

RODRIGO CAMPOS PACE LASMAR

Importância dos diferentes estabilizadores estáticos
póstero-laterais do joelho: estudo biomecânico

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: Prof. Dr. Arnaldo José
Hernandez

SÃO PAULO

2006

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

FICHA CATALOGRÁFICA

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

Reprodução autorizada pelo autor

*Rodrigo Campos Páez
dos diferentes estabilizadores estáticos póstero-laterais do joelho :
tese / Rodrigo Campos Páez Lasmar. -- São Paulo, 2006.
1 tomo (120 p.) - Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.
1. Artroscopia. 2. Artroplastia. 3. Artroplastia. 4. Artroscopia.
5. Artroplastia e Traumatologia.
6. Artroscopia e Traumatologia.
7. Artroplastia e Traumatologia.
8. Artroscopia e Traumatologia.
9. Artroplastia e Traumatologia.
10. Artroscopia e Traumatologia.
11. Artroplastia e Traumatologia.
12. Artroscopia e Traumatologia.
13. Artroplastia e Traumatologia.
14. Artroscopia e Traumatologia.
15. Artroplastia e Traumatologia.
16. Artroscopia e Traumatologia.
17. Artroplastia e Traumatologia.
18. Artroscopia e Traumatologia.
19. Artroplastia e Traumatologia.
20. Artroscopia e Traumatologia.
21. Artroplastia e Traumatologia.
22. Artroscopia e Traumatologia.
23. Artroplastia e Traumatologia.
24. Artroscopia e Traumatologia.
25. Artroplastia e Traumatologia.
26. Artroscopia e Traumatologia.
27. Artroplastia e Traumatologia.
28. Artroscopia e Traumatologia.
29. Artroplastia e Traumatologia.
30. Artroscopia e Traumatologia.
31. Artroplastia e Traumatologia.
32. Artroscopia e Traumatologia.
33. Artroplastia e Traumatologia.
34. Artroscopia e Traumatologia.
35. Artroplastia e Traumatologia.
36. Artroscopia e Traumatologia.
37. Artroplastia e Traumatologia.
38. Artroscopia e Traumatologia.
39. Artroplastia e Traumatologia.
40. Artroscopia e Traumatologia.
41. Artroplastia e Traumatologia.
42. Artroscopia e Traumatologia.
43. Artroplastia e Traumatologia.
44. Artroscopia e Traumatologia.
45. Artroplastia e Traumatologia.
46. Artroscopia e Traumatologia.
47. Artroplastia e Traumatologia.
48. Artroscopia e Traumatologia.
49. Artroplastia e Traumatologia.
50. Artroscopia e Traumatologia.
51. Artroplastia e Traumatologia.
52. Artroscopia e Traumatologia.
53. Artroplastia e Traumatologia.
54. Artroscopia e Traumatologia.
55. Artroplastia e Traumatologia.
56. Artroscopia e Traumatologia.
57. Artroplastia e Traumatologia.
58. Artroscopia e Traumatologia.
59. Artroplastia e Traumatologia.
60. Artroscopia e Traumatologia.
61. Artroplastia e Traumatologia.
62. Artroscopia e Traumatologia.
63. Artroplastia e Traumatologia.
64. Artroscopia e Traumatologia.
65. Artroplastia e Traumatologia.
66. Artroscopia e Traumatologia.
67. Artroplastia e Traumatologia.
68. Artroscopia e Traumatologia.
69. Artroplastia e Traumatologia.
70. Artroscopia e Traumatologia.
71. Artroplastia e Traumatologia.
72. Artroscopia e Traumatologia.
73. Artroplastia e Traumatologia.
74. Artroscopia e Traumatologia.
75. Artroplastia e Traumatologia.
76. Artroscopia e Traumatologia.
77. Artroplastia e Traumatologia.
78. Artroscopia e Traumatologia.
79. Artroplastia e Traumatologia.
80. Artroscopia e Traumatologia.
81. Artroplastia e Traumatologia.
82. Artroscopia e Traumatologia.
83. Artroplastia e Traumatologia.
84. Artroscopia e Traumatologia.
85. Artroplastia e Traumatologia.
86. Artroscopia e Traumatologia.
87. Artroplastia e Traumatologia.
88. Artroscopia e Traumatologia.
89. Artroplastia e Traumatologia.
90. Artroscopia e Traumatologia.
91. Artroplastia e Traumatologia.
92. Artroscopia e Traumatologia.
93. Artroplastia e Traumatologia.
94. Artroscopia e Traumatologia.
95. Artroplastia e Traumatologia.
96. Artroscopia e Traumatologia.
97. Artroplastia e Traumatologia.
98. Artroscopia e Traumatologia.
99. Artroplastia e Traumatologia.
100. Artroscopia e Traumatologia.*

*Lasmar, Rodrig
Importância,
estudo biomecânica.
Dissertação (mestrado).
Departamento de Ortope
Área de concentração: Or
Orientador: Amalido José Pa*

ARTROSCOPIA 3. INSTABILIDADE ARTICULAR

*Descritores: 1. JOELHO 2. LIGAMENTOS
3. BIOMECÂNICA 5. CADAVER*

USP/FM/SBD-126/06

À minha esposa Mariana,
inspiração da minha vida,
companheira de todos os momentos;

Ao meu pai Neylor,
o meu maior exemplo de homem e de médico,
motivo de orgulho eterno;

À minha mãe Lavínia,
sempre um oásis de paz e calma
alicerce da nossa família;

Aos meus irmãos Dú e Rachel,
pelo apoio constante,
sempre me dando a mão.

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Doutor Arnaldo Jose Hernandez, Chefe do Grupo de Medicina do Esporte do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, meu sincero agradecimento pela dedicada orientação e pelo apoio nesta dissertação.

Ao Professor Doutor Gilberto Luis Camanho, Chefe da Disciplina de Ortopedia especializada do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, por todas as oportunidades criadas e pelo estímulo na cirurgia do joelho.

Ao Professor Doutor Olavo Pires de Camargo, que pelo incentivo e apoio tornou possível a realização deste Mestrado.

Ao Professor Doutor Tarcísio Eloy Pessoa de Barros Filho, Professor Titular do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, pelo estímulo à pesquisa.

Ao Professor Arnaldo Valdir Zumiotti, Professor Titular do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, pela possibilidade da realização do Mestrado.

Ao Tecnólogo César Augusto Martins Pereira, que pela grande capacidade e pela dedicação constante tornou possível a realização deste trabalho.

Ao Doutor Raul Bolliger Neto, Chefe do Laboratório de Biomecânica - LIM-41 - do Instituto de Ortopedia e Traumatologia, pela colaboração na fase inicial deste trabalho.

Ao Doutor Roberto Freire da Mota e Albuquerque, Chefe do Laboratório de Artroscopia do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, pela ajuda na concretização deste trabalho.

Ao Doutor Marcelo Godoi Cavalheiro, companheiro deste o início do Mestrado, pela grande amizade e apoio constante.

Ao Doutor José Ricardo Pécora e Doutor Arnaldo Amado Ferreira Neto, pelos valiosos comentários durante a qualificação desta dissertação.

Ao Doutor Marcus Vinícius dos Santos Lima e Doutor Otaviano Oliveira Júnior que me auxiliaram em todos os momentos em que precisei me ausentar.

A Srta. Diva da Silva Godoy, Bibliotecária do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, pelo auxílio no levantamento bibliográfico.

Aos colegas de Residência Médica do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, que muito me ensinaram durante essa época tão marcante de minha vida.

A todos aqueles que direta ou indiretamente me ajudaram durante este trabalho.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE GRÁFICOS

RESUMO

SUMMARY

1. INTRODUÇÃO.....	1
2. OBJETIVOS.....	5
3. REVISÃO DA LITERATURA.....	7
4. MÉTODOS.....	17
4.1 MATERIAL.....	18
4.2 MÉTODO.....	20
4.2.1 RETIRADA E PREPARO DAS PEÇAS ANATÔMICAS.....	20
4.2.2 ENSAIOS MECÂNICOS.....	26
4.2.3 PARÂMETROS ANALISADOS.....	37
4.2.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	39
5. RESULTADOS.....	40
5.1 DEFORMAÇÃO ANGULAR DO JOELHO.....	43
5.1.1 DEFORMAÇÃO ANGULAR PARA VARO.....	43
5.1.2 DEFORMAÇÃO ANGULAR PARA ROTAÇÃO EXTERNA.....	48
5.2 RIGIDEZ.....	53
5.2.1 RIGIDEZ PARA VARO.....	53
5.2.2 RIGIDEZ PARA ROTAÇÃO EXTERNA.....	58
5.3 TABELAS COMPARATIVAS.....	63
5.4 GRÁFICOS COMPARATIVOS.....	68
6. DISCUSSÃO.....	70
6.1 TESTES BIOMECÂNICOS.....	72
6.2 RESULTADOS OBTIDOS.....	76
7. CONCLUSÕES.....	88
8. ANEXOS.....	90
9. REFERENCIAS.....	101

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CPF	complexo poplíteo-fibular, compreendendo o tendão do poplíteo e o ligamento poplíteo-fibular
CPL	cápsula póstero-lateral
DEF. ANGULAR	deformação angular
DP	desvio padrão
EPM	erro padrão da média
INT	joelho com as estruturas do canto póstero-lateral íntegras, antes da secção seletiva dos ligamentos
LCA	ligamento cruzado anterior
LCL	ligamento colateral lateral
LCP	ligamento cruzado posterior
LIM – 41	Laboratório de Biomecânica LIM – 41
M	valor médio
n.s.	não significativo
SITUAÇÃO A	secção do ligamento colateral lateral
SITUAÇÃO B	secção do ligamento colateral lateral e do complexo poplíteo-fibular
SITUAÇÃO C	secção do ligamento colateral lateral, do complexo poplíteo-fibular e da cápsula póstero-lateral
SVOC	Serviço de Verificação de Óbitos da Capital

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Fotografia de joelho esquerdo, visão panorâmica lateral.....	18
Figura 2 - Fotografia da região lateral de joelho esquerdo.....	19
Figura 3 - Fotografia da região lateral de joelho esquerdo, com detalhe no isolamento do LCL e do CPF.....	20
Figura 4 - Fotografia da peça anatômica fixada ao dispositivo para teste em varo com o joelho em extensão.....	21
Figura 5 - Máquina de ensaios mecânicos KRATOS® utilizada para o estudo biomecânico.....	23
Figura 6 - Definição de momento de flexão e de torção.....	24
Figura 7 - Desenho esquemático do joelho direito, posicionado a 30° de flexão, submetido ao teste mecânico de varo.....	27
Figura 8 - Desenho esquemático do joelho direito, posicionado a 30° de flexão, submetido ao teste mecânico de rotação externa.....	28
Figura 9 - Desenho esquemático do joelho esquerdo, posicionado a 30° de flexão, submetido ao teste mecânico de varo.....	29
Figura 10 - Desenho esquemático do joelho esquerdo, posicionado a 30° de flexão, submetido ao teste de rotação externa.....	29
Figura 11- Peça anatômica após o término dos ensaios mostrando o joelho com o ligamento colateral lateral, o complexo poplíteo-fibular e a cápsula pósterolateral seccionados.....	32

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Tabela com os valores obtidos para a deformação angular para o varo, em extensão, com os valores mínimo, máximo, média, desvio padrão (DP) e erro padrão da média (EPM).....	44
Tabela 2 - Tabela com os valores obtidos para a deformação angular para o varo, em 30° de flexão, com os valores mínimo, máximo, média, desvio padrão (DP) e erro padrão da média (EPM).....	45
Tabela 3 - Tabela com os valores obtidos para a deformação angular para o varo, em 60° de flexão, com os valores mínimo, máximo, média, desvio padrão (DP) e erro padrão da média (EPM).....	46
Tabela 4 - Tabela com os valores obtidos para a deformação angular para a rotação externa, em extensão, com os valores mínimo, máximo, média, desvio padrão (DP) e erro padrão da média (EPM).....	49
Tabela 5 - Tabela com os valores obtidos para a deformação angular para a rotação externa, em 30° de flexão, com os valores mínimo, máximo, média, desvio padrão (DP) e erro padrão da média (EPM).....	50
Tabela 6 - Tabela com os valores obtidos para a deformação angular para a rotação externa, em 60° de flexão, com os valores mínimo, máximo, média, desvio padrão (DP) e erro padrão da média (EPM).....	51
Tabela 7 - Tabela com os valores obtidos para a rigidez em varo, em extensão, com os valores mínimo, máximo, média, desvio padrão (DP) e erro padrão da média (EPM).....	54
Tabela 8 - Tabela com os valores obtidos para a rigidez em varo, em 30° de flexão, com os valores mínimo, máximo, média, desvio padrão (DP) e erro padrão da média (EPM).....	55

Tabela 9 – Tabela com os valores obtidos para a rigidez em varo, em 60° de flexão, com os valores mínimo, máximo, média, desvio padrão (DP) e erro padrão da média (EPM).....	56
Tabela 10 - Tabela com os valores obtidos para a rigidez em rotação externa, em extensão, com os valores mínimo, máximo, média, desvio padrão (DP) e erro padrão da média (EPM).....	59
Tabela 11 - Tabela com os valores obtidos para a rigidez em rotação externa, em 30° de flexão, com os valores mínimo, máximo, média, desvio padrão (DP) e erro padrão da média (EPM).....	60
Tabela 12 - Tabela com os valores obtidos para a rigidez em rotação externa, em 60° de flexão, com os valores mínimo, máximo, média, desvio padrão (DP) e erro padrão da média (EPM).....	61
Tabela 13 - Tabela comparativa entre as quatro situações estudadas para a deformação angular em varo.....	64
Tabela 14 - Tabela comparativa entre as quatro situações estudadas para a rigidez em varo.....	65
Tabela 15 - Tabela comparativa entre as quatro situações estudadas para a deformação angular em rotação externa.....	66
Tabela 16 - Tabela comparativa entre as quatro situações estudadas para a rigidez em rotação externa.....	67

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Gráfico hipotético do momento em função da deformação angular de um ensaio de varo ou de rotação externa de joelho.....	38
Gráfico 2 - Exemplo de gráfico obtido após secção do LCL (VARO em 30 graus de flexão do joelho).....	42
Gráfico 3 - Exemplo de gráfico obtido após secção do LCL (ROTAÇÃO EXTERNA em 60 graus de flexão do joelho).....	42
Gráfico 4 - Comparação dos valores obtidos nas quatro condições, em 0, 30 e 60 graus de flexão para deformação angular em varo.....	47
Gráfico 5 - Comparação dos valores obtidos nas quatro condições, em 0, 30 e 60 graus para a deformação angular em rotação externa.....	52
Gráfico 6 - Comparação dos valores obtidos nas quatro condições, em 0, 30 e 60 graus de flexão para a rigidez em varo.....	57
Gráfico 7 - Comparação dos valores obtidos nas quatro situações, em 0, 30 e 60 graus para a rigidez em rotação externa.....	62
Gráfico 8 - Mostrando separadamente as quatro situações estudadas em 0, 30 e 60 graus de flexão para a deformação angular em varo.....	68
Gráfico 9 - Mostrando separadamente as quatro situações estudadas em 0, 30 e 60 graus de flexão para a rigidez em varo.....	68
Gráfico 10 - Mostrando separadamente as quatro situações estudadas em 0, 30 e 60 graus de flexão para a deformação angular em rotação externa.....	69
Gráfico 11 - Mostrando separadamente as quatro situações estudadas em 0, 30 e 60 graus de flexão para a rigidez em rotação externa.....	69

RESUMO

LASMAR RCP. *Importância dos diferentes estabilizadores estáticos póstero-laterais do joelho: estudo biomecânico* [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2006.110p.

