECP	Varo	0	45,23	36,78	33,10	8,45	12,13	778,4
1	D	LEST	Varo	0	44,91	54,35	56,26	9,44	11,35	1515,8
2	E	LEST	Varo	0	45,06	40,66	38,43	4,40	6,62	1252,2
3	D	LEST	Varo	0	45,23	54,42	56,68	9,19	11,45	1252,2

Anexo 2 - Continuação

Joelho	Lado	Situação	Movimento	Angulo	AngNeutro	AngMov5	AngMov10	Dif5	Dif10	RIGIDEZ N.mm/grau
4	E	LEST	Varo	0	45,06	40,76	37,90	4,30	7,17	993,1
5	E	LEST	Varo	0	45,07	36,16	32,31	8,91	12,76	738,5
6	D	LEST	Varo	0	44,92	54,48	57,10	9,56	12,18	1107,7
7	D	LEST	Varo	0	45,18	62,78	65,67	17,60	20,49	993,1
8	D	LEST	Varo	0	45,05	51,78	54,69	6,73	9,64	993,1
9	D	LEST	Varo	0	45,19	55,18	58,77	9,99	13,58	800,0
10	E	LEST	Varo	0	45,67	35,28	31,29	10,39	14,38	720,0
1	D	REC	Varo	0	44,94	47,64	49,53	2,70	4,59	1515,8
2	E	REC	Varo	0	45,76	44,30	42,83	1,47	2,93	1920,0
3	D	REC	Varo	0	44,70	46,81	48,51	2,11	3,81	1694,1
4	E	REC	Varo	0	47,87	46,56	44,78	1,32	3,09	1600,0
5	E	REC	Varo	0	45,62	43,76	41,55	1,86	4,07	1309,1
6	D	REC	Varo	0	44,89	46,14	47,86	1,25	2,98	1600,0
7	D	REC	Varo	0	44,96	46,51	49,12	1,55	4,16	1107,7
8	D	REC	Varo	0	44,79	45,46	46,69	0,67	1,90	2400,0
9	D	REC	Varo	0	45,11	48,07	51,20	2,95	6,08	929,0
10	E	REC	Varo	0	45,26	43,36	39,93	1,90	5,33	822,9
1	D	INT	Varo	30	44,90	48,17	27,02	3,26	17,89	2883,1
2	E	INT	Varo	30	44,76	41,09	39,56	3,67	5,20	1920,0
3	D	INT	Varo	30	44,89	49,70	51,94	4,81	7,04	1309,1
4	E	INT	Varo	30	45,34	43,03	41,17	2,31	4,16	1600,0
5	E	INT	Varo	30	44,92	42,02	40,04	2,90	4,88	1440,0
6	D	INT	Varo	30	44,90	48,40	51,09	3,49	6,19	1066,7

Anexo 2 - Continuação

Joelho	Lado	Situação	Movimento	Angulo	AngNeutro	AngMov5	AngMov10	Dif5	Dif10	RIGIDEZ N.mm/grau
7	D	INT	Varo	30	45,40	54,53	56,91	9,13	11,51	1200,0
8	D	INT	Varo	30	44,95	48,46	50,53	3,51	5,58	1440,0
9	D	INT	Varo	30	44,71	49,32	51,50	4,61	6,79	1309,1
10	E	INT	Varo	30	45,24	42,67	40,62	2,57	4,62	1371,4
1	D	RECP	Varo	30	44,96	52,10	54,90	7,14	9,94	1028,6
2	E	RECP	Varo	30	44,72	38,90	36,35	5,81	8,36	1152,0
3	D	RECP	Varo	30	44,80	51,27	54,80	6,47	10,00	822,9
4	E	RECP	Varo	30	45,17	40,34	37,14	4,83	8,03	900,0
5	E	RECP	Varo	30	44,88	40,98	38,15	3,90	6,73	1028,6
6	D	RECP	Varo	30	45,10	48,75	52,25	3,65	7,16	822,9
7	D	RECP	Varo	30	45,21	53,00	57,35	7,79	12,15	654,5
8	D	RECP	Varo	30	45,17	49,21	52,46	4,04	7,29	872,7
9	D	RECP	Varo	30	45,07	47,47	50,25	2,41	5,18	1028,6
10	E	RECP	Varo	30	45,23	36,59	33,00	8,63	12,22	800,0
1	D	LEST	Varo	30	45,00	54,20	57,56	9,20	12,56	847,1
2	E	LEST	Varo	30	44,92	34,05	31,30	10,88	13,62	1028,6
3	D	LEST	Varo	30	44,80	52,35	56,40	7,55	11,60	720,0
4	E	LEST	Varo	30	44,87	36,01	32,09	8,86	12,78	738,5
5	E	LEST	Varo	30	44,99	39,20	34,26	5,79	10,73	587,8
6	D	LEST	Varo	30	44,98	55,89	59,92	10,91	14,94	720,0
7	D	LEST	Varo	30	44,74	62,58	65,86	17,84	21,12	872,7
8	D	LEST	Varo	30	45,38	58,93	62,50	13,55	17,12	800,0
9	D	LEST	Varo	30	45,06	53,87	57,69	8,81	12,64	757,9