O objetivo deste trabalho foi avaliar a importância relativa dos diferentes estabilizadores estáticos do canto póstero-lateral do joelho. Para isso foram utilizados 10 joelhos de cadáveres que foram submetidos a testes biomecânicos com a aplicação de forças para a deformação em varo e em rotação externa. Os joelhos foram testados em quatro situações diferentes e sempre na mesma seqüência: com a articulação íntegra, após a secção do ligamento colateral lateral, após a secção do ligamento colateral lateral e do complexo poplíteo-fibular (tendão do poplíteo + ligamento poplíteo-fibular) e após a secção do ligamento colateral lateral, do complexo poplíteo-fibular e da cápsula póstero-lateral. Os testes foram feitos com os joelhos em extensão, em 30 e em 60 graus de flexão. Os parâmetros estudados foram a deformação angular e a rigidez durante a aplicação do momento de flexão (varo) de 15 N.m e do momento de torção (rotação externa) de 6 N.m. A análise estatística foi realizada com o teste de comparações múltiplas de Tukey. Através da análise dos resultados obtidos com os testes biomecânicos e comparando os valores obtidos nas quatro situações estudadas entre si, foi possível interpretar a função

específica de cada estrutura do canto póstero-lateral do joelho, em cada ângulo de flexão testado. Neste estudo, o ligamento colateral lateral foi importante na estabilização do joelho para o varo em extensão, em 30 e em 60 graus de flexão. O complexo poplíteo-fibular foi a estrutura mais importante na estabilização do joelho para a rotação externa, dentre as estruturas avaliadas, atuando em todos os ângulos de flexão testados. Além disto, complexo poplíteo-fibular foi importante na estabilização para o varo quando o joelho se encontrava em 30 e em 60 graus de flexão. Já a cápsula póstero-lateral foi importante na estabilização para o varo e para a rotação externa quando o joelho se encontrava em extensão, perdendo sua função à medida que o joelho foi flexionado. Em 30 graus de flexão, a cápsula póstero-lateral foi importante apenas para a estabilização em varo do joelho.

Descritores: joelho, ligamentos, instabilidade articular, biomecânica, cadáver

SUMMARY

Lasmar RCP. *The role of the different static stabilizers of the posterolateral corner of the knee: a biomechanical study* [dissertation]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2006. 110 p.

The purpose of this study was to evaluate, in cadaver knees, the relative importance of the different static stabilizers of the posterolateral corner of the knee. Tests were performed with the application of a varus and external rotation force to the knee in extension, 30 and 60 degrees of flexion, using 10 cadaver knees. The forces were applied initially to an intact knee and then repeated after a selective sectioning of the ligaments: section of the lateral collateral ligament; section of the lateral collateral ligament and the popliteofibular complex; and section of the lateral collateral ligament, the popliteofibular complex and the posterolateral capsule. The parameters studied were the angular deformity and rigidity while the knees were being submitted to a 15 newton-meter varus torque and a 6 newton-meter external tibial torque. Statistical analysis was performed using the ANOVA and Tukey tests. Our findings showed that the lateral collateral ligament was important in varus stability at 0, 30 and 60 degrees; the popliteus-fibular complex was the most important structure in external rotation stability at all angles of

flexion and was also important for varus stability at 30 and 60 degrees; the posterolateral capsule was important for varus stability at 0 and 30 degrees, and for external rotation stability in extension.

Descriptors: knee, ligaments, joint instability, biomechanics, cadaver

1 . INTRODUÇÃO

1. Introdução

O canto pósterolateral do joelho apresenta uma anatomia complexa e para muitos, difícil de ser compreendida. A maioria dos autores concorda que o ligamento colateral lateral (LCL), o tendão do poplíteo, o ligamento poplíteo-fibular e a cápsula com os seus reforços são os seus principais componentes.

A importância biomecânica destas estruturas é controversa e não há um consenso. Sabe-se que elas funcionam conjuntamente como estabilizadores pósterolaterais, principalmente para o varo e para a rotação externa, mas existe discordância sobre a função isolada que cada estrutura desempenha.

Para tentar elucidar esta questão, diversos estudos biomecânicos foram propostos. Foram feitos alguns trabalhos realizando a secção seletiva de ligamentos e observando o comportamento destes joelhos após cada secção (Gollehon et al., 1987, Wroble et al., 1993, Veltri et al., 1995, Kaneda et al., 1997, Shahane et al., 1999, Pasque et al., 2003). Em outro trabalho, mediu-se o comprimento dos ligamentos durante a aplicação de forças deformantes sobre os joelhos (Sugita e Amis, 2001). Até trabalhos inovadores foram desenvolvidos, medindo a força sofrida pelas estruturas durante os testes biomecânicos, sem a secção das mesmas (LaPrade et al., 2004b). Todos estes trabalhos foram desenvolvidos

com o objetivo de esclarecer melhor como atuam individualmente as estruturas póstero-laterais do joelho. Mesmo assim, várias dúvidas ainda persistem.

A instabilidade póstero-lateral foi descrita por Hughston et al. (1976) como uma sub-luxação rotacional posterior do planalto tibial lateral em relação ao côndilo femoral, com a tíbia rodando externamente em relação ao eixo do joelho com o ligamento cruzado posterior (LCP) íntegro. A lesão isolada do canto póstero-lateral é mais rara de ser identificada na prática e a associação dessa lesão com a do LCP é mais comumente observada.

O tratamento das lesões póstero-laterais tem sido um verdadeiro desafio para os ortopedistas. Sabe-se que lesões isoladas graves do canto póstero-lateral devem ser tratadas cirurgicamente, o mesmo ocorrendo quando existe associação com os ligamentos cruzados. Vários procedimentos já foram propostos, mas não existe unanimidade em qual técnica indicar. Camanho (1993), Noyes et al. (1995), Latimer et al. (1998), Chen et al. (2001) e LaPrade et al. (2004a), entre outros, indicam procedimentos cirúrgicos diferentes como forma de tratamento para as lesões do canto póstero-lateral. Esta diversidade de procedimentos mostra que não existe consenso e nem técnica cirúrgica ideal que devolva ao joelho a sua função normal. Assim sendo, outros estudos são necessários para que todas as dúvidas possam ser elucidadas.

A importância na determinação da função específica de cada estrutura é fornecer dados objetivos para que os cirurgiões possam compreender melhor a biomecânica articular. A partir destes conhecimentos, novos procedimentos cirúrgicos podem ser desenvolvidos, tornando os tratamentos destas lesões mais eficazes, restabelecendo a estabilidade articular.

2. OBJETIVOS

2. Objetivos

O objetivo desta dissertação foi avaliar, em espécime anatômico, a função de estabilização das diferentes estruturas do canto póstero-lateral do joelho, através da secção seletiva dos ligamentos dessa região.

3. REVISÃO DA LITERATURA

3. REVISÃO DA LITERATURA

Fleming et al. (1981) salientam a importância da identificação da lesão do canto póstero-lateral isolada ou combinada com a lesão do LCP, enfatizando o exame físico pré-operatório para a obtenção de melhores resultados no tratamento.

Seebacher et al. (1982) estudam a anatomia da face lateral do joelho em 35 cadáveres. Separam essas estruturas em três camadas, de superficial para profundo. A primeira camada é formada pelo trato ílio-tibial e pela porção distal do bíceps femoral enquanto que a segunda é formada pelo retináculo do quadríceps, pelos ligamentos patelo-femorais e pelo ligamento patelo-meniscal. A terceira camada, a mais profunda, é formada pelo ligamento colateral lateral (LCL) e pela cápsula articular que é reforçada pelos ligamentos fabelo-fibular e arqueado. Três variações anatômicas são observadas: reforço isolado do ligamento arqueado (13%), reforço isolado do ligamento fabelo-fibular (20%) e dos dois ligamentos em (67%).

DeLee et al. (1983) mostram uma casuística com o reparo cirúrgico de 12 lesões agudas isoladas do canto póstero-lateral. Destas, cinco ocorreram durante atividade esportiva, quatro foram vítimas de acidentes automobilísticos e três lesões foram causadas por quedas.

Baker et al. (1984) estudam 13 casos de lesões cirúrgicas agudas do LCP associado à lesão do canto póstero-lateral. Cinco lesões foram causadas por acidentes automobilísticos, quatro por atividades esportivas e quatro em atividades não esportivas.

Em um trabalho clássico, Gollehon et al. (1987) estudam as estruturas póstero-laterais e os ligamentos cruzados do joelho. Fizeram secção seletiva destas estruturas em diversas seqüências, em ângulos de flexão que variavam de 0 a 90 graus. Os joelhos foram testados por um dispositivo mecânico que realizava a aplicação de carga de 15 Newton-metros para varo e valgo, 6 Newton-metros para rotação interna e externa e 125 Newtons de força anterior ou posterior para a gaveta. Observaram aumento significativo para o varo em todos os graus de flexão quando LCL foi seccionado isoladamente e aumento do varo em 90 graus quando seccionaram somente o ligamento arqueado e o tendão do poplíteo. A secção isolada do LCL produziu aumento significativo mas discreto para a rotação externa em 0, 30 e 90 graus de flexão enquanto que a secção isolada do ligamento arqueado e do tendão do poplíteo produziu aumento na rotação externa em 90 graus de flexão.

Stäubli e Jakob (1990) confirmam a importância do teste do “Pivot Shift reverso” na identificação da subluxação póstero-lateral da tíbia. Observam que o teste de “recurvatum” - rotação externa é negativo nestes mesmos casos provavelmente pela integridade do ligamento cruzado anterior (LCA).

Noyes et al. (1993) descrevem a importância do teste de rotação externa da tíbia nas lesões póstero-laterais. Recomendam que este teste seja realizado em 30 e 90 graus de flexão do joelho. Em 30 graus, após a secção isolada das estruturas póstero-laterais ocorre significativo aumento na sub-luxação póstero-lateral (aumento na rotação externa) da tíbia, e quando se associa à secção do LCP, o aumento na rotação externa ocorre tanto em 30 quanto em 90 graus.

Skyhar et al. (1993) salientam a importância do canto póstero-lateral na preservação da cartilagem articular. Joelhos com lesões associadas do LCP com o canto póstero-lateral apresentam aumento da pressão de contato articular na articulação fêmoro-patelar e na carga quadricipital quando comparados com lesões isoladas do LCP.

Wroble et al. (1993) realizam trabalho experimental seccionando as estruturas laterais em joelhos que apresentam a secção prévia do LCA. Constatam que ao seccionar o LCL acontece aumento discreto da rotação externa em todos os ângulos de flexão, mais evidente em extensão. Observam que quando o tendão do poplíteo e a cápsula póstero-lateral (CPL) estão íntegros o aumento da rotação externa é discreto mesmo com a secção associada do LCA, do LCL e da cápsula ântero-lateral. Com a secção do tendão do poplíteo e da CPL ocorre grande aumento na rotação externa em todos os ângulos de flexão. Identificam que a secção do tendão do poplíteo e da CPL pouco influencia no aumento do varo nestes joelhos e que este aumento só acontece quando o LCL também está lesado.

Veltri e Warren (1994) revisam as lesões do canto pósterolateral incluindo sua anatomia, biomecânica e o exame clínico. Relatam que o tendão do poplíteo, o ligamento poplíteo-fibular, o ligamento arqueado e o LCL são os principais estabilizadores do canto pósterolateral. Sugerem que os principais testes no exame físico são os testes do estresse em varo e o teste da rotação externa em decúbito ventral.

Veltri et al. (1995) demonstraram que a secção isolada das estruturas pósterolaterais aumenta a translação posterior primária, o varo e a rotação externa em todos os ângulos de flexão do joelho. Segundo eles, uma vez que o LCA é um restritor secundário para o varo, para a rotação interna e possivelmente para a rotação externa e que o LCP é um restritor secundário para o varo e para a rotação externa, as lesões combinadas do LCA ou do LCP com o canto pósterolateral necessitam de reconstrução de todos os ligamentos para evitar a sobrecarga sobre o ligamento cruzado reconstruído.

Terry e LaPrade (1996) dissecam e estudam 30 joelhos de cadáver e fazem uma descrição detalhada sobre todas as estruturas encontradas no canto pósterolateral apresentando fotografias ilustrativas das estruturas observadas. Mostram a complexidade anatômica desta região e suas variações e discutem as vias de acesso para abordagem destas lesões.

Maynard et al. (1996) dissecaram 20 joelhos de cadáver e constataram a presença do ligamento poplíteo-fibular em todos eles,

que seria uma inserção do tendão do poplíteo à cabeça da fíbula. Este ligamento já havia sido descrito anteriormente por Higgins (1894)* citado por Maynard et al. (1996), mas com a mudança da *Nomina Anatomica* teria acontecido um erro e esta estrutura teria sido omitida. Nos testes biomecânicos realizando tração nestas estruturas, observaram que o LCL seria o primeiro a se romper, seguido pelo ligamento poplíteo-fibular e por último o ventre do músculo poplíteo. Assim, recomendam que a reconstrução do tendão do poplíteo que anteriormente era realizada do fêmur para a tíbia seja então substituída pela reconstrução do fêmur para a fíbula.

Kaneda et al. (1997) observaram aumento na rotação externa do joelho seccionado o ligamento colateral lateral e as estruturas pósterolaterais. Quando se associava a esta secção a secção do LCP ocorria o aumento ainda maior da rotação externa em 60 e 90 graus de flexão do joelho. A lesão isolada do LCP não mostrou aumento na rotação externa e sim deslocamento do centro da rotação externa. Concluem que o LCP pode ser considerado um restritor secundário para a rotação externa.

LaPrade e Terry (1997) avaliam o exame clínico e correlacionam os achados clínicos com os achados cirúrgicos em pacientes com lesões pósterolaterais do joelho. Identificam que o teste de “pivot shift” reverso encontra-se presente nos pacientes com lesão do LCL, do tendão do poplíteo e da cápsula articular enquanto

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

que a gaveta póstero-lateral em 30 graus de flexão está presente em lesões do LCL e da cabeça lateral do gastrocnêmio e o teste de estresse em varo em 30 graus de flexão está associado à lesão do ligamento arqueado posterior.

Shahane et al. (1999) também constataram a presença do ligamento poplíteo-fibular em todos os oito joelhos de cadáveres dissecados. Usaram técnica de secção seletiva dos ligamentos do canto póstero-lateral e testaram esses joelhos para o deslocamento posterior, varo e rotação externa. Com a secção do tendão do poplíteo, observaram aumento significativo da rotação externa em 60 e 90 graus e com a secção do ligamento poplíteo-fibular observaram o aumento da rotação externa em todos os ângulos de flexão. Para a angulação em varo, a secção do tendão do poplíteo não gerou aumento significativo em nenhum ângulo, mas a secção do ligamento poplíteo-fibular representou aumento significativo da angulação em 60 e 90 graus. Concluíram que o músculo poplíteo tem função estática e dinâmica na estabilização póstero-lateral do joelho sendo que a estática é dada pelo ligamento poplíteo-fibular que previne a translação posterior, o varo e a rotação externa. Relataram também que o LCL age como restritor secundário para a translação posterior e a rotação externa e como restritor primário para o varo.

Sugita e Amis (2001) mediram os comprimentos dos ligamentos colateral lateral e poplíteo-fibular durante a flexão do joelho e constataram que o LCL se afrouxa à medida que ocorre a flexão o que

não ocorre com o ligamento poplíteo-fibular. Com estes resultados recomendam que o ligamento poplíteo-fibular seja reconstruído no tratamento para a instabilidade pósterolateral.

LaPrade et al. (2002) mostram a importância das estruturas do canto pósterolateral do joelho. Em estudo biomecânico realizam a reconstrução do LCP e comparam a tensão sofrida pelo enxerto do LCP em dois grupos: joelhos com as estruturas pósterolaterais íntegras e joelhos com secção do tendão do poplíteo, do ligamento poplíteo-fibular e do ligamento colateral lateral. Os joelhos são submetidos à força em varo e à gaveta posterior associada à rotação externa. Os autores observam que a força sobre o enxerto é significativamente maior quando as estruturas pósterolaterais estão seccionadas. A partir dessas conclusões indicam que estas estruturas devem ser reparadas ou reconstruídas no momento da reconstrução do LCP, diminuindo a chance de falência futura do enxerto.

Mariani et al. (2003) fazem uma ampla revisão das lesões do canto pósterolateral incluindo a anatomia, a biomecânica e as cirurgias propostas para seu tratamento. Frisam que apesar de todos os estudos já realizados até o momento, os tratamentos existentes ainda não apresentam os resultados desejados e são necessários mais estudos na área de ciência básica.

Pasque et al. (2003) realizam trabalho experimental através de secção seletiva das estruturas pósterolaterais do joelho. Os autores comentam que seus resultados foram bem diferentes daqueles

previamente publicados por Maynard et al (1996), Shahane et al. (1999) e Sugita e Amis (2001). Identificam que a secção do ligamento poplíteo-fibular não altera a amplitude do varo e nem da rotação externa enquanto o LCL estivesse intacto. A secção do tendão do poplíteo aumenta a rotação externa principalmente de 90 a 120 graus, mas não altera o varo ou a translação posterior. O LCL desempenha papel importante na restrição da rotação externa principalmente próximo da extensão enquanto o tendão do poplíteo é importante nos maiores graus de flexão. Concluem que o tendão do poplíteo, o ligamento poplíteo-fibular, o LCL e as estruturas de CPL agem como uma unidade sendo que nenhuma estrutura isolada funciona como restritor primário para os movimentos testados.