Anexo 2 - Continuação

Joelho	Lado	Situação	Movimento	Angulo	AngNeutro	AngMov5	AngMov10	Dif5	Dif10	RIGIDEZ N.mm/grau
10	E	LEST	Varo	30	44,96	35,52	31,37	9,44	13,60	702,4
1	D	REC	Varo	30	44,70	49,59	51,87	4,89	7,17	1252,2
2	E	REC	Varo	30	44,86	40,93	39,05	3,92	5,81	1600,0
3	D	REC	Varo	30	44,61	49,48	52,56	4,86	7,95	929,0
4	E	REC	Varo	30	46,01	44,50	42,54	1,51	3,47	1440,0
5	E	REC	Varo	30	45,12	43,40	41,47	1,72	3,65	1515,8
6	D	REC	Varo	30	44,91	46,71	48,94	1,81	4,03	1309,1
7	D	REC	Varo	30	44,71	46,92	49,63	2,21	4,93	1066,7
8	D	REC	Varo	30	44,74	45,98	48,02	1,24	3,29	1440,0
9	D	REC	Varo	30	44,74	47,84	50,89	3,10	6,16	929,0
10	E	REC	Varo	30	45,27	42,45	39,39	2,82	5,88	929,0
1	D	INT	Varo	60	44,76	48,03	49,88	3,27	5,12	1515,8
2	E	INT	Varo	60	44,99	40,54	39,00	4,45	5,99	1920,0
3	D	INT	Varo	60	44,87	49,00	51,91	4,13	7,04	993,1
4	E	INT	Varo	60	44,93	41,98	40,51	2,95	4,42	1920,0
5	E	INT	Varo	60	44,97	42,81	40,83	2,16	4,14	1440,0
6	D	INT	Varo	60	45,02	49,49	52,26	4,47	7,23	1028,6
7	D	INT	Varo	60	45,14	52,55	55,92	7,41	10,78	872,7
8	D	INT	Varo	60	44,88	47,26	48,85	2,39	3,98	1800,0
9	D	INT	Varo	60	45,14	49,03	51,21	3,90	6,07	1309,1
10	E	INT	Varo	60	44,93	41,73	39,74	3,20	5,19	1440,0
1	D	RECP	Varo	60	44,84	49,75	52,19	4,92	7,36	1200,0
2	E	RECP	Varo	60	44,87	39,08	37,01	5,79	7,86	1371,4

Anexo 2 - Continuação

Joelho	Lado	Situação	Movimento	Angulo	AngNeutro	AngMov5	AngMov10	Dif5	Dif10	RIGIDEZ N.mm/grau
3	D	RECP	Varo	60	46,88	51,33	54,43	4,45	7,54	929,0
4	E	RECP	Varo	60	44,97	37,69	34,79	7,28	10,18	993,1
5	E	RECP	Varo	60	45,31	41,03	38,21	4,27	7,09	1028,6
6	D	RECP	Varo	60	44,91	49,26	52,77	4,35	7,86	822,9
7	D	RECP	Varo	60	45,26	55,56	58,67	10,30	13,41	929,0
8	D	RECP	Varo	60	45,03	49,73	52,95	4,70	7,92	872,7
9	D	RECP	Varo	60	44,95	48,98	51,80	4,03	6,86	1028,6
10	E	RECP	Varo	60	44,91	37,28	33,95	7,63	10,96	872,7
1	D	LEST	Varo	60	44,40	49,29	52,07	4,89	7,67	1028,6
2	E	LEST	Varo	60	44,62	37,74	35,35	6,88	9,27	1252,2
3	D	LEST	Varo	60	46,03	48,91	53,66	2,88	7,63	600,0
4	E	LEST	Varo	60	45,08	35,51	31,97	9,56	13,10	822,9
5	E	LEST	Varo	60	44,94	40,47	37,36	4,46	7,58	929,0
6	D	LEST	Varo	60	45,16	52,00	55,62	6,84	10,46	800,0
7	D	LEST	Varo	60	45,36	58,22	61,41	12,86	16,05	900,0
8	D	LEST	Varo	60	45,23	56,46	59,85	11,23	14,62	847,1
9	D	LEST	Varo	60	45,36	50,50	54,46	5,13	9,10	720,0
10	E	LEST	Varo	60	45,03	37,08	33,46	7,95	11,57	800,0
1	D	REC	Varo	60	44,66	48,87	50,78	4,21	6,12	1515,8
2	E	REC	Varo	60	45,16	41,14	39,22	4,02	5,94	1515,8
3	D	REC	Varo	60	44,76	45,51	49,86	0,74	5,09	654,5
4	E	REC	Varo	60	46,68	45,10	42,99	1,58	3,69	1371,4
5	E	REC	Varo	60	46,29	44,56	42,40	1,73	3,88	1309,1

Anexo 2 - Continuação

Joelho	Lado	Situação	Movimento	Angulo	AngNeutro	AngMov5	AngMov10	Dif5	Dif10	RIGIDEZ N.mm/grau
6	D	REC	Varo	60	45,02	46,41	48,12	1,39	3,10	1694,1
7	D	REC	Varo	60	45,06	47,51	50,14	2,44	5,07	1107,7
8	D	REC	Varo	60	45,28	46,70	48,80	1,42	3,53	1371,4
9	D	REC	Varo	60	45,27	47,66	50,66	2,39	5,39	960,0
10	E	REC	Varo	60	45,09	42,64	39,55	2,45	5,53	960,0
1	D	INT	Varo	90	44,98	47,95	49,51	2,97	4,53	1920,0
2	E	INT	Varo	90	44,79	41,59	39,99	3,20	4,79	1800,0
3	D	INT	Varo	90	46,12	48,68	50,88	2,55	4,75	1309,1
4	E	INT	Varo	90	45,19	41,56	39,83	3,63	5,36	1600,0
5	E	INT	Varo	90	44,70	41,99	40,27	2,71	4,43	1694,1
6	D	INT	Varo	90	47,33	48,95	52,31	1,62	4,98	872,7
7	D	INT	Varo	90	44,76	52,85	56,11	8,09	11,36	900,0
8	D	INT	Varo	90	44,86	45,94	47,23	1,08	2,36	2215,4
9	D	INT	Varo	90	44,96	47,15	48,81	2,19	3,86	1800,0
10	E	INT	Varo	90	44,88	41,32	38,57	3,56	6,32	1066,7
1	D	RECP	Varo	90	44,85	48,83	50,68	3,98	5,83	1515,8
2	E	RECP	Varo	90	45,04	41,50	39,74	3,54	5,29	1600,0
3	D	RECP	Varo	90	46,45	49,23	52,42	2,78	5,98	900,0
4	E	RECP	Varo	90	44,98	38,45	35,47	6,53	9,51	960,0
5	E	RECP	Varo	90	44,94	41,73	39,26	3,21	5,68	1200,0
6	D	RECP	Varo	90	46,75	48,57	52,22	1,82	5,47	800,0
7	D	RECP	Varo	90	44,95	55,36	58,23	10,41	13,28	1028,6
8	D	RECP	Varo	90	44,84	48,32	50,81	3,48	5,98	1152,0

Anexo 2 - Continuação

Joelho	Lado	Situação	Movimento	Angulo	AngNeutro	AngMov5	AngMov10	Dif5	Dif10	RIGIDEZ N.mm/grau
9	D	RECP	Varo	90	45,18	49,03	51,64	3,85	6,46	1107,7
10	E	RECP	Varo	90	45,10	37,71	34,57	7,40	10,53	929,0
1	D	LEST	Varo	90	44,73	48,29	50,08	3,56	5,35	1600,0
2	E	LEST	Varo	90	44,71	41,38	39,44	3,33	5,27	1440,0
3	D	LEST	Varo	90	47,23	50,14	52,69	2,91	5,47	1107,7
4	E	LEST	Varo	90	45,05	37,86	34,94	7,19	10,11	960,0
5	E	LEST	Varo	90	44,99	41,69	39,19	3,30	5,80	1152,0
6	D	LEST	Varo	90	47,31	48,76	52,45	1,45	5,15	778,4
7	D	LEST	Varo	90	44,73	55,97	58,77	11,24	14,05	1028,6
8	D	LEST	Varo	90	44,82	49,23	52,26	4,42	7,45	929,0
9	D	LEST	Varo	90	45,11	48,76	51,52	3,66	6,42	1066,7
10	E	LEST	Varo	90	44,90	37,94	34,11	6,96	10,79	757,9
1	D	REC	Varo	90	44,55	47,88	49,73	3,33	5,18	1600,0
2	E	REC	Varo	90	44,38	42,02	40,50	2,36	3,88	1920,0
3	D	REC	Varo	90	46,33	48,73	51,62	2,40	5,29	993,1
4	E	REC	Varo	90	45,88	44,70	42,69	1,18	3,19	1440,0
5	E	REC	Varo	90	44,91	43,12	41,23	1,79	3,68	1515,8
6	D	REC	Varo	90	45,16	46,85	48,54	1,69	3,38	1800,0
7	D	REC	Varo	90	45,18	47,98	50,61	2,80	5,43	1107,7
8	D	REC	Varo	90	44,67	46,10	47,47	1,43	2,80	2057,1
9	D	REC	Varo	90	45,40	47,65	50,40	2,25	5,00	1066,7
10	E	REC	Varo	90	45,16	42,09	39,09	3,07	6,06	960,0

9. Referências

Adachi N, Ochi M, Deie M, Izuta Y, Kazusa H. New hamstring fixation technique for medial collateral ligament or posterolateral corner reconstruction using the mosaicplasty system. *Arthroscopy*. 2006; 22:571.e1-3

Albuquerque RFM. Análise experimental da estabilidade anterior do joelho submetido à reconstrução intra-articular do ligamento cruzado anterior com tendão do músculo quadríceps da coxa através de túnel femoral único e duplo [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 1999.

Albuquerque RFM. Estudo biomecânico da fixação do enxerto de tendão patelar na reconstrução do ligamento cruzado anterior [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 1994.

Al-Duri Z, Orth MS. Relation of the fibular head sign to other signs of anterior cruciate ligament insufficiency. *Clin Orthop Relat Res*. 1992; (275):220-5.

Amatuzzi MM, Albuquerque RFM, Rossetti AC. Como fixamos o enxerto de tendão patelar na substituição dos ligamentos cruzados do joelho. *Rev Bras Ortop*. 1993; 28:545-6.