Em trabalho pioneiro, LaPrade et al. (2004b) medem a força nas diferentes estruturas póstero-laterais após aplicar cargas de rotação interna, externa e varo sobre o joelhos de cadáveres. Este foi o primeiro estudo publicado onde se tenta medir a força sofrida por estas estruturas sem a secção das mesmas, o que segundo os autores pode interferir na relação e interatividade entre elas. Observam que o LCL, o tendão do poplíteo e o ligamento poplíteo-fibular têm papel complementar na estabilização para a rotação externa. O LCL tem função mais importante na restrição primaria para a rotação externa quando o joelho está mais próximo da extensão (0° e 30°) e que com a flexão do joelho o ligamento poplíteo-fibular e o tendão do poplíteo assumem papel mais importante como restritor primário (60° e 90°).

graus). A aplicação de varo não gera força significativa sobre o tendão do poplíteo e o ligamento poplíteo-fibular em nenhum grau de flexão, mas gera força importante sobre o LCL principalmente em 0, 30 e 60 graus de flexão, diminuindo um pouco em 90 graus.

4. MÉTODOS

4. MÉTODOS

4.1 Material

Este trabalho foi realizado após aprovação de seu protocolo de pesquisa 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 – Universidade de São Paulo (SVOC).

Para esta pesquisa foram utilizados joelhos de cadáveres obtidos do SVOC cujos membros inferiores não apresentassem ao exame físico e à inspeção articular qualquer sinal de doença osteoarticular ou seqüela de lesão traumática no membro inferior. Não foram incluídos joelhos de cadáveres portadores de doenças metabólicas, como diabetes, ou de doenças infecciosas. Foi realizada uma artrotomia parapatelar medial para a exclusão de qualquer patologia intra-articular como lesões nos ligamentos cruzados, meniscos ou degenerações articulares avançadas. Uma vez respeitadas tais condições, a artrotomia foi suturada com fio de “nylon” monofilamentado número 3-0 e a retirada da peça foi então realizada.

Os joelhos que sofreram alguma intercorrência durante sua retirada, seu preparo ou seus testes biomecânicos também foram excluídos.

Foram utilizados 10 joelhos de 10 cadáveres e conforme dados obtidos nas certidões de óbito, a média de idade ao falecimento foi de 54 anos, variando de 42 aos 65 anos. Seis cadáveres eram do sexo masculino e quatro do sexo feminino enquanto que cinco cadáveres eram da raça negra e cinco da raça branca. Dos 10 joelhos avaliados, seis eram esquerdos e quatro direitos.

4.2 Método

4.2.1 Retirada e preparo das peças anatômicas

A obtenção dos joelhos foi feita segundo as regras do SVOC, realizando uma incisão longitudinal anterior de aproximadamente 40 cm. Inicialmente dissecou-se o plano entre as fáscias e o tecido subcutâneo na região distal da coxa, no joelho e na região proximal da perna. O fêmur foi osteotomizado 20 cm acima da interlinha articular e a tíbia e a fíbula foram osteotomizadas 20 cm abaixo da mesma interlinha, no mesmo nível onde foram seccionadas as partes moles. As peças anatômicas foram retiradas em bloco e os membros inferiores dos cadáveres foram reconstituídos segundo as normas do SVOC.

Os joelhos foram identificados e colocados dentro de sacos plásticos onde foram levados para o Laboratório de Biomecânica LIM-41 no Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Lá as peças foram congeladas e mantidas a 15 graus Celsius negativos.

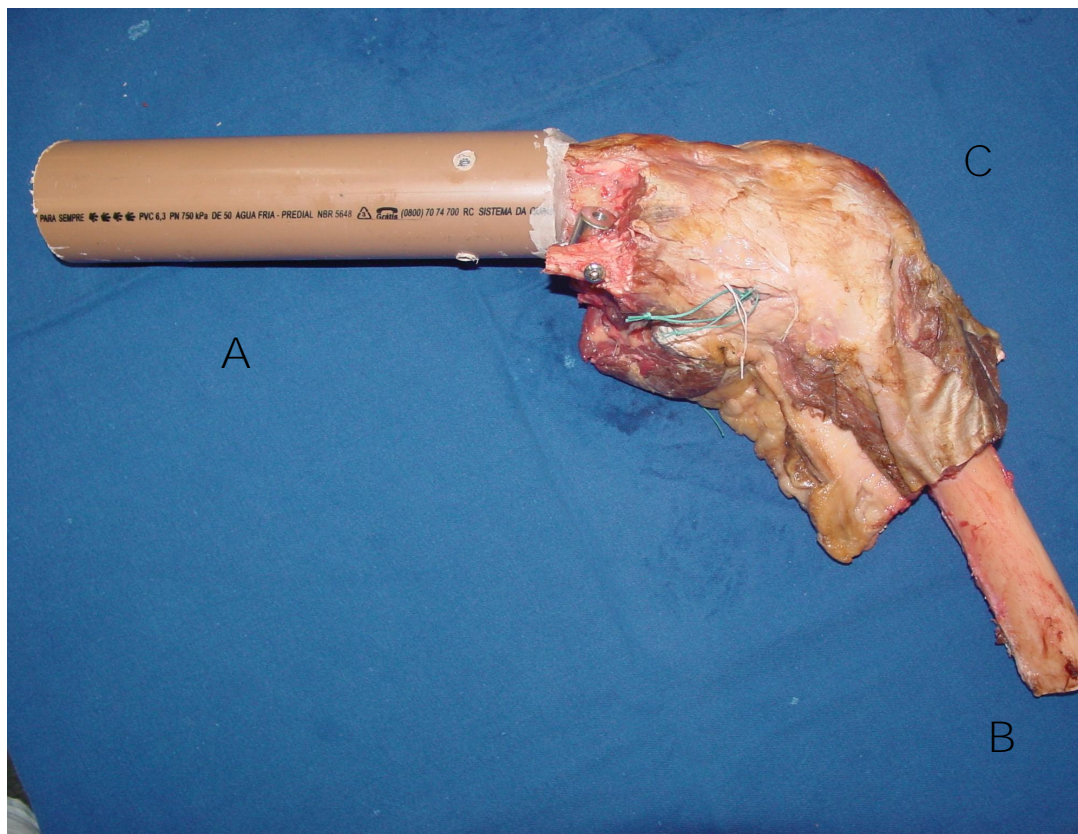
Na véspera dos testes, as peças foram descongeladas, colocando-se os joelhos à temperatura ambiente 12 horas antes da realização do procedimento. Os joelhos eram cobertos com compressas umedecidas com solução de cloreto de sódio a 0,9% dentro de sacos plásticos fechados (Hernandez, 1994, Beynnon e Amis, 1998, Harner et al.,

2000, Kokron, 2000, Pereira, 2004,). O tempo máximo entre o congelamento da peça e seu descongelamento foi de seis semanas.

Antes da realização dos testes, as partes moles ao redor do joelho foram retiradas, preservando-se todas as estruturas cápsulo-ligamentares, o músculo poplíteo e seu tendão e a porção peripatelar do músculo quadríceps com o seu tendão (Hernandez, 1994, Kokron, 2000, Pereira, 2004). Foi feita a fixação da fíbula à tíbia a uma distância de 4 cm distal à extremidade proximal da fíbula, usando parafuso cortical de 4,5 mm de diâmetro (Beynnon e Amis, 1998, Kokron, 2000 e Pereira, 2004) e depois a fíbula foi seccionada 2 cm distal ao parafuso.

Para a melhor adaptação da peça anatômica ao dispositivo mecânico que faria os testes foi utilizado um alongador que consistia em um tubo de plástico (Figura 1). A tíbia era introduzida dentro deste tubo até a sua região metafisária, de distal para proximal e era fixada a ele com resina acrílica odontológica (polimetilmetacrilato). Este sistema proporcionou aumento no tamanho do braço de alavanca tibial e um melhor encaixe do joelho ao dispositivo.

Figura 1 - Fotografia de joelho esquerdo, visão panorâmica lateral

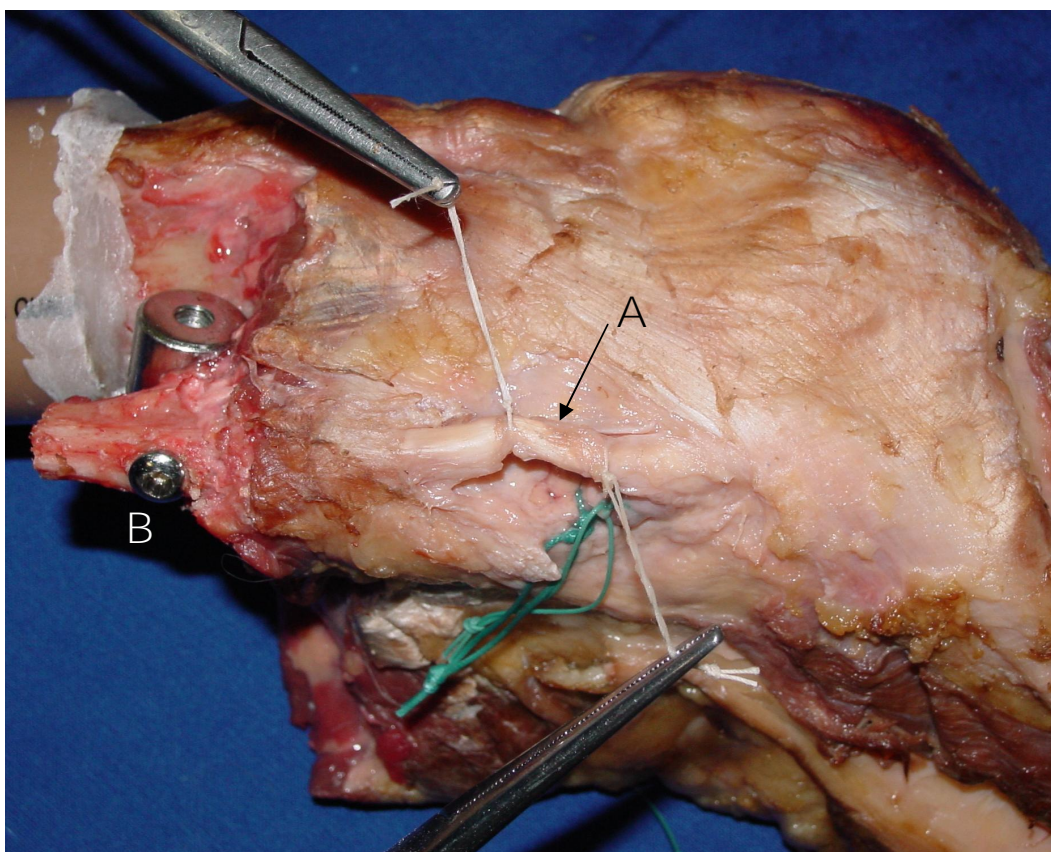


- A- Alongador de plástico adaptado à tíbia
- B- Fêmur
- C- Patela

Após o preparo do joelho como citado anteriormente, o LCL era cuidadosamente identificado e isolado com fios para reparo da cor branca (Figura 2). Era realizada pequena incisão na cápsula articular no sentido longitudinal logo abaixo do LCL, apenas para identificar e isolar o tendão do poplíteo (foi feito o isolamento do tendão do poplíteo acima da origem do ligamento poplíteo-fibular, por isso chamaremos de complexo poplíteo-fibular -CPF). Após a identificação

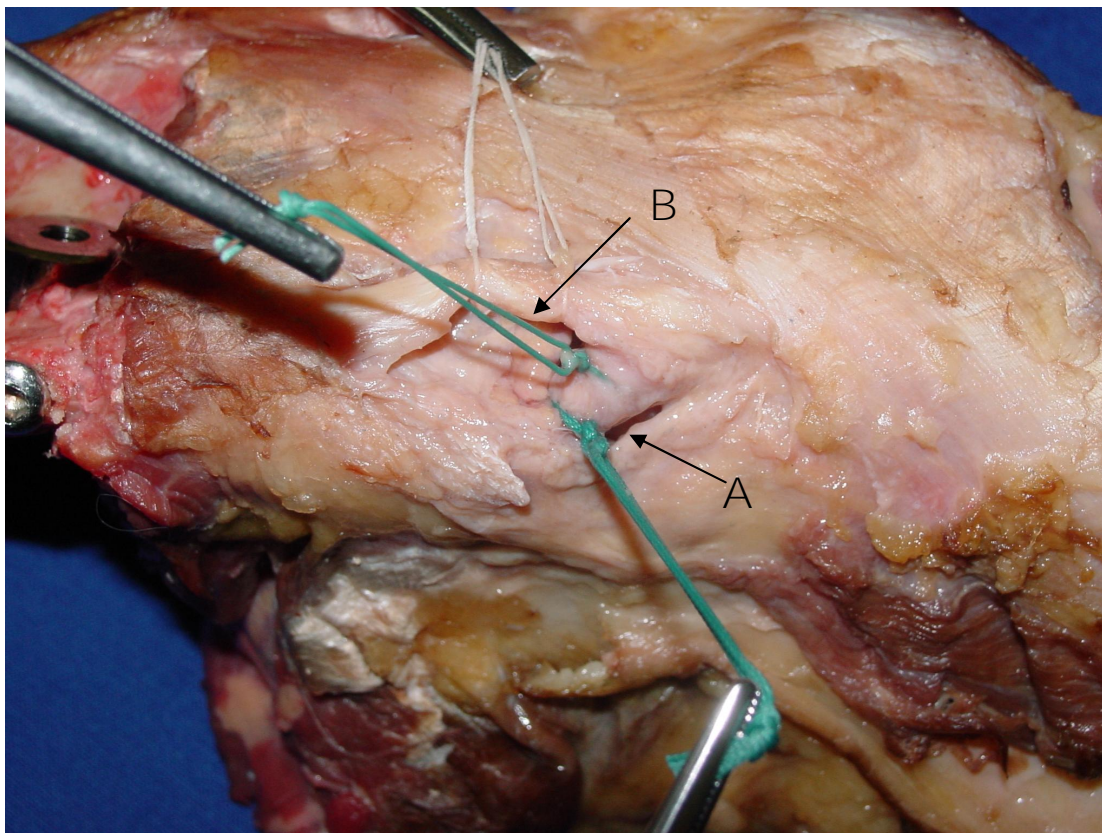
do mesmo, ele era isolado com fios para reparo de cor verde (Figura 3).