Amatuzzi MM, Gouveia Sobrinho JLF, Angelini FJ. Lesões ligamentares póstero-laterais. In: Amatuzzi MM. *Joelho: articulações central dos membros inferiores*. São Paulo: Roca; 2004. p.293-300.

Amatuzzi MM. Antigos conceitos são modernos no tratamento das doenças ligamentares do joelho. *Rev Bras Ortop*. 2001; 36:1-8.

Amis AA, Bull AMJ, Gupte CM, Hijazi I, Race A, Robinson JR. Biomechanics of the PCL and related structures: posterolateral, posteromedial and meniscomfemoral ligaments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2003; 11:271-81.

Bahk M, Cosgarea AJ. Endobutton fixation for posterolateral knee repair. *Orthopedics.* 2005; 28:643-5.

Bahk MS, Andrew JC. Physical examination and imaging of the lateral collateral ligament and posterolateral corner of the knee. *Sport Med Arthrosc.* 2006; 14:12-9.

Baker CL Jr, Liu SH. Collateral ligament injuries of the knee: operative and nonoperative approaches. In: Fu FH, Harner CD, Vince KG. *Knee surgery.* Baltimore: Williams & Wilkins; 1994. p.787-808.

Baker CL Jr, Norwood LA, Hughston JC. Acute posterolateral rotatory instability of the knee. *J Bone Joint Surg Am.* 1983; 65:614-8.

Barreto JM. Avaliação mecânica da fixação femoral de tendões ísquio-tibiais e do ligamento patelar com parafuso de interferência nas reconstruções do ligamento cruzado anterior [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2000.

Bencardino JT, Rosenberg ZS, Brown RR, Hassankhani A, Lustrin ES, Beltran J. Traumatic musculotendinous injuries of the knee: diagnosis with MR imaging. *Radiographics.* 2000; 20:103-20.

Bergfeld JA, Graham SM, Parker RD, Valdevit ADC, Kambic HE. A biomechanical comparison of posterior cruciate ligament reconstructions using single-and double-bundle tibial inlay techniques. *Am J Sports Med.* 2005; 33:976-81.

Beynon BD, Amis AA. In vitro testing protocols for the cruciate ligaments and ligament reconstructions. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1998; 6(Suppl 1): 70-6.

Bicos J, Arciero RA. Novel approach for reconstruction of the posterolateral corner using a free tendon graft technique. *Sports Med Arthrosc.* 2006; 14:28-36.

Bleday RM, Fanelli GC, Gianotti BF, Edson CJ, Barrett TA. Instrumented measurement of the posterolateral corner. *Arthroscopy.* 1998; 14:489-94.

Bottomley N, Williams A, Birch R, Noorani A, Lewis A, Lavelle J. Displacement of the common peroneal nerve in posterolateral corner injuries of the knee. *J Bone Joint Surg Br.* 2005; 87:1225-26.

Brinkman JM, Scwering PJA, Blankevoort L, Koolos JG, Wymenga AB. The insertion geometry of the posterolateral corner of the knee. *J Bone Joint Surg Br.* 2005; 87:1364-8.

Camanho GL. Instabilidade póstero-lateral do joelho: uma proposta para o tratamento cirúrgico. *Rev Bras Ortop.* 1993; 28:237-41.

Carr AJ. Evidence-based orthopedic surgery. What type of research will best improve clinical practice? *J Bone Joint Surg Br.* 2005; 87:1593-4.

Chen CH, Chen WJ, Shih CH. Lateral collateral ligament reconstruction using quadriceps tendon-patellar bone autograft with bioscrew fixation. *Arthroscopy.* 2001; 17:551-4.

Cicccone WJ 2nd, Bratton DR, Weinstein DM, Walden DL, Elias JJ. Structural properties of lateral collateral ligament reconstruction at the fibular head. *Am J Sports Med.* 2006; 34:24-8.

Clancy WG Jr, Sutherland TB. Combined posterior cruciate ligament injuries. Clin. Sports Med. 1995; 13:629-47.

Cohen M, Vieira EA, Silva RT, Vieira ELC, Berlfein PAS. Estudo anatômico do trato iliotibial: revisão crítica de sua importância na estabilidade do joelho. Rev Bras Ortop. 2002; 37:328-35.

Curi PR. Metodologia e análise da pesquisa em ciências biológicas. 2a. ed. Botucatu: Tipomic; 1998. 265p.

DeLee JC. Acute posterolateral rotatory instability of the knee. Am J Sports Med. 1983; 11:199-207.

Draganich LF, Reider B, Miller PR. An in vitro study of the Muller anterolateral femorotibial ligament tenodesis in the anterior cruciate ligament deficient knee. Am J Sports Med. 1989; 17:357-62.

Ellingson CI, Kurtz CA, Sekiya JK. Nonsurgical management of lateral side injuries of the knee. Sports Med Arthrosc. 2006; 14:20-2.

Fanelli GC, Edson CJ. Arthroscopically assisted combined anterior and posterior cruciate ligament reconstruction in the multiple ligament injured knee: 2- to 10-year follow-up. Arthroscopy. 2002;18:703-14.