Figura 2 - Fotografia da região lateral de joelho esquerdo



A- Ligamento colateral lateral isolado com fios brancos
B- Fíbula fixada à tíbia com parafuso cortical e adaptador metálico para apoio entre a fíbula e a tíbia

Figura 3 - Fotografia da região lateral de joelho esquerdo

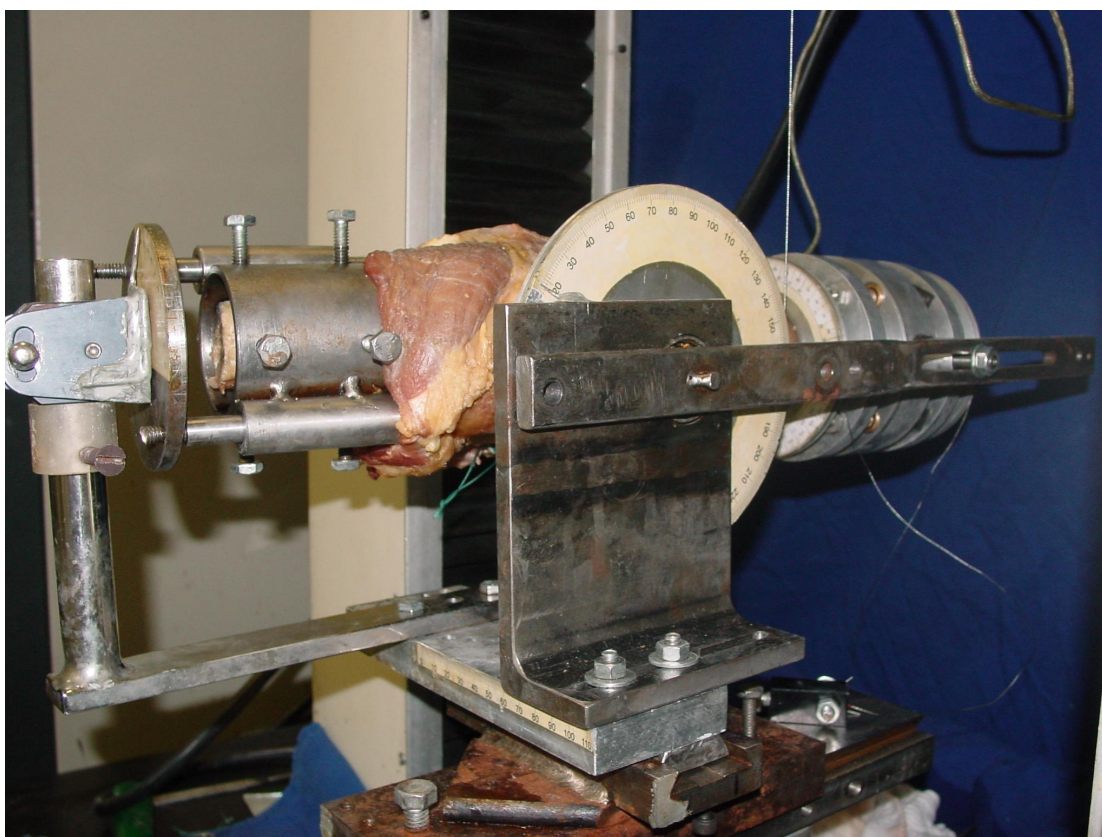


- A- Complexo poplíteo-fibular (tendão do poplíteo + ligamento poplíteo-fibular isolado por fios verdes)
B- Ligamento colateral lateral (isolado por fios brancos)

O objetivo deste isolamento realizado com fios de cores diferentes (Figuras 2 e 3) foi facilitar a identificação destas estruturas na peça quando ela estivesse posicionada e fixada ao dispositivo. Pela constituição do dispositivo, as estruturas laterais sempre ficavam voltadas para baixo, muito próximo da mesa de apoio enquanto o ensaio biomecânico era realizado e deixava pequeno espaço para sua abordagem direta. Desta maneira foi possível que a peça não fosse retirada do dispositivo a cada etapa em que estes ligamentos

necessitavam ser seccionados, diminuindo a chance de possíveis alterações na sua posição.

Figura 4 - Fotografia da peça anatômica fixada ao dispositivo para teste em varo com o joelho em extensão



Todas as etapas do ensaio biomecânico de cada joelho foram realizadas no mesmo dia de maneira que nenhum joelho necessitou de ser novamente congelado durante os testes. Durante a realização do ensaio as peças foram envolvidas em compressas embebidas com solução de cloreto de sódio a 0,9%.

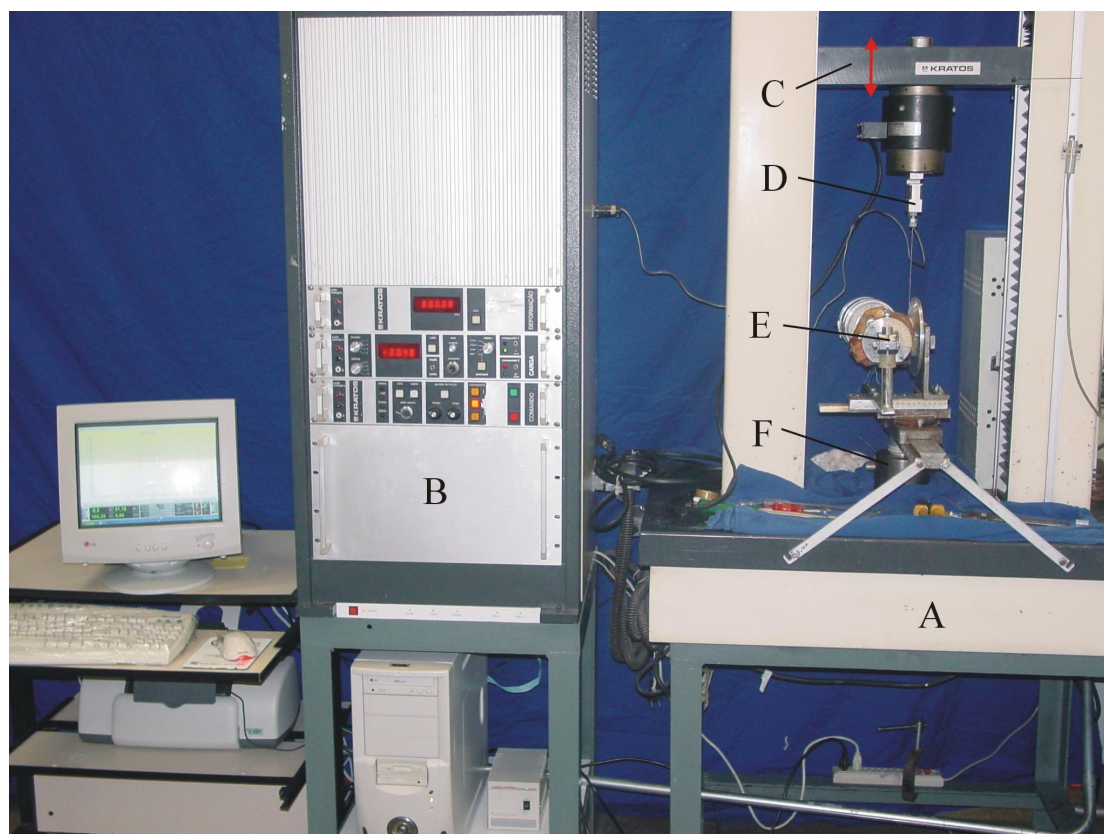
4.2.2 Ensaio mecânicos

Os ensaios mecânicos foram realizados no Laboratório de Biomecânica LIM-41 em uma máquina de ensaios mecânicos KRATOS® (Figura 1 - A) modelo 5002, dotada de célula de carga de 100 kgf ajustada para a escala de 50 kgf. A precisão para a leitura de força foi de 0,49 N e 0,01 mm para o deslocamento linear do travessão móvel (Figura 1 - C) e a velocidade de deslocamento linear foi de 20 mm/min.

Os parâmetros força e deslocamento eram captados pela máquina de ensaios e enviados ao computador através de um sistema de aquisição de dados LYNX® modelo ADS 2000, com resolução de 16 bits. Foi utilizado um programa de computador que permitia visualizar e gravar, em tempo real, os gráficos de cada ensaio realizado.

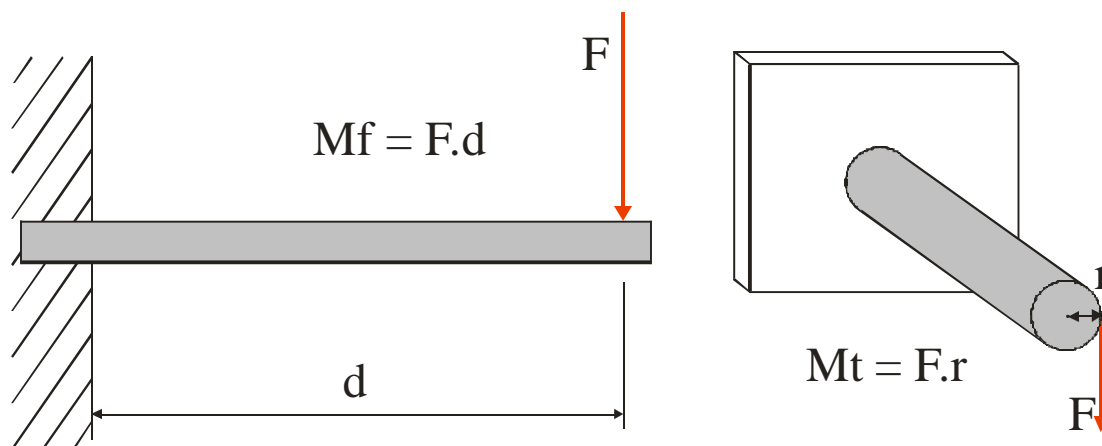
Cada joelho foi avaliado quanto à sua capacidade de deformação angular quando submetido a um determinado momento, ou seja, o produto da força pela distância perpendicular de sua linha de ação em relação a um eixo (Figura 6). Os momentos aplicados foram definidos para esse trabalho como de flexão para o movimento de varo e de torção para o movimento de rotação externa.

Figura 5 - Máquina de ensaios mecânicos KRATOS® utilizada para o estudo biomecânico



- A. Máquina de ensaios mecânicos
- B. Sistema de controle e aquisição de dados
- C. Travessão móvel da máquina de ensaios (seta vermelha indica o sentido de seu movimento)
- D. Célula de carga de 100 kgf
- E. Dispositivo mecânico
- F. Base da máquina de ensaios

Figura 6 - Definição de momento de flexão e de torção



M_f - Momento de flexão (N.m)

M_t - Momento de torção (N.m)

F - Força (N)

d - Distância entre a linha de ação da força e o ponto de apoio

r - Distância entre a linha de ação da força e o eixo longitudinal do objeto

Foi utilizado um dispositivo mecânico (Figura 5 - E) fixado à base da máquina (Figura 5 - F), com a função de aplicar ao joelho uma força para deformação em varo ou em rotação externa, posicionado em extensão, em 30° de flexão ou em 60° de flexão. A força foi aplicada através de uma ou duas polias envolvidas por um ou dois cabos de aço conectados à célula de carga. Para a aplicação da força para deformação em varo foi utilizada uma polia maior com diâmetro de 150 mm envolvida por um cabo de aço de 0,7 mm (Figura 7), enquanto que para a aplicação da força para deformação em rotação externa foram utilizadas duas polias menores com diâmetro de 100 mm cada, envolvidas por um cabo de aço de 0,5 mm em cada polia (figura 8).

Com o movimento de ascensão da célula de carga, a polia, juntamente com o resto do dispositivo, deformava angularmente o joelho que impunha uma resistência que era medida pela célula de carga.

Para uma melhor adaptação da peça anatômica ao dispositivo e para se obter joelhos com tíbias longas, foi necessário utilizar um alongador composto de um tubo de plástico, dentro do qual a tíbia era introduzida. Este tubo foi preenchido com resina acrílica odontológica (polimetilmetacrilato), fixando-o à tíbia, conseguindo-se assim o comprimento adequado para a realização dos testes biomecânicos.

O joelho era posicionado no dispositivo de forma que a sua porção lateral ficasse voltada para a base da máquina (Figura 5 - F), o alongador da tíbia era inserido e preso na garra tibial (Figura 7 - C) e o fêmur preso à garra cilíndrica femoral (Figura 7F). O posicionamento também dependia do lado do joelho e está ilustrado nas figuras 7 a 10.

O dispositivo permitia alguns ajustes (Figura 7 - legenda AJ 1 a AJ 5) para alinhar corretamente o eixo de flexo-extensão do joelho com o eixo de rotação do braço femoral (Figura 7- legenda H) e o eixo do varo-valgo do joelho com o eixo de rotação da polia grande (Figura 7- legenda L). Devido à dificuldade de encontrar o eixo do varo-valgo foi adotado como eixo a região da interlinha articular próximo a tuberosidade da tíbia. Para evitar que durante o ensaio de varo, forças compressivas ou de tração agissem no joelho caso os eixos não coincidissem, a garra tibial permitia que pequenos deslocamentos

lineares (grau de liberdade linear GL3 – Figura 7) acontecessem durante o movimento de varo.

O programa de aquisição dos dados provenientes da máquina de ensaios permitiu o cálculo e a geração do gráfico momento em função da deformação angular a partir dos dados de força e de deslocamento linear da célula de carga e dos cabos (legenda B das figuras 7 e 8). O momento de flexão é o produto da força medida pela célula de carga pelo raio de 0,075 m da polia grande (figura 7 – legenda L) e o momento de torção calculado é o produto da força pelo raio de 0,05 m das polias da garra tibial (figura 8 – legenda D).

A deformação angular foi calculada utilizando a seguinte equação:

$$D = \frac{DL \times 360}{P}$$

P

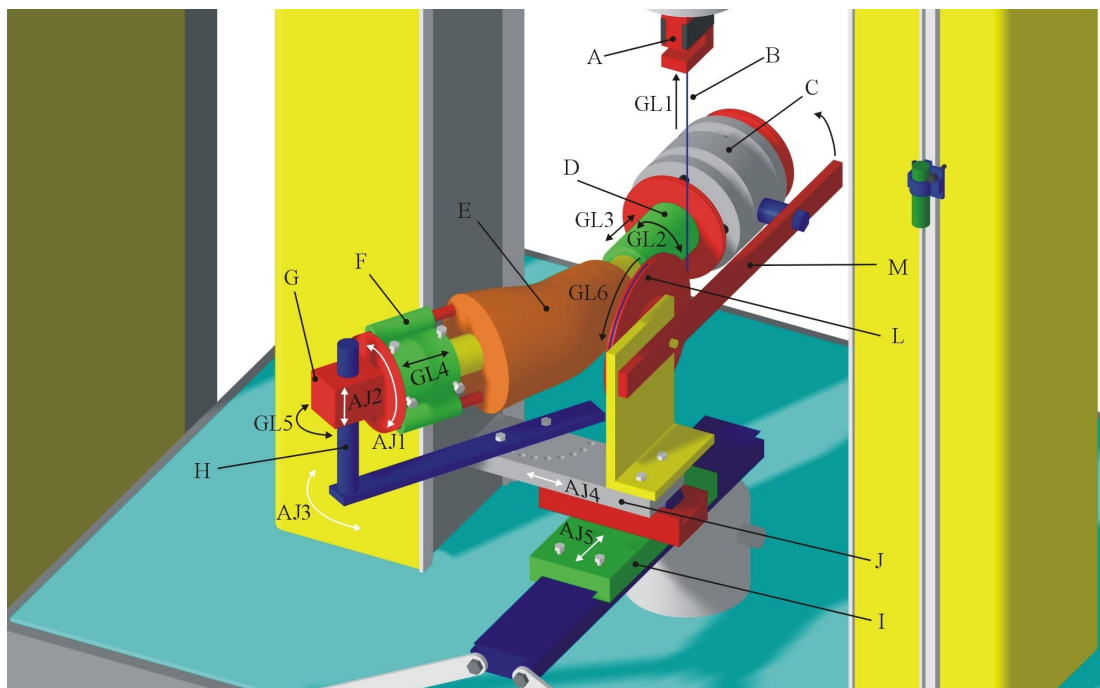
Onde:

D - Deformação angular [grau]

DL - Deformação linear [m]

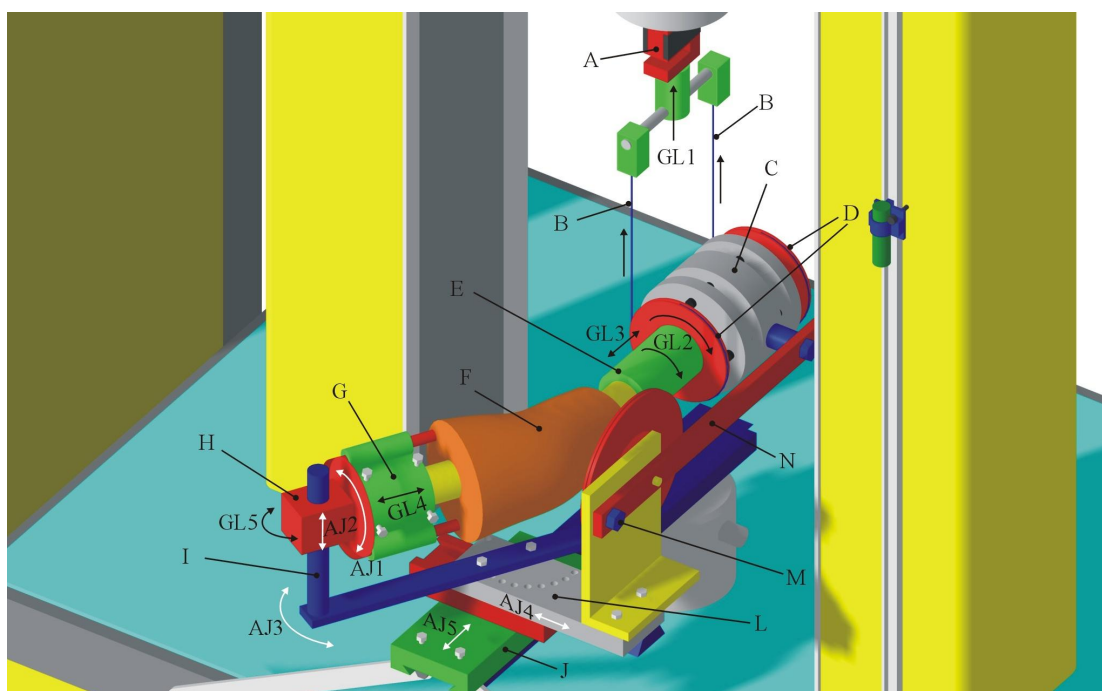
P - Perímetro da polia grande (0,4712 m) ou da polia da garra tibial (0,3142 m)