Fanelli GC. Surgical reconstruction for acute posterolateral injury of the knee. J Knee Surg. 2005;18:157-62.

Fanelli GC. Surgical treatment of lateral posterolateral instability of the knee using biceps tendon procedures. Sports Med Arthrosc. 2006; 14:37-43.

Ferrari DA. Arthroscopic evaluation of the popliteus: clues to posterolateral laxity. Arthroscopy. 2005; 21:721-6.

Flandry F, Sinco SM. Surgical treatment of chronic posterolateral rotatory instability of the Knee using capsular procedures. *Sports Med Arthrosc.* 2006; 14:44-50.

Fleming RE, Blatz DJ, Mccarroll JR. Lateral reconstruction for anterolateral rotatory instability of the knee. *Am J Sports Med.* 1983; 11:303-7.

George MS, Dunn WR, Spindler KP. Current concepts review: revision anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2006; 34:2026-37.

Gollehon DL, Torzilli PA, Warren RF. The role of the posterolateral and cruciate ligaments in the stability of the human knee. *J Bone Joint Surg Am.* 1987; 69:233-42.

Górios C. Estudo do relaxamento à tensão e da rigidez do ligamento cruzado anterior do joelho e dos enxertos para sua reconstrução com o ligamento patelar e com os tendões dos músculos semitendíneo e grácil [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2000.

Grood ES, Stowers SF, Noyes FR. Limits of movement of the human knee: effect of sectioning the posterior cruciate ligament and posterolateral structures. *J Bone Joint Surg Am.* 1998; 70:88-97.

Hernandez AJ. Correlação das propriedades biomecânicas dos ligamentos do joelho com seus parâmetros antropométricos [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo.

Hodrick JT, Moorman CT 3rd. ACL reconstruction failure and posterolateral corner. *Sports Med Arthrosc Rev.* 2005; 13:103-8.

Höher J, Bolm C, Tiling T. Stress computed tomography for evaluating posterolateral knee laxity. *Arthroscopy.* 2002; 18:E11.

Horan FT. Judging the evidence. *J Bone Joint Surg Br.* 2005; 87:1589-90.

Hughston JC, Jakobson KE. Chronic posterolateral rotatory instability of the knee. *J Bone Joint Surg Am.* 1985; 67:351-9.

Hughston JC, Norwood LA Jr. The posterolateral drawer test and external rotational recurvatum test for posterolateral rotatory instability of the knee. *Clin Orthop Relat Res.* 1980; (147):82-7.

Hughston JC. *Knee ligaments: injury & Repair.* St Louis: Mosby; 1993. Cap. 8, p.310-55: Posterolateral rotatory instability.

Jackson DW, Grood ES, Wilcox P, Butler DL, Simon M, Holden JP. The effects of processing techniques on the mechanical properties of bone-anterior cruciate ligament-bone allografts. *Am J Sports Med.* 1988; 16:101-5.

Jacobson KE. Technical pitfalls of collateral ligament surgery. *Clin Sports Med.* 1999; 18:847-83.

Jakob RP, Hassler H, Staeubi HU. Observations on rotatory instability of the lateral compartment of the knee. Experimental studies on the functional anatomy and the pathomechanism of the true the reversed pivot shift sign. *Acta Orthop Scand.* 1981; 191(Suppl):1-32.

James SL. Biomechanics of knee ligament reconstruction. *Clin Orthop Relat Res.* 1980; (146):90-101.

Juhng SK, Lee JK, Choi SS, Yoon KH, Roh BS, Won JJ. MR evaluation of the "arcuate" sign of posterolateral knee instability. *AJR Am J Roentgenol.* 2002; 178:583-8.

Kaneda Y, Moriya H, Takahashi K, Shimada Y, Tamaki T. Experimental study on external tibial rotation of the knee. *Am J Sports Med.* 1997; 25:796-800.

Kannus P. Nonoperative treatment of grade II and III sprains of the lateral ligament compartment of the knee. *Am J Sports Med.* 1989;17:83-8.

Kaplan EB. The fabelo-fibular and short lateral ligaments on the knee joint. *J Bone Joint Surg Am.* 1961;43:169-79.

Kim SJ, Park IS, Cheon YM, Ryu SW. New technique for chronic posterolateral instability of the knee: posterolateral reconstruction using the tibialis posterior tendon allograft. *Arthroscopy.* 2004;20(Suppl 2):195-200.

Kim SJ, Shin SJ, Choi CH, Kim HC. Reconstruction by biceps tendon rerouting for posterolateral rotatory instability of the knee: Modification of the Clancy technique. *Arthroscopy.* 2001; 17:664-7.

Kim SJ, Shin SJ, Jeong JH. Posterolateral rotatory instability treated by a modified biceps rerouting technique: technical considerations and results in cases with and posterior cruciate ligament insufficiency. *Arthroscopy.* 2003; 19:493-9.

Kocabey Y, Nawab A, Caborn DNM, Nyland J. Posterolateral corner reconstruction using a hamstring allograft and a bioabsorbable tenodesis screw: description of a new surgical technique. *Arthroscopy.* 2004; 20 (Suppl 2):159-63.

Kokron AEV, Prada FS, Soares MM, Hernandez AJ, Camanho GL, Leivas TP. Seria o ligamento cruzado posterior o principal estabilizador do joelho? *Rev Bras Ortop.* 1993; 28:393-8.