Figura 7 - Desenho esquemático do joelho direito, posicionado a 30° de flexão, submetido ao teste mecânico de varo



- A. Célula de carga de 100 kgf
- B. Cabo de aço multifilamentar de 0,7 mm de diâmetro
- C. Garra tibial
- D. Alongador de PVC
- E. Joelho
- F. Garra femoral
- G. Suporte femoral
- H. Braço femoral
- I. Carro longitudinal
- J. Carro transversal
- L. Polia grande (diâmetro de 150 mm)
- M. Braço tibial
- GL1- Grau de liberdade linear da célula de carga
- GL2- Grau de liberdade angular da garra tibial
- GL3- Grau de liberdade linear da garra tibial
- GL4- Grau de liberdade linear da garra femoral
- GL5- Grau de liberdade angular do suporte femoral
- GL6- Grau de liberdade angular da polia grande
- AJ1- Ajuste angular do suporte femoral
- AJ2- Ajuste linear do suporte femoral
- AJ3- Ajuste da flexo-extensão do joelho
- AJ4- Ajuste linear do carro transversal
- AJ5- Ajuste linear do carro longitudinal

Figura 8 - Desenho esquemático do joelho direito, posicionado a 30° de flexão, submetido ao teste mecânico de rotação externa



- A. Célula de carga de 100 kgf
- B. Cabos de aço multifilamentar de 0,5 mm de diâmetro
- C. Garra tibial
- D. Polias (diâmetro de 100mm)
- E. Alongador de PVC
- F. Joelho
- G. Garra femoral
- H. Suporte femoral
- I. Braço femoral
- J. Carro longitudinal
- L. Carro transversal
- M. Parafuso de travamento do braço tibial
- N. Braço tibial
- GL1- Grau de liberdade linear da célula de carga
- GL2- Grau de liberdade angular da garra tibial
- GL3- Grau de liberdade linear da garra tibial
- GL4- Grau de liberdade linear da garra femoral
- GL5- Grau de liberdade angular do suporte femoral
- AJ1- Ajuste angular do suporte femoral
- AJ2- Ajuste linear do suporte femoral
- AJ3- Ajuste da flexo-extensão do joelho
- AJ4- Ajuste linear do carro transversal
- AJ5- Ajuste linear do carro longitudinal

Figura 9 - Desenho esquemático do joelho esquerdo, posicionado a 30°

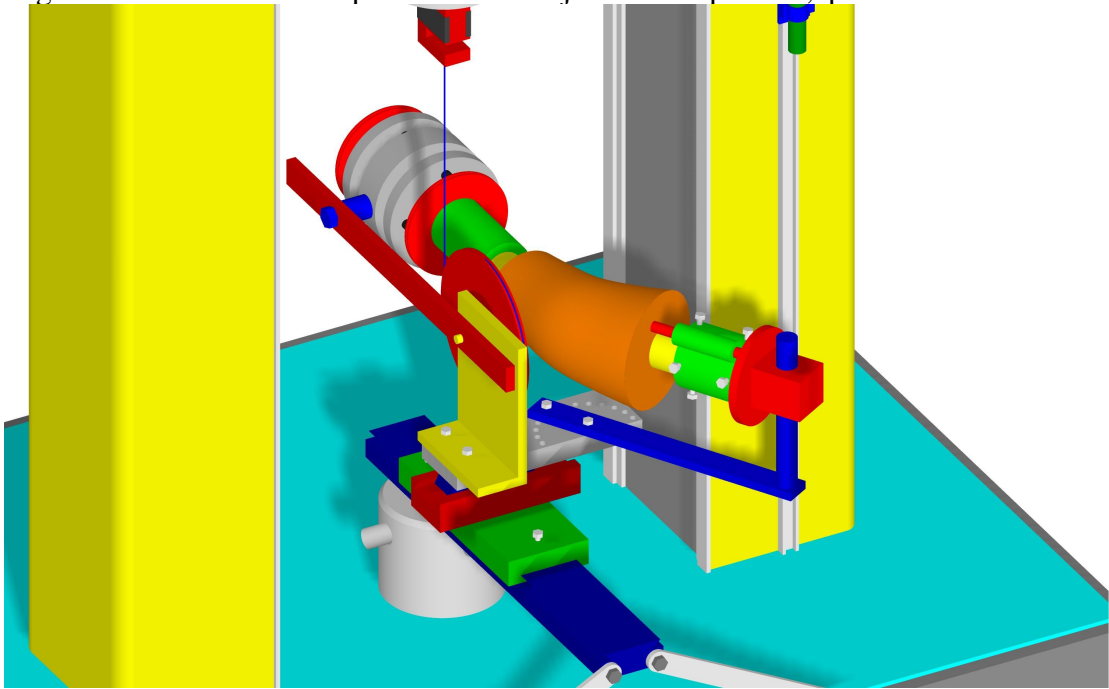
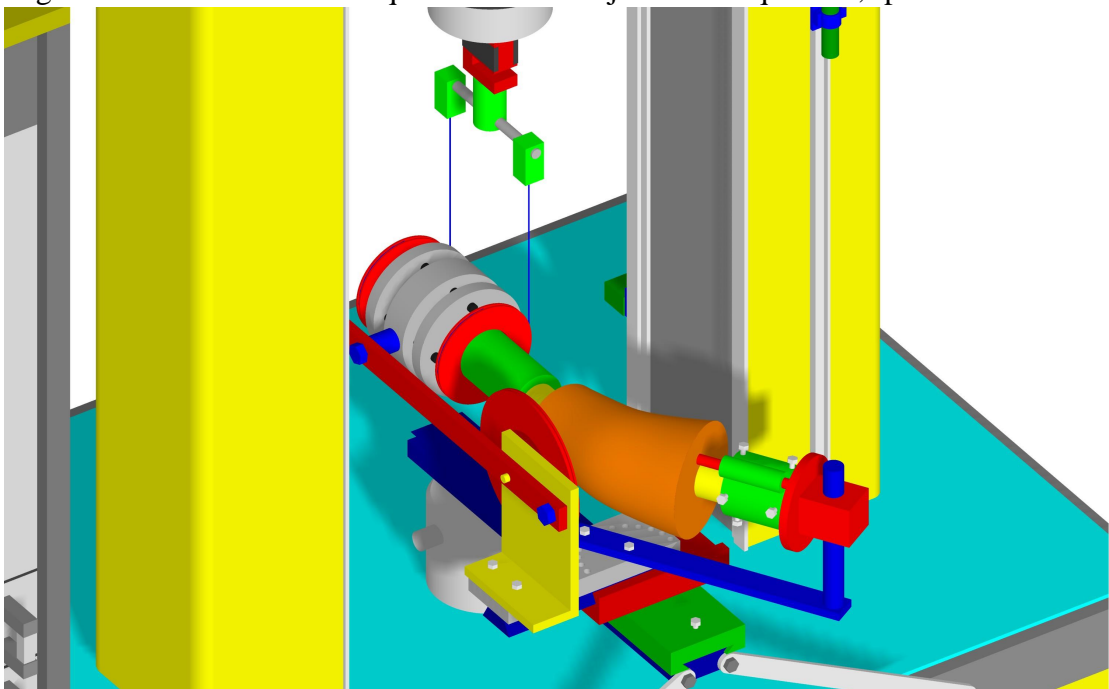


Figura 10 - Desenho esquemático do joelho esquerdo, posicionado a



Foram realizadas duas repetições para cada tipo de ensaio, sendo que somente a última repetição foi registrada pelo computador.

A seqüência e tipo de ensaio estão descritos a seguir:

- 1)Ensaio de varo com o joelho em extensão
- 2)Ensaio de varo com o joelho em 30° de flexão
- 3)Ensaio de varo com o joelho em 60° de flexão
- 4)Ensaio de rotação externa com o joelho em 60° de flexão
- 5)Ensaio de rotação externa com o joelho em 30° de flexão
- 6)Ensaio de rotação externa com o joelho em extensão

Cada joelho foi analisado biomecânicamente através das seqüências de ensaios descritos acima em quatro condições estruturais diferentes, que foram divididas nos seguintes grupos:

Grupo 1: articulação íntegra

Grupo 2: ligamento colateral lateral seccionado (chamado de A)

Grupo 3: ligamento colateral lateral e complexo poplíteo-fibular seccionados (chamado de B)

Grupo 4: ligamento colateral lateral, complexo poplíteo-fibular e cápsula pósterolateral seccionados (chamado de C).

Desta maneira a peça anatômica já preparada era colocada no dispositivo, com o joelho em extensão. Todos os ajustes eram feitos e a peça anatômica era fixada ao dispositivo para a realização do teste aplicando-se a força em varo. Após as duas repetições do ensaio, os ajustes eram liberados e foi realizada a flexão até 30 graus quando o

joelho era novamente testado em varo. O mesmo se repetia e o teste em 60 graus era realizado.

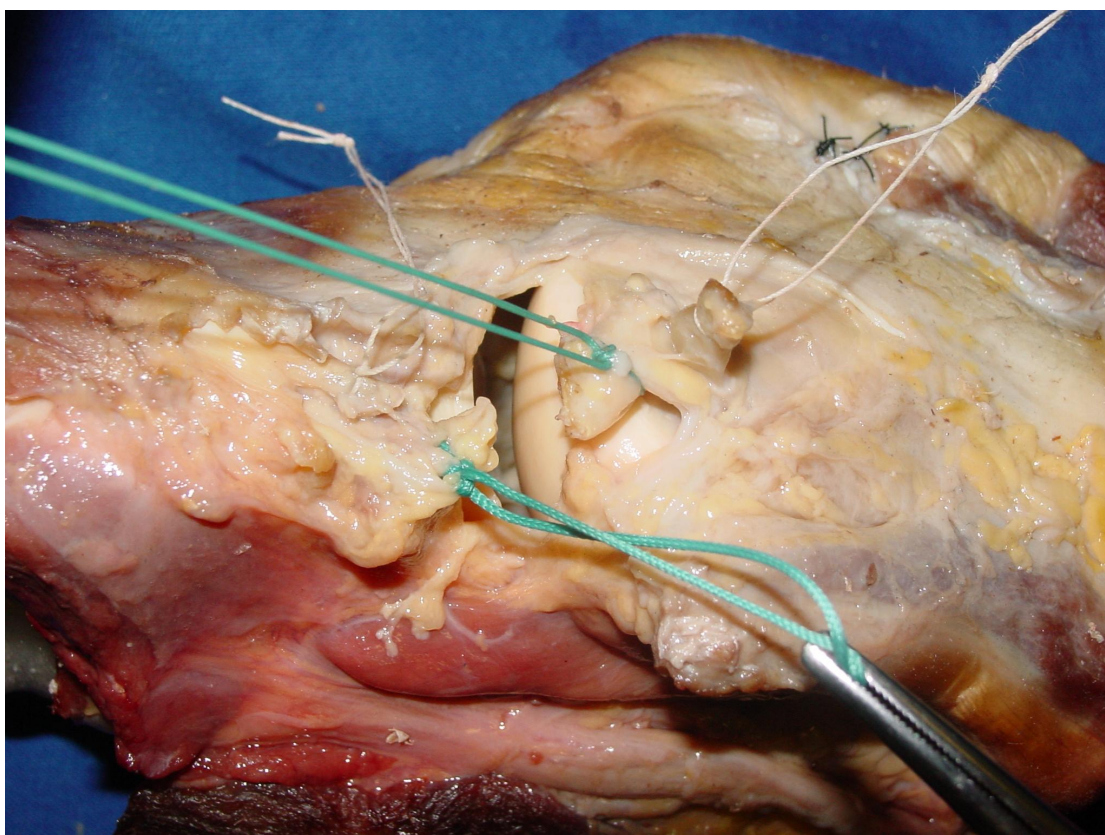
Depois de terminadas as avaliações de varo, todo o dispositivo era deslocado em bloco através dos carros longitudinal e transversal do dispositivo (figura 7 e 8, legenda J e L) para que as polias (figura 8, legenda D) fossem alinhadas à célula de carga (figura 8, legenda A) e fixadas a ela através dos cabos de aço (figura 8, legenda B). Neste momento era realizado o teste em rotação externa com o joelho em 60 graus aproveitando a posição do joelho no dispositivo ao final da avaliação em varo. Os testes em rotação externa seguiam as seqüências inversas, iniciando em 60 graus de flexão e terminando com o joelho em extensão.

Este ensaio era todo realizado com os ligamentos íntegros, o que nós chamamos de grupo 1. Depois de terminado o ensaio do joelho do grupo 1, foi seccionado o ligamento colateral lateral e este joelho passava a fazer parte do grupo 2 e toda a seqüência já descrita de testes era novamente realizada. Esta metodologia foi repetida quando o joelho passava para o grupo 3 e depois para o grupo 4.

As secções descritas nos grupos 2 a 4 foram feitas com joelho posicionado no dispositivo sem a necessidade de retirá-los. Isto foi facilitado pelo isolamento prévio do ligamento colateral lateral e do complexo poplíteo-fibular no momento do preparo das peças como foi descrito anteriormente. A secção da CPL também ocorreu com o joelho posicionado no dispositivo, de anterior ao ligamento colateral lateral

até a projeção da borda medial da cabeça lateral do músculo gastrocnêmio (Figura 11).

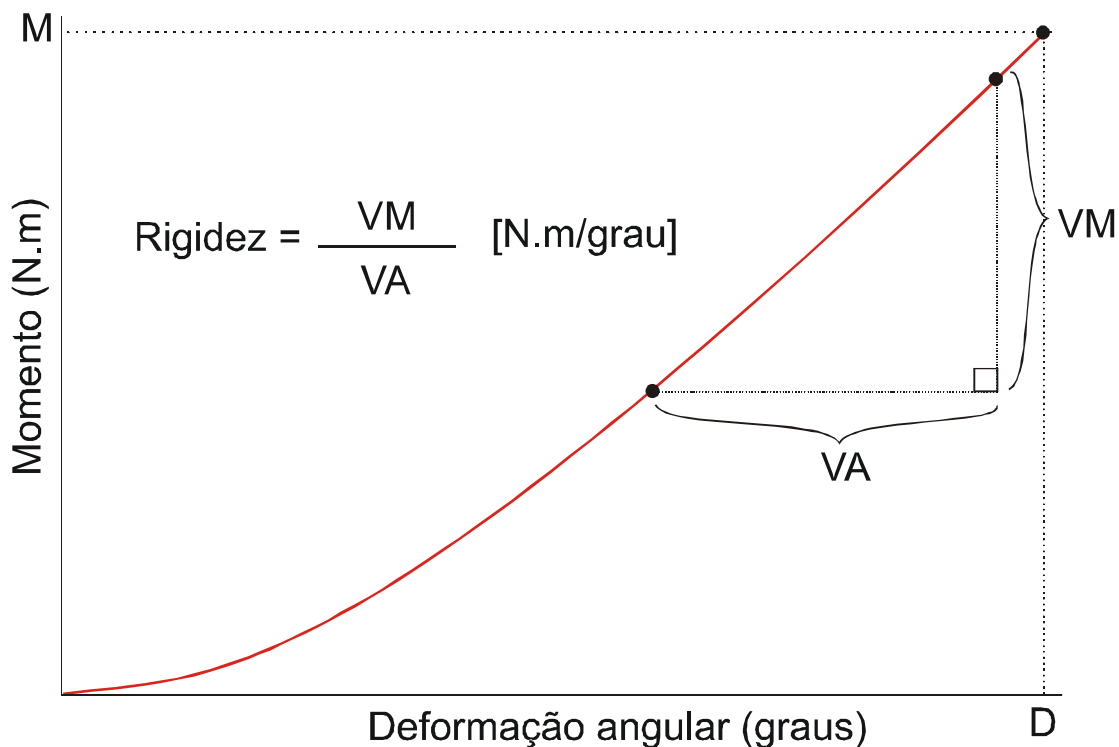
Figura 11 - Peça anatômica após o término dos ensaios mostrando o joelho com o ligamento colateral lateral, o complexo poplíteo-fibular e a cápsula póstero-lateral seccionados



4.2.3 Parâmetros analisados

Os parâmetros estudados foram a deformação angular e a rigidez quando o joelho estava submetido a momento de flexão (varo) de 15 N.m e ao momento de rotação externa de 6 N.m . A rigidez foi medida a partir de cada gráfico dos ensaios de varo e rotação externa e é definida como a razão da variação do momento (N.m) e a variação da deformação angular (grau) entre dois pontos na região elástica (gráfico 1).

Gráfico 1 - Gráfico hipotético do momento em função da deformação angular de um ensaio de varo ou de rotação externa de joelho



M- Momento de flexão (15 N.m) ou de rotação (6 N.m)

D- Deslocamento angular a um momento de 15 N.m ou 6 N.m

VM- Variação do momento entre dois pontos na região linear

VA- Variação da deformação angular entre dois pontos na região linear

Rigidez- Rigidez à flexão (varo) ou à torção (rotação)

4.2.4 Análise estatística

Foi realizada a estatística descritiva, incluindo a média (M), o desvio padrão (DP) e o erro padrão da média (EPM) dos parâmetros estudados em cada grupo.

Cada parâmetro foi comparado entre os grupos 1, 2, 3 e 4 utilizando o teste análise de variância para medidas repetidas (ANOVA) e o teste de comparações múltiplas de Tukey. O nível de significância adotado foi o de 5% ($p = 0,05$) e os resultados significativos foram indicados com asterisco.

5. RESULTADOS

5. RESULTADOS

Os resultados obtidos com a aplicação da força em varo ou em rotação externa nos joelhos foram capturados pelo computador e mostrados sob a forma de gráficos, como os exemplificados nos gráficos 2 e 3. Os dados foram armazenados até a segunda casa decimal em Newtons e graus, da mesma maneira que os cálculos e as análises estatísticas também foram realizados.

Durante a realização dos ensaios biomecânicos não foram observados nenhum movimento anormal ou atípico das polias ou das garras que pudessem ser traduzidos como fraturas, rupturas ligamentares ou soltura de qualquer fixação. Assim sendo, não foi necessário excluir nenhum joelho ou repetir qualquer teste biomecânico.

Os resultados obtidos serão apresentados quanto à deformação angular e à rigidez.

Gráfico 2 - Exemplo de gráfico obtido após secção do LCL (VARO em 30 graus de flexão do joelho)

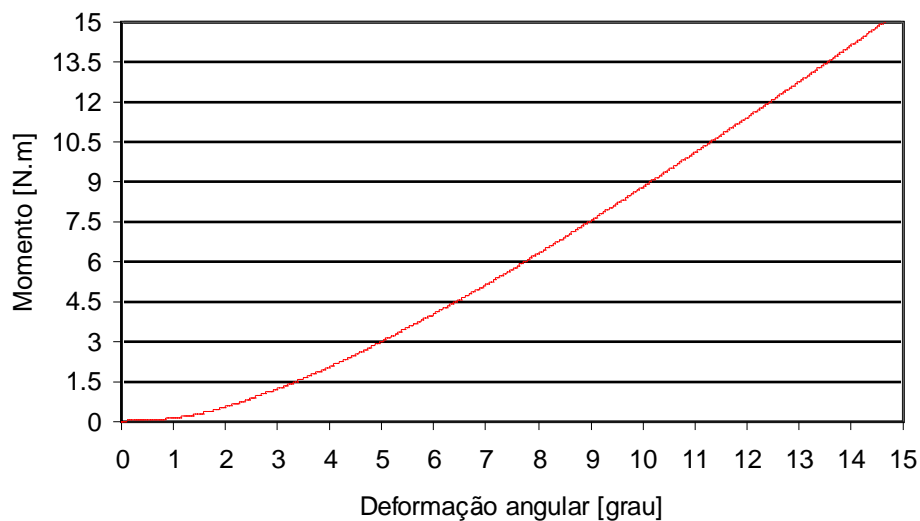
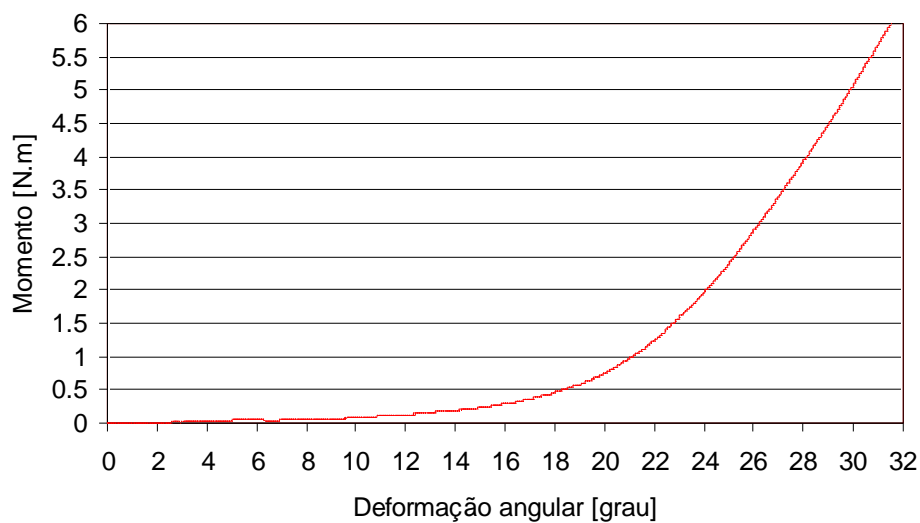


Gráfico 3 - Exemplo de gráfico obtido após secção do LCL (ROTAÇÃO EXTERNA em 60 graus de flexão do joelho)



5.1 Deformação angular do joelho

5.1.1 Deformação angular para varo

Os valores encontrados para a deformação angular do joelho durante a aplicação de força em varo serão apresentados em três divisões, para facilitar a compreensão dos dados. Eles serão mostrados a seguir, de acordo com a posição em que a articulação foi testada. Inicialmente serão apresentados os valores encontrados com o joelho em extensão, depois com o joelho em 30 graus de flexão, e por último com o joelho em 60 graus de flexão.

5.1.1.1 Deformação angular do joelho em extensão para varo

Os resultados com as medidas descritivas dos valores encontrados para a deformação angular para o varo em graus, com o joelho em extensão (0° de flexão) são apresentados na tabela 1. São observados o valor mínimo, o valor máximo, a média, o desvio padrão e o erro padrão da média para as quatro situações estudadas. Na mesma tabela são apresentados os valores para o joelho íntegro, o joelho com secção do ligamento colateral lateral (situação A), o joelho com secção do ligamento colateral lateral + complexo poplíteo-fibular (situação B) e o joelho com secção do ligamento colateral lateral + complexo poplíteo-fibular + cápsula pósterolateral (situação C).

Tabela 1 - Tabela com os valores obtidos para a deformação angular para o varo, em extensão, com os valores mínimo, máximo, média, desvio padrão (DP) e erro padrão da média (EPM)

DEFORMAÇÃO ANGULAR (GRAU) - VARO - EXTENSÃO					
SITUAÇÃO	MÍNIMO	MÁXIMO	MÉDIA	DP	EPM
ÍNTEGRO	9,95	21,25	14,00	4,45	1,41
LCL (A)	11,00	23,75	17,13	4,65	1,47
LCL + CPF (B)	12,25	26,25	18,79	4,80	1,52
LCL + CPF + CPL (C)	13,70	33,85	22,14	6,23	1,97

5.1.1.2 Deformação angular do joelho em 30 graus de flexão para varo

Os resultados com as medidas descritivas dos valores encontrados para a deformação angular para o varo em graus, com o joelho em 30 graus de flexão são apresentados na tabela 2. São observados o valor mínimo, o valor máximo, a média, o desvio padrão e o erro padrão da média para as quatro situações estudadas. Na mesma tabela se encontram os valores para o joelho íntegro, o joelho com secção do LCL (situação A), o joelho com secção do LCL + CPF (situação B) e o joelho com secção do LCL + CPF + CPL (situação C).

Tabela 2 - Tabela com os valores obtidos para a deformação angular para o varo, em 30° de flexão, com os valores mínimo, máximo, média, desvio padrão (DP) e erro padrão da média (EPM)

DEFORMAÇÃO ANGULAR (GRAU) – VARO - 30°					
SITUAÇÃO	MÍNIMO	MÁXIMO	MÉDIA	DP	EPM
ÍNTEGRO	10,50	24,95	16,24	5,20	1,65
LCL (A)	12,90	28,85	20,16	4,59	1,45
LCL + CPF (B)	14,15	31,40	22,55	5,20	1,65
LCL + CPF + CPL (C)	14,25	36,60	25,08	6,97	2,20

5.1.1.3 Deformação angular do joelho em 60 graus de flexão para varo

Os resultados com as medidas descritivas dos valores encontrados para a deformação angular para o varo em graus, com o joelho em 60 graus de flexão são apresentados na tabela 3. São observados o valor mínimo, o valor máximo, a média, o desvio padrão e o erro padrão da média para as quatro situações estudadas. Na mesma tabela se encontram os valores para o joelho íntegro, o joelho com secção do LCL (situação A), o joelho com secção do LCL + CPF (situação B) e o joelho com secção do LCL + CPF + CPL (situação C).

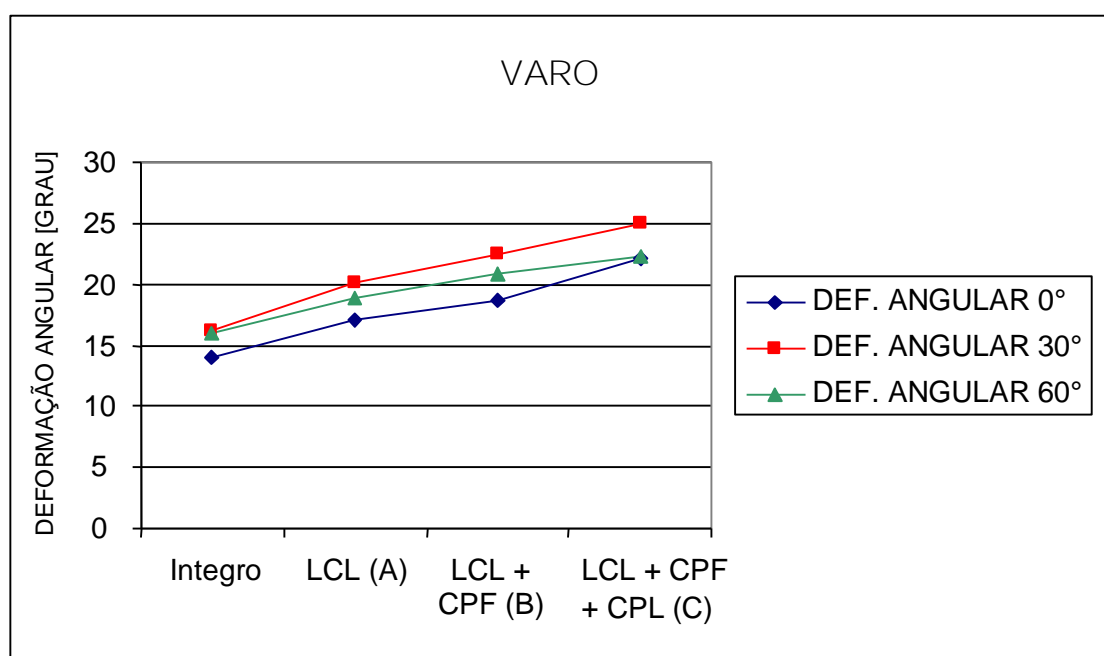
Tabela 3 - Tabela com os valores obtidos para a deformação angular para o varo, em 60° de flexão, com os valores mínimo, máximo, média, desvio padrão (DP) e erro padrão da média (EPM)

DEFORMAÇÃO ANGULAR (GRAU) – VARO - 60°					
SITUAÇÃO	MÍNIMO	MÁXIMO	MÉDIA	DP	EPM
ÍNTEGRO	10,90	24,05	16,06	5,29	1,67
LCL (A)	11,10	27,50	18,99	5,52	1,75
LCL + CPF (B)	12,85	30,50	20,89	6,04	1,91
LCL + CPF + CPL (C)	12,60	34,30	22,34	7,40	2,34

5.1.1.4 Gráfico de deformação angular para o varo

O gráfico 4 mostra a deformação angular média ocorrida em graus para cada uma das quatro diferentes situações testadas, mostrando a progressão da deformação à medida que o joelho passa da condição de íntegro para a condição A, depois para a condição B, até chegar à condição C. No mesmo gráfico é possível observar esta progressão com os joelhos em 0, 30 e 60 graus de flexão.

Gráfico 4 - Comparação dos valores obtidos nas quatro condições, em 0, 30 e 60 graus de flexão para deformação angular em varo



5.1.2 Deformação angular para rotação externa

Da mesma maneira como foram apresentados os valores para o varo, os valores encontrados para a deformação angular do joelho durante a aplicação de força em rotação externa serão apresentados em três grupos. Os valores serão apresentados a partir dos dados obtidos com o joelho em extensão, depois com o joelho em 30 graus de flexão, e por último com o joelho em 60 graus de flexão.

5.1.2.1 Deformação angular do joelho em extensão para a rotação externa

Os resultados com as medidas descritivas dos valores encontrados para a deformação angular para a rotação externa em graus, com o joelho em extensão (0° de flexão) são apresentados na tabela 4. São observados o valor mínimo, o valor máximo, a média, o desvio padrão e o erro padrão da média para as quatro situações estudadas. Na mesma tabela se encontram os valores para o joelho íntegro, o joelho com secção do LCL (situação A), o joelho com secção LCL + CPF (situação B) e o joelho com secção do LCL + CPF + CPL (situação C).

Tabela 4 - Tabela com os valores obtidos para a deformação angular para a rotação externa, em extensão, com os valores mínimo, máximo, média, desvio padrão (DP) e erro padrão da média (EPM)

DEFORMAÇÃO ANGULAR (GRAU) – ROTAÇÃO EXTERNA - EXTENSÃO					
SITUAÇÃO	MÍNIMO	MÁXIMO	MÉDIA	DP	EPM
ÍNTEGRO	19,05	32,60	24,48	4,28	1,35
LCL (A)	21,40	38,60	27,80	5,79	1,83
LCL + CPF (B)	25,95	44,15	33,61	5,35	1,69
LCL + CPF + CPL (C)	29,30	43,65	36,99	5,06	1,60

5.1.2.2 Deformação angular do joelho em 30 graus de flexão para a rotação externa

Os resultados com as medidas descritivas dos valores encontrados para a deformação angular em graus com o joelho em 30 graus de flexão são apresentados na tabela 5. São observados o valor mínimo, o valor máximo, a média, o desvio padrão e o erro padrão da média para as quatro situações estudadas. Na mesma tabela se encontram os valores para o joelho íntegro, o joelho com secção do LCL (situação A), o joelho com secção LCL + CPF (situação B) e o joelho com secção do LCL + CPF + CPL (situação C).

Tabela 5 - Tabela com os valores obtidos para a deformação angular para a rotação externa, em 30° de flexão, com os valores mínimo, máximo, média, desvio padrão (DP) e erro padrão da média (EPM)

DEFORMAÇÃO ANGULAR (GRAU) – ROTAÇÃO EXTERNA - 30°					
SITUAÇÃO	MÍNIMO	MÁXIMO	MÉDIA	DP	EPM
ÍNTEGRO	18,75	32,65	25,62	4,40	1,39
LCL	19,40	35,55	27,60	5,13	1,62
LCL + CPF	23,80	49,35	38,17	6,50	2,06
LCL + CPF + CPL	26,75	49,85	40,71	6,23	1,97

5.1.2.3 Deformação angular do joelho em 60 graus de flexão para a rotação externa

Os resultados com as medidas descritivas dos valores encontrados para a deformação angular para a rotação externa em graus, com o joelho em 60 graus de flexão são apresentados na tabela 6. São observados o valor mínimo, o valor máximo, a média, o desvio padrão e o erro padrão da média para as quatro situações estudadas. Na mesma tabela se encontram os valores para o joelho íntegro, o joelho com secção do LCL (situação A), o joelho com secção do LCL + CPF (situação B) e o joelho com secção do LCL + CPF +CPL (situação C).