Kokron AEV. Avaliação biomecânica da estabilidade da reconstrução na lesão isolada do ligamento cruzado posterior com um e dois feixes de enxerto [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2000.

Krackow KA, Thomas SC, Jones LC. A new stitch for ligament-tendon fixation. Brief note. *J Bone Joint Surg Am.* 1986; 68:764-6.

Krukhaug Y, Molster A, Rodt A, Strand T. Lateral ligament injuries of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1998; 6:21-5.

Kuhn JE, Dunn WR, Spindler KP. Evidence-based medicine for orthopedic surgeons. *J Knee Surg.* 2005; 18:57-63.

LaPrade RF, Bollom TS, Wentorf FA, Wills NJ, Meister K. Mechanical properties of the posterolateral structures of the knee. *Am J Sports Med.* 2005a; 33:1386-91.

LaPrade RF, Gilbert TJ, Bollom TS, Wentorf F, Chaljub G. The magnetic resonance imaging appearance of individual structures of the posterolateral knee. A prospective study of normal knees and knees with surgically verified grade III injuries. *Am J Sports Med.* 2000; 28:191-9.

LaPrade RF, Hamilton CD. The fibular collateral ligament-biceps femoris bursa. An anatomic study. *Am J Sports Med.* 1997a; 25:439-43.

LaPrade RF, Johansen S, Wentorf FA, Engebretsen L, Esterberg JL, Tso A. An analysis of an anatomical posterolateral knee reconstruction. an in vitro biomechanical study and development of a surgical technique. *Am J Sports Med.* 2004a; 32:1405-14.

LaPrade RF, Ly TV, Wentorf FA, Engebretsen L. The posterolateral attachments of the knee. A qualitative and quantitative morphologic analysis of the fibular collateral ligament, popliteus tendon, popliteofibular ligament, and lateral gastrocnemius tendon. *Am J Sports Med.* 2003; 31:854-60.

LaPrade RF, Morgan PM, Wentorf FA, Johansen S, Engebretsen L. The anatomy of the posterior aspect of the knee. An anatomic study. *J Bone Joint Surg Am.* 2007; 89:758-64.

LaPrade RF, Muench C, Wentorf F, Lewis JL. The effect of injury to the posterolateral structures of the knee on force in a posterior cruciate ligament graft. A biomechanical study. *Am J Sports Med.* 2002; 30:233-8.

LaPrade RF, Terry GC. Injuries to the posterolateral aspect of the knee. Association of anatomic injury patterns with clinical instability. *Am J Sports Med.* 1997b; 25:433-8.

LaPrade RF, Terry GC. The posterolateral aspect of the knee. Anatomy and surgical approach. *Am J Sports Med.* 1996; 24:732-9.

LaPrade RF, Tso A, Wentorf FA. Force measurements on the fibular collateral ligament, popliteofibular ligament, and popliteus tendon to applied loads. *Am J. Sports Med.* 2004b; 32:1695-701.

LaPrade RF, Wentorf FA, Olson EJ, Carlson CS. An in vivo injury model of posterolateral knee instability. *Am J Sports Med.* 2006; 34:1313-21.

LaPrade RF. Anatomic reconstruction of the posterolateral aspect of the knee. *J Knee Surg.* 2005b;18:167-71.

LaPrade RF. Arthroscopic evaluation of the lateral compartment of knees with grade 3 posterolateral knee complex injuries. *Am J Sports Med.* 1997c; 25:596-602.

Laraya MHF, Hernandez AJ, Navarro RD, Laraya Junior I. Avaliação radiográfica do deslocamento póstero-lateral da tíbia por meio da rotação externa máxima da perna, em joelhos normais. *Rev Bras Ortop.* 2002; 37:303-14.

Larson RL. Presidential guest panel. The Masters: Jack C. Hughston, MD, Jack C. Kennedy, MD, James A. Nicholas, MD, Don H. O'Donoghue, MD and Donald B. Slocum, MD. *Am J Sports Med.* 1982; 10:320-6.

Lasmar RCP. Importância dos diferentes estabilizadores estáticos pósterolaterais do joelho : estudo biomecânico [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina. Universidade de São Paulo; 2006.

Last RJ. The popliteus muscle and the lateral meniscus. With a note on the attachment of the medial meniscus. *J Bone Joint Surg Br.* 1950; 32:93-9.

Latimer HA, Tibone JE, Elattrache NS, McMahon PJ. Reconstruction of the lateral collateral ligament of the knee with patellar tendon allograft. Report of a new technique in combined ligament injuries. *Am J Sports Med.* 1998; 26:656-62.

Lee MC, Park YK, Lee SH, Jo H, Seong SC. Posterolateral reconstruction using split Achilles tendon allograft. *Arthroscopy.* 2003; 19:1043-9.

Maynard MJ, Deng X, Wickiewicz TL, Warren RF. The popliteofibular ligament. rediscovery of a key element in posterolateral stability. *Am J Sports Med.* 1996; 24: 311-6.

McGuire DA, Wolchok JV. Posterolateral corner reconstruction. *Arthroscopy.* 2003; 19:790-3.