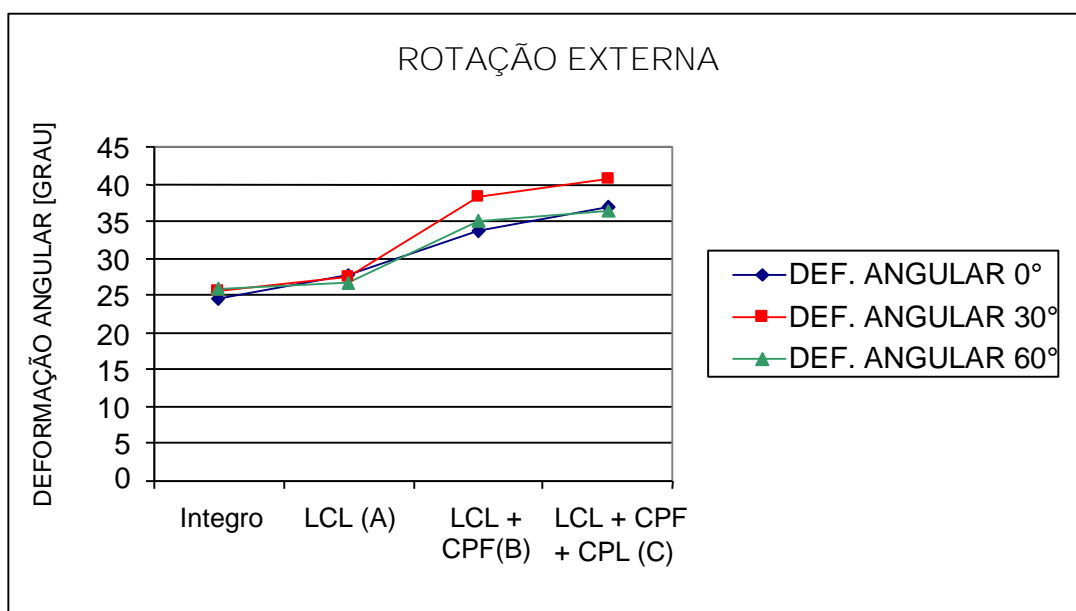
Tabela 6 - Tabela com os valores obtidos para a deformação angular para a rotação externa, em 60° de flexão, com os valores mínimo, máximo, média, desvio padrão (DP) e erro padrão da média (EPM)

DEFORMAÇÃO ANGULAR (GRAU) – ROTAÇÃO EXTERNA - 60°					
SITUAÇÃO	MÍNIMO	MÁXIMO	MÉDIA	DP	EPM
ÍNTEGRO	18,05	33,50	26,00	5,12	1,62
LCL	18,25	32,85	26,64	4,74	1,50
LCL + CPF	22,80	44,40	34,96	6,55	2,07
LCL + CPF + CPL	25,05	46,10	36,37	6,29	1,99

5.1.2.4 Gráfico de deformação angular para rotação externa

O gráfico 5 mostra a deformação angular média ocorrida em graus para cada uma das quatro diferentes situações testadas. Mostra a progressão da deformação angular para a rotação externa à medida que o joelho passa da condição de íntegro para a condição A, depois para a condição B, até chegar à condição C. No mesmo gráfico observa-se esta progressão com os joelhos em 0, 30 e 60 graus de flexão.

Gráfico 5 - Comparação dos valores obtidos nas quatro condições, em 0, 30 e 60 graus para a deformação angular em rotação externa



5.2 Rigidez

5.2.1 Rigidez para varo

Os valores encontrados para a rigidez durante a aplicação de força para o varo serão apresentados de acordo com a posição em que o joelho se encontrava nos testes. Serão mostrados os resultados com a articulação em extensão, depois em 30 graus de flexão, e por último com o joelho em 60 graus de flexão.

5.2.1.1 Rigidez para o varo com o joelho em extensão

Os resultados com as medidas descritivas dos valores encontrados para a rigidez em N.mm/grau para o varo com o joelho em extensão (0° de flexão) são apresentados na tabela 7. São observados o valor mínimo, o valor máximo, a média, o desvio padrão e o erro padrão da média para as quatro situações estudadas. Na mesma tabela se encontram os valores para o joelho íntegro, o joelho com secção do LCL (situação A), o joelho com secção do LCL + CPF (situação B) e o joelho com secção do LCL + CPF + CPL (situação C).

Tabela 7 - Tabela com os valores obtidos para a rigidez em varo, em extensão, com os valores mínimo, máximo, média, desvio padrão (DP) e erro padrão da média (EPM)

RIGIDEZ (N.mm/grau) – VARO - EXTENSÃO					
SITUAÇÃO	MÍNIMO	MÁXIMO	MÉDIA	DP	EPM
ÍNTEGRO	949,18	1788,93	1414,63	293,93	92,95
LCL (A)	980,98	1664,70	1356,04	232,76	73,61
LCL + CPF (B)	928,24	1459,95	1276,52	193,03	61,04
LCL + CPF + CPL (C)	857,07	1438,85	1208,52	209,45	66,23

5.2.1.2 Rigidez para o varo com o joelho em 30 graus de flexão

Os resultados com as medidas descritivas dos valores encontrados para a rigidez em N.mm/grau para o varo com o joelho em 30 graus de flexão são apresentados na tabela 8. São observados o valor mínimo, o valor máximo, a média, o desvio padrão e o erro padrão da média para as quatro situações estudadas. Na mesma tabela se encontram os valores para o joelho íntegro, o joelho com secção do LCL (situação A), o joelho com secção do LCL + CPF (situação B) e o joelho com secção do LCL + CPF + CPL (situação C).

Tabela 8. Tabela com os valores obtidos para a rigidez em varo, em 30° de flexão, com os valores mínimo, máximo, média, desvio padrão (DP) e erro padrão da média (EPM)

RIGIDEZ (N.mm/grau) – VARO - 30°					
SITUAÇÃO	MÍNIMO	MÁXIMO	MÉDIA	DP	EPM
ÍNTEGRO	851,62	1774,33	1431,32	309,10	97,75
LCL (A)	878,82	1657,91	1381,52	268,92	85,04
LCL + CPF (B)	898,36	1468,83	1267,38	190,63	60,28
LCL + CPF + CPL (C)	808,60	1404,98	1186,19	200,02	63,25

5.2.1.3 Rigidez para o varo com o joelho em 60 graus de flexão

Os resultados com as medidas descritivas dos valores encontrados para a rigidez em N.mm/grau para o varo com o joelho em 60 graus de flexão são apresentados na tabela 9. São observados o valor mínimo, o valor máximo, a média, o desvio padrão e o erro padrão da média para as quatro situações estudadas. Na mesma tabela se encontram os valores para o joelho íntegro, o joelho com secção do LCL (situação A), o joelho com secção do LCL + CPF (situação B) e o joelho com secção do LCL + CPF + CPL (situação C).

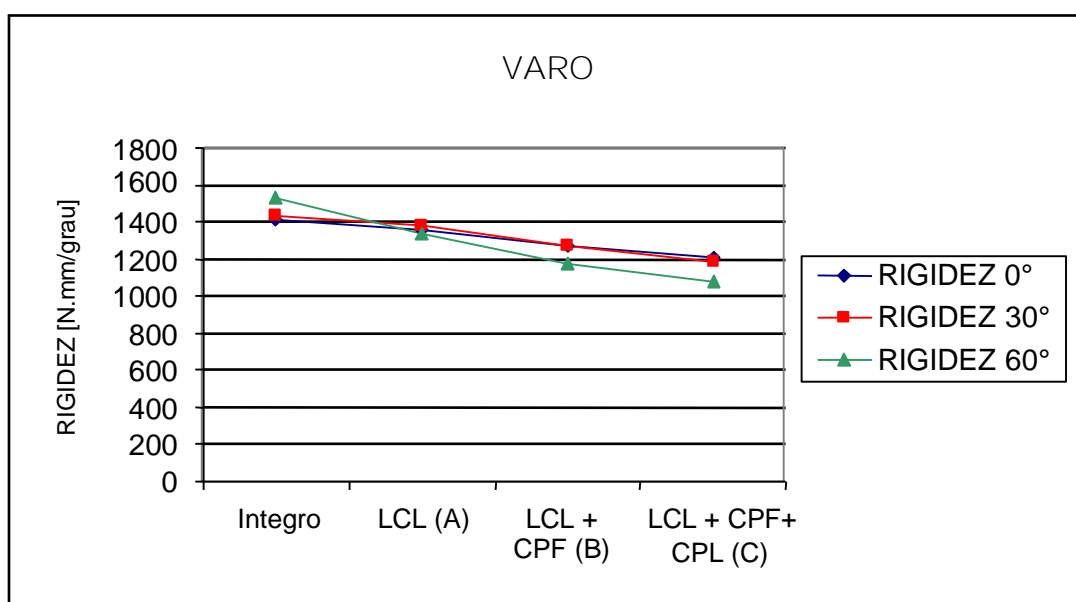
Tabela 9 – Tabela com os valores obtidos para a rigidez em varo, em 60° de flexão, com os valores mínimo, máximo, média, desvio padrão (DP) e erro padrão da média (EPM)

SITUAÇÃO	RIGIDEZ (N.mm/grau) – VARO - 60°				
	MÍNIMO	MÁXIMO	MÉDIA	DP	EPM
ÍNTEGRO	988,25	1795,60	1535,69	313,02	98,99
LCL (A)	899,23	1629,29	1340,33	271,03	85,71
LCL + CPF (B)	875,93	1454,06	1179,53	206,25	65,22
LCL + CPF + CPL (C)	722,66	1377,02	1078,40	237,92	75,24

5.2.1.4 Gráfico da rigidez para o varo

O gráfico 6 mostra a rigidez média encontrada em Newtons x milímetros dividido por grau (N.mm/grau) para cada uma das quatro diferentes situações testadas. Mostra as variações da rigidez para o varo à medida que o joelho passa da condição de íntegro para a condição A, depois para a condição B, até chegar à condição C. No gráfico é possível observar estas mesmas variações com os joelhos em 0, 30 e 60 graus de flexão.

Gráfico 6 - Comparação dos valores obtidos nas quatro condições, em 0, 30 e 60 graus de flexão para a rigidez em varo



5.2.2 Rigidez para a rotação externa

Assim como nos outros parâmetros analisados, a rigidez para a rotação externa também será apresentada com os dados obtidos nas três posições em que os joelhos foram testados. Primeiro apresentaremos os valores encontrados com o joelho em extensão, passamos para os valores encontrados com o joelho em 30 graus de flexão e terminamos com os valores obtidos a 60 graus de flexão.

5.2.2.1 Rigidez para a rotação externa com o joelho em extensão

Os resultados com as medidas descritivas dos valores encontrados para a rigidez em N.mm/grau para a rotação externa com o joelho em extensão (0° de flexão) são apresentados na tabela 10. São observados o valor mínimo, o valor máximo, a média, o desvio padrão e o erro padrão da média para as quatro situações estudadas. Na mesma tabela se encontram os valores para o joelho íntegro, o joelho com secção do LCL (situação A), o joelho com secção do LCL + CPF (situação B) e o joelho com secção do LCL + CPF + CPL (situação C).

Tabela 10 - Tabela com os valores obtidos para a rigidez em rotação externa, em extensão, com os valores mínimo, máximo, média, desvio padrão (DP) e erro padrão da média (EPM)

RIGIDEZ (N.mm/grau) – ROTAÇÃO EXTERNA - EXTENSÃO					
SITUAÇÃO	MÍNIMO	MÁXIMO	MÉDIA	DP	EPM
ÍNTEGRO	460,03	589,04	522,65	48,49	15,33
LCL (A)	416,53	570,90	505,63	46,89	14,83
LCL + CPF (B)	396,17	481,70	446,33	31,75	10,04
LCL + CPF + CPL (C)	371,42	469,80	412,92	34,03	10,76

5.2.2.2 Rigidez para a rotação externa com o joelho em 30 graus de flexão

Os resultados com as medidas descritivas dos valores encontrados para a rigidez em N.mm/grau para a rotação externa com o joelho em 30 graus de flexão são apresentados na tabela 11. São observados o valor mínimo, o valor máximo, a média, o desvio padrão e o erro padrão da média para as quatro situações estudadas. Na mesma tabela se encontram os valores para o joelho íntegro, o joelho com secção do LCL (situação A), o joelho com secção do LCL + CPF (situação B) e o joelho com secção do LCL + CPF + CPL (situação C).

Tabela 11 - Tabela com os valores obtidos para a rigidez em rotação externa, em 30° de flexão, com os valores mínimo, máximo, média, desvio padrão (DP) e erro padrão da média (EPM)

RIGIDEZ (N.mm/grau) – ROTAÇÃO EXTERNA – 30°					
SITUAÇÃO	MÍNIMO	MÁXIMO	MÉDIA	DP	EPM
ÍNTEGRO	462,91	633,48	544,97	62,32	19,71
LCL (A)	436,17	592,20	518,83	44,22	13,98
LCL + CPF (B)	331,38	490,19	421,14	43,74	13,83
LCL + CPF + CPL (C)	289,51	446,34	380,15	48,64	15,38

5.2.2.3 Rigidez para a rotação externa com o joelho em 60 graus de flexão

Os resultados com as medidas descritivas dos valores encontrados para a rigidez em N.mm/grau para a rotação externa com o joelho em 60 graus de flexão são apresentados na tabela 12. São observados o valor mínimo, o valor máximo, a média, o desvio padrão e o erro padrão da média para as quatro situações estudadas. Na mesma tabela se encontram os valores para o joelho íntegro, o joelho com secção do LCL (situação A), o joelho com secção do LCL + CPF (situação B) e o joelho com secção do LCL + CPF + CPL (situação C).

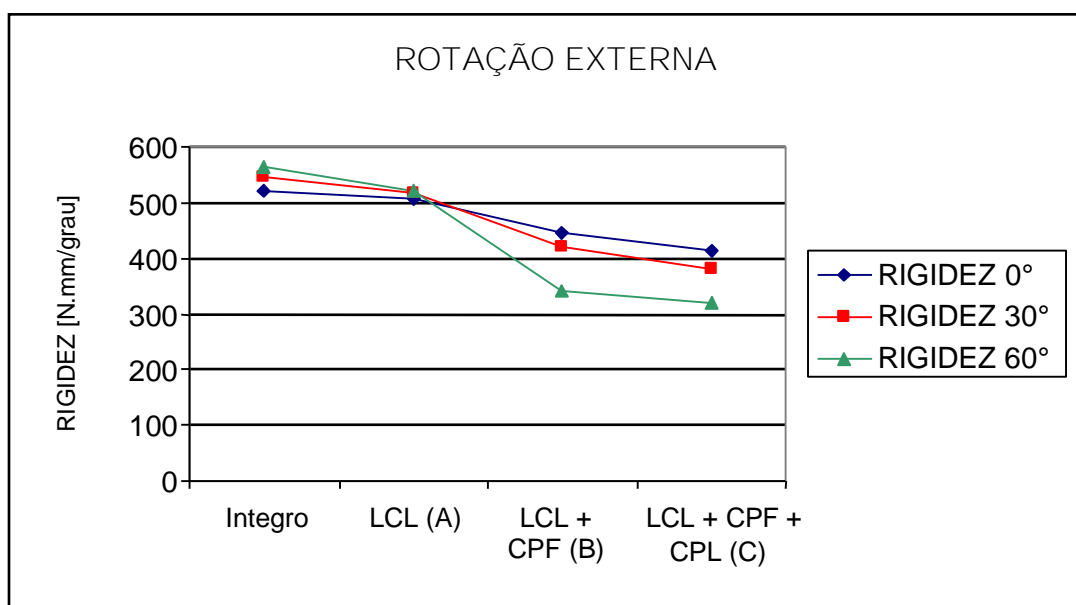
Tabela 12 - Tabela com os valores obtidos para a rigidez em rotação externa, em 60° de flexão, com os valores mínimo, máximo, média, desvio padrão (DP) e erro padrão da média (EPM)

RIGIDEZ (N.mm/grau) – ROTAÇÃO EXTERNA - 60°					
SITUAÇÃO	MÍNIMO	MÁXIMO	MÉDIA	DP	EPM
ÍNTEGRO	420,99	676,76	562,44	94,21	29,79
LCL (A)	430,86	613,54	521,68	62,11	19,64
LCL + CPF (B)	238,74	440,54	342,71	62,52	19,77
LCL + CPF + CPL (C)	176,76	405,22	318,50	61,77	19,53

5.2.2.4 Gráfico da rigidez para a rotação externa

O gráfico 7 mostra a rigidez média encontrada em Newtons x milímetros dividido por grau (N.mm/grau) para cada uma das quatro diferentes situações testadas. Mostra as variações da rigidez para a rotação externa à medida que o joelho passa da condição de íntegro para a condição A, depois para a condição B, até chegar à condição C. No gráfico é possível observar estas mesmas variações com os joelhos em 0, 30 e 60 graus de flexão.