Medvecky MJ, Noyes FR. Surgical approaches to the posteromedial and posterolateral aspects of the knee. *J Am Acad Orthop Surg.* 2005; 13:121-8.

Mohana-Borges AV, Resnick D, Chung CB. Magnetic resonance imaging of knee instability. *Semin Musculoskelet Radiol.* 2005; 9:17-33.

Müller W. Form and function of the knee. Its relation to high performance and to sports. *Am J Sports Med.* 1996; 24:104-6.

Müller W. *The Knee: form, function and ligamentous reconstruction.* New York: Springer-Verlag; 1983.

Munshi M, Pretterklieber ML, Kwak S, Antonio GE, Trudell DJ, Resnick D. MR imaging, MR arthrography, and specimen correlation of the posterolateral corner of the knee: an anatomic study. *AJR Am J Roentgenol.* 2003; 180:1095-101.

Nau T, Chevalier Y, Hagemeister N, Deguise JA, Duval N. Comparison of 2 surgical techniques of posterolateral corner reconstruction of the knee. *Am J Sports Med.* 2005; 33:1838-45.

Noyes FR, Barber-Westin SD. Posterolateral knee reconstruction with an anatomical bone-patellar tendon-bone reconstruction of the fibular collateral ligament. *Am J Sports Med.* 2007; 35:259-73.

Noyes FR, Barber-Westin SD. Surgical restoration to treat chronic deficiency of the posterolateral complex and cruciate ligaments of the knee joint. *Am J Sports Med.* 1996a; 24:415-26.

Noyes FR, Barber-Westin SD. Treatment of complex injuries involving the posterior cruciate and posterolateral ligament of the knee. *Am J Knee Surg.* 1996b; 9:200-14.

Noyes FR, Barber-Wetin D, Albright JC. An analysis of the causes of failure in 57 consecutive posterolateral operative procedures. *Am J Sports Med.* 2006; 34: 1419-30.

Noyes FR, Dunworth LA, Andriacchi TP, Andrews M, Hewett TE. Knee hyperextension gait abnormalities in unstable knees. Recognition and preoperative gait retraining. *Am J Sports Med.* 1996c; 24:35-45.

O'Brien S, Warren R, Pavlov H. Reconstruction of the chronically insufficient anterior cruciate ligament with the central third of the patellar tendon. *J Bone Joint Surg Am.* 1991; 73:278-86.

O'Donoghue DH. Surgical treatment of fresh Injuries to the major ligaments of the Knee. *J Bone Joint Surg Am.* 1950; 32:721-38.

Ohkoshi Y, Nagasaki S, Shibata N, Yamamoto K, Hashimoto T, Yamane S. Two-stage reconstruction with autografts for knee dislocations. *Clin Orthop Relat Res.* 2002; (398):169-75.

Pasque C, Noyes FR, Gibbons M, Levy M, Grood E. The role of the popliteofibular ligament and the tendon of popliteus in providing stability in the human knee. *J. Bone Joint Surg Br.* 2003; 85:292-8.

Pereira JARM. Estudo biomecânico da influência da espessura do enxerto e da técnica de dois feixes na reconstrução do ligamento cruzado posterior [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2004.

Phisitkul P, Wolf BR, Amendola A. Role of high tibial and distal femoral osteotomies in the treatment of lateral-posterolateral and medial instabilities of the Knee. *Sports Med Arthrosc.* 2006;14:96-104.

Piedade SR. Comportamento viscoelástico de tendões do músculo grácil e semitendíneo humano e tendão calcâneo bovino [tese]. Campinas: Faculdade de Ciências Médicas, Universidade Estadual de Campinas; 2003.

Reynolds FC. Injuries of the Knee. *Clin Orthop Relat Res.* 1967; 50:137-46.

Rezende UM, Ando AY, Inada MT, Françolin PJ, Kokron AEV, Leivas TP, Hernandez AJ, Camanho GL. Viabilidade da utilização do tendão do semitendinoso como substituto do LCA do ponto de vista biomecânico. *Rev Bras Ortop.* 1994; 29:505-9.

Ross G, Chapman AW, Newberg AR, Scheller AD. Magnetic resonance imaging for the evaluation of acute posterolateral complex injuries of the knee. *Am J Sports Med.* 1997; 25:444-8.

Rossi JDBMA, Leivas TP, Moré ADOC, Camanho GL, Montenegro NB, Machado JWR. Ligamento cruzado anterior e tendão patelar. Estudo mecânico e correlações clínicas. *Rev Bras Ortop.* 1990; 25:197-201.

Santander JA, Iraporda HD. Chronic posterolateral instability of the knee. A new surgical approach. *Arthroscopy.* 2002;18:214-7.

Sasaki SU. Estudo comparativo entre dois tipos de fixação da fratura por avulsão do ligamento cruzado posterior na tíbia: via aberta versus via artroscópica [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2003.

Seebacher JR, Inglis AE, Marshall JL. The structure of the posterolateral aspect of the knee. *J Bone Joint Surg Am.* 1982; 64:536-41.

Sekiya JK, Jacobson JA, Wojtys EM. Sonographic imaging of the posterolateral structures of the knee: findings in human cadavers. *Arthroscopy.* 2002; 18:872-81.

Sekiya JK, Kurtz CA. Posterolateral corner reconstrução of the Knee; surgical technique utilizing a bifid Achilles tendon allograft and a double femoral tunnel. *Arthroscopy.* 2005; 21:1400-5.

Sekiya JK, Marcus JH, Stabile KJ, Vogrin TM, Harner CD. Biomechanical analysis of a combined double-bundle posterior cruciate ligament and posterolateral corner reconstruction. *Am J Sports Med.* 2005; 33:360-9.

Shahane SA, Ibbotson C, Strachan R, Bickerstaff DR. The popliteofibular ligament: an anatomical study of the posterolateral corner of the knee. *J Bone Joint Surg Br.* 1999; 81:636-42.

Shuler MS, Jasper LE, Rauh PB, Mulligan ME, Moorman CT. Tunnel convergence in combined anterior cruciate ligament and posterolateral corner reconstruction. *Arthroscopy.* 2006; 22:193-8.

Sidles JA, Larson RV, Garbini JL. Ligament length relationships the moving knee. *J Orthop Res.* 1988; 6:593-610.

Spencer EE, Chissel HR, Spang JT, Feagin JA Jr. Behavior of sutures used in anterior cruciate ligament reconstructive surgery. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1996; 4:84-8.

Stannard JP, Brown SL, Robinson JT, McGwin G Jr, Volgas DA. Reconstruction of the posterolateral corner of the knee. *Arthroscopy.* 2005; 21:1051-9.

Stannard JP, Sheils TM, Lopez-Benz RR, McGwin G Jr, Robinson JT, Volgas DA. Vascular injuries in knee dislocations: the role of physical examination in determining the need for arteriography. *J Bone Joint Surg Am.* 2004; 86:910-15.

Stäubli HU, Birrer S. The popliteus tendon and its fascicles at the popliteal hiatus: Gross anatomy and functional arthroscopic evaluation with and without anterior cruciate ligament deficiency. *Arthroscopy.* 1990; 6:209-20.

Strobel MJ, Schulz MS, Petersen WJ, Eichhorn HJ. Combined anterior cruciate ligament, posterior cruciate ligament, and posterolateral corner reconstruction with autogenous hamstring grafts in chronic instabilities. *Arthroscopy.* 2006; 22:182-92.

Strobel MJ, Weiler A, Schulz MS, Russe K, Eichhorn HJ. Arthroscopic evaluation of articular cartilage lesions in posterior cruciate ligament – deficient knees. *Arthroscopy.* 2003; 19:262-8.

Stuart MJ, Froese WG, Fowler PJ. Chronic posterior cruciate ligament injuries. In: Fu FH, Harner CD, Vince KG. *Knee surgery.* Baltimore: Williams & Wilkins; 1994. p.769-86.

Terry CG, LaPrade RF. The posterolateral aspect of the human knee: anatomical and surgical approach. *Am J Sports Med.* 1996; 24:732-9.

Theodorou DJ, Theodorou SJ, Fithian DC, Paxton L, Garelick DH, Resnick D. Posterolateral complex knee injuries: magnetic resonance imaging with surgical correlation. *Acta Radiol.* 2005; 46:297-305.

Tovey D, Bognolo G. Levels of evidence and the orthopedic surgeon. *J Bone Joint Surg Br.* 2005; 87:1591-2.

Veltri DM, Deng XH, Torzilli PA, Maynard MJ, Warren RF. The role of the popliteofibular ligament in the stability of the human knee: a biomechanical study. *Am J Sports Med.* 1996; 24:19-27.

Veltri DM, Deng XH, Torzilli PA, Warren RF, Maynard MJ. The role of the cruciate and posterolateral ligaments instability of the knee: a biomechanical study. *Am J Sports Med.* 1995; 23:436-42.

Veltri DM, Warren RF. Posterolateral instability of the knee. *J Bone Joint Surg Am.* 1994; 76:460-72.

Verma NN, Mithofer K, Battaglia M, MacGillivray J. The Docking Technique for Posterolateral Corner Reconstruction. *Arthroscopy.* 2005; 21:238-42.

Waldrop JI, Macey TI, Trettin JC, Bourgeois WR, Hughston JC. Fractures of the posterolateral tibial plateau. *Am J Sports Med.* 1988; 16:492-8.

Wang CJ, Chen HH, Chen HS, Huang TW. Effects of knee position, graft tension, and mode of fixation in posterior cruciate ligament reconstruction: a cadaveric knee study. *Arthroscopy.* 2002a; 18:496-501.

Wascher DC, Grauer JD, Markolf KL. Biceps tendon tenodesis for posterolateral instability of the knee. *Am J Sports Med.* 1993; 21:400-6.

Wentorf FA, LaPrade RF, Lewis JL, Resig S. The Influence of the integrity of posterolateral structures on tibiofemoral orientation when an anterior cruciate ligament graft is tensioned. *Am J Sports Med.* 2002; 30:796-9.

Westrich GH, Hannafin JA, Potter HG. Isolated rupture and repair of the popliteus tendon. *Arthroscopy.* 1995; 11:628-32.

Yoon KH, Bae DK, Ha JH, Park SW. Anatomic reconstructive surgery for posterolateral instability of the knee. *Arthroscopy.* 2006; 22:159-65.