Gráfico 7 - Comparação dos valores obtidos nas quatro situações, em 0, 30 e 60 graus para a rigidez em rotação externa



5.3 TABELAS COMPARATIVAS

Os resultados encontrados foram organizados em quatro tabelas analisando o varo e a rotação externa segundo os parâmetros de deformação angular e rigidez. Dentro de cada tabela foram comparadas as quatro situações entre si, permitindo que seja observado o que aconteceu após a secção de cada estrutura. Através destas comparações podemos concluir o papel desempenhado por cada uma das estruturas estudadas.

Nestas tabelas, as comparações foram feitas nos três ângulos de flexão testados (extensão, 30 e 60 graus de flexão). Os valores considerados como significantes foram apresentados na tabela com o símbolo asterisco (*). O nível de significância adotado foi o de 5%, sendo que os níveis descritivos inferiores a este valor ($p < 0,05$) foram considerados significantes. Os níveis descritivos superiores a este valor ($p > 0,05$) foram considerados como não significantes (n.s.) e assim apresentados na tabela.

Na tabela 13, comparamos as situações estudadas para a deformação angular em varo. Observamos que na comparação A (secção do LCL) x B (secção do LCL e do CPF) não existiu diferença significativa entre as duas situações quando o joelho foi testado em extensão. Ou seja, a secção do CPF não aumentou a deformação angular em varo com o joelho em extensão após a secção prévia do LCL. Em 30 e 60 graus de flexão, as diferenças foram significativas.

Ainda na tabela 13, observamos que na comparação B x C não ocorreu diferença significativa entre os valores obtidos nestas duas situações, com o joelho em 60° de flexão. Ou seja, a secção da CPL não aumentou a deformação angular em varo com o joelho em 60° de flexão após a secção prévia do LCL e do CPF. Em extensão e em 30° de flexão, as diferenças foram significativas.

Tabela 13 - Tabela comparativa entre as quatro situações estudadas para a deformação angular em varo

DEFORMAÇÃO ANGULAR – VARO								
0 GRAU			30 GRAUS			60 GRAUS		
P	p < 0.0001	*	p	p < 0.0001	*	p	p < 0.0001	*
INT x A	P < 0.01	*	INT x A	p < 0.001	*	INT x A	P < 0.001	*
INT x B	P < 0.001	*	INT x B	p < 0.001	*	INT x B	P < 0.001	*
INT x C	P < 0.001	*	INT x C	p < 0.001	*	INT x C	P < 0.001	*
A x B	P > 0.05	n.s.	A x B	p < 0.05	*	A x B	P < 0.05	*
A x C	P < 0.001	*	A x C	p < 0.001	*	A x C	P < 0.001	*
B x C	P < 0.001	*	B x C	p < 0.01	*	B x C	P > 0.05	n.s.

A tabela 14 mostra os resultados encontrados para a rigidez em varo. Não existiu diferença significativa na rigidez encontrada comparando a situação INT x A, quando o joelho se encontrava em extensão e em 30° de flexão. Em 60° de flexão, a diferença já foi significativa, e a secção do LCL alterou a rigidez em varo.

Nesta mesma tabela, a comparação B x C não apresentou diferença significativa em nenhum angulo de flexão testado. A secção da CPL não alterou a rigidez em varo após a secção prévia do LCL e do CPF.

Tabela 14 - Tabela comparativa entre as quatro situações estudadas para a rigidez em varo

VARO – RIGIDEZ								
0 GRAU			30 GRAUS			60 GRAUS		
p	p < 0.0001	*	P	p < 0.0001	*	p	P < 0.0001	*
INT x A	P > 0.05	n.s.	INT x A	p > 0.05	n.s.	INT x A	P < 0.001	*
INT x B	p < 0.001	*	INT x B	p < 0.001	*	INT x B	P < 0.001	*
INT x C	p < 0.001	*	INT x C	p < 0.001	*	INT x C	P < 0.001	*
A x B	p < 0.05	*	A x B	p < 0.01	*	A x B	P < 0.01	*
A x C	p < 0.001	*	A x C	p < 0.001	*	A x C	P < 0.001	*
B x C	P > 0.05	n.s.	B x C	p > 0.05	n.s.	B x C	P > 0.05	n.s.

Na tabela 15, comparamos as situações estudadas para a deformação angular em rotação externa. Observamos que na comparação INT x A não ocorreram diferenças significantes quando os joelhos foram testados em 30° e em 60° de flexão. Assim, a secção do LCL não aumentou a deformação angular para a rotação externa nestas posições citadas, apesar ter aumentado com o joelho em extensão.

Ainda na tabela 15, a comparação B x C também não apresentou diferenças significantes com o joelho em 30° e em 60° de flexão. Ou seja, a secção da CPL não aumentou a deformação angular em rotação externa com o joelho em 30° e em 60° de flexão após a secção prévia do LCL e do CPF. Em extensão, as diferenças foram significantes.

Tabela 15 - Tabela comparativa entre as quatro situações estudadas para a deformação angular em rotação externa

ROTAÇÃO EXTERNA - DEFORMAÇÃO ANGULAR								
0 GRAU			30 GRAUS			60 GRAUS		
p	p < 0.001	*	P	p < 0.001	*	p	p < 0.001	*
INT x A	p < 0.05	*	INT x A	p > 0.05	n.s.	INT x A	p > 0.05	n.s.
INT x B	p < 0.001	*	INT x B	p < 0.001	*	INT x B	p < 0.001	*
INT x C	p < 0.001	*	INT x C	p < 0.001	*	INT x C	p < 0.001	*
A x B	p < 0.001	*	A x B	p < 0.001	*	A x B	p < 0.001	*
A x C	p < 0.001	*	A x C	p < 0.001	*	A x C	p < 0.001	*
B x C	p < 0.05	*	B x C	p > 0.05	n.s.	B x C	p > 0.05	n.s.

Já na tabela 16, estão apresentados os resultados para a rigidez em rotação externa. Não existiu diferença significativa na comparação INT x A em nenhum ângulo de flexão testado. . A secção do LCL não alterou a rigidez em varo em extensão, em 30° ou em 60° de flexão do joelho.

Nesta mesma tabela, observamos que também não ocorreu diferença significativa na comparação B x C em nenhum ângulo de flexão testado. . A secção da CPL não alterou a rigidez em rotação externa após a secção prévia do LCL e do CPF.

Tabela 16 - Tabela comparativa entre as quatro situações estudadas para a rigidez em rotação externa

ROTAÇÃO EXTERNA - RIGIDEZ								
0 GRAU			30 GRAUS			60 GRAUS		
p	p < 0.001	*	p	p < 0.001	*	p	p < 0.001	*
INT x A	p > 0.05	n.s.	INT x A	p > 0.05	n.s.	INT x A	p > 0.05	n.s.
INT x B	p < 0.001	*	INT x B	p < 0.001	*	INT x B	p < 0.001	*
INT x C	p < 0.001	*	INT x C	p < 0.001	*	INT x C	p < 0.001	*
A x B	p < 0.01	*	A x B	p < 0.001	*	A x B	p < 0.001	*
A x C	p < 0.001	*	A x C	p < 0.001	*	A x C	p < 0.001	*
B x C	p > 0.05	n.s.	B x C	p > 0.05	n.s.	B x C	p > 0.05	n.s.

5.4 GRÁFICOS COMPARATIVOS

Gráfico 8 - Mostrando separadamente as quatro situações estudadas em 0, 30 e 60 graus de flexão para a deformação angular em varo

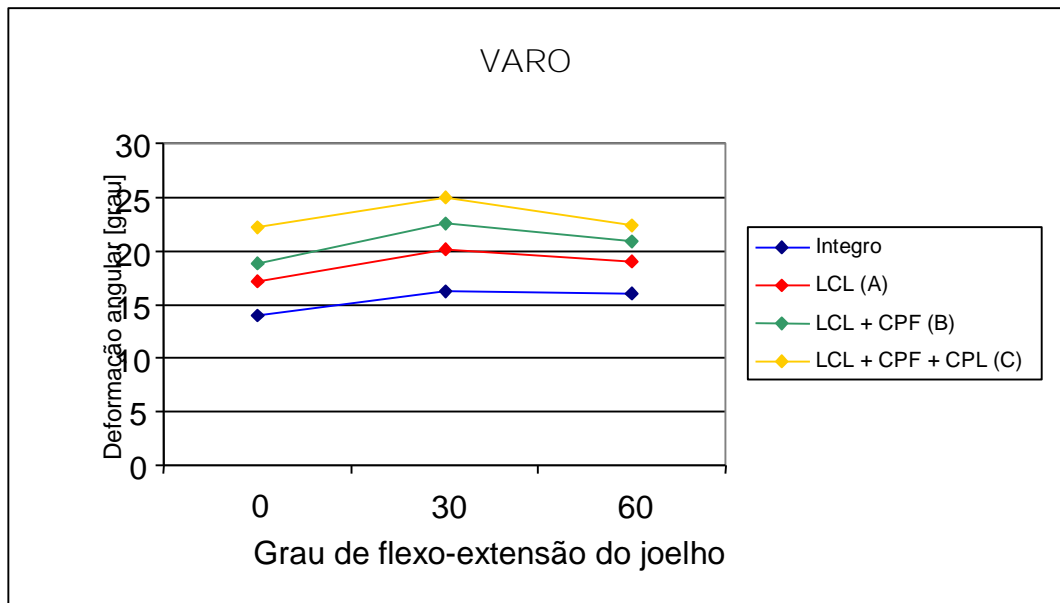


Gráfico 9 - Mostrando separadamente as quatro situações estudadas em 0, 30 e 60 graus de flexão para a rigidez em varo

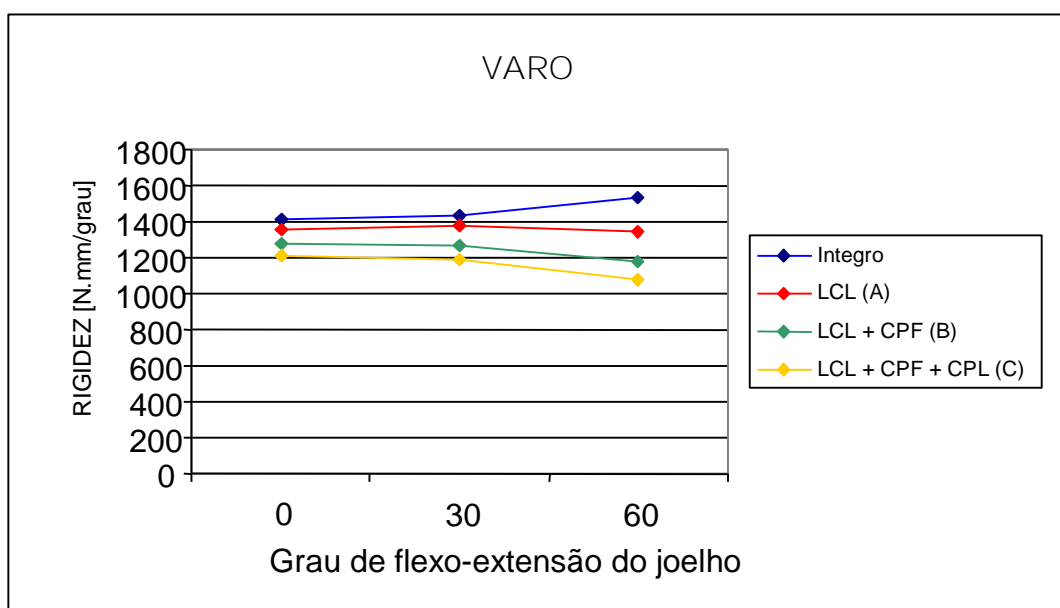


Gráfico 10 - Mostrando separadamente as quatro situações estudadas em 0, 30 e 60 graus de flexão para a deformação angular em rotação externa

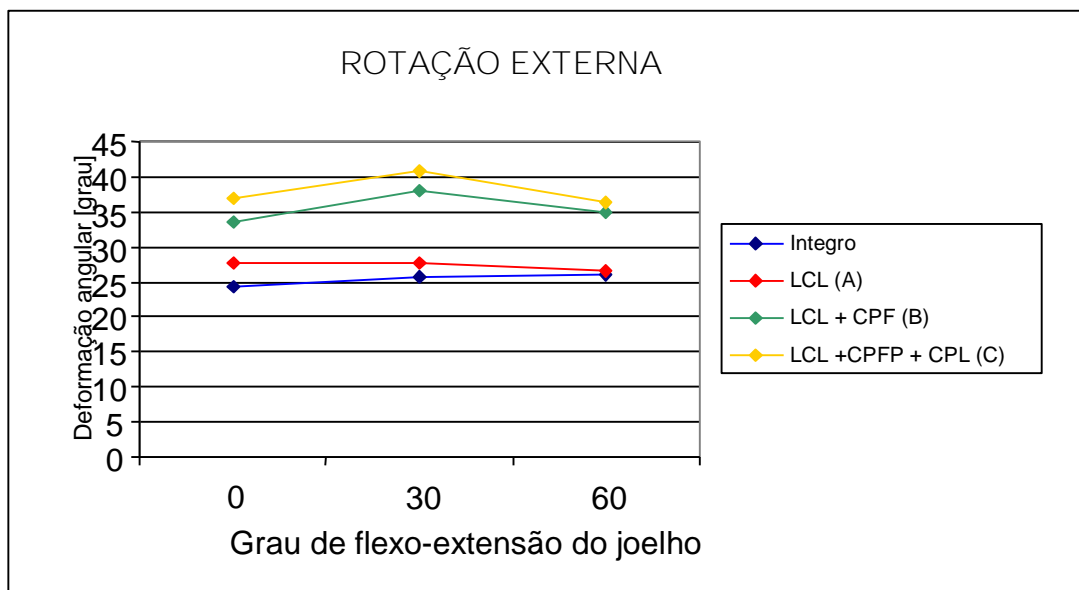
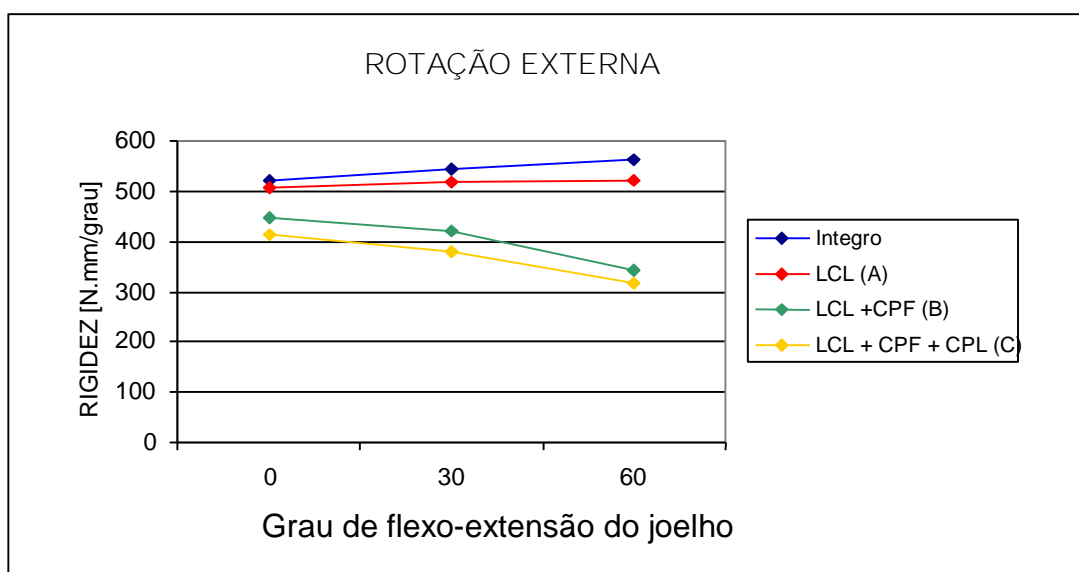


Gráfico 11 - Mostrando separadamente as quatro situações estudadas em 0, 30 e 60 graus de flexão para a rigidez em rotação externa



6. DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

As lesões ligamentares do canto póstero-lateral do joelho continuam sendo um desafio para os ortopedistas. Apesar de todos os trabalhos já publicados na literatura, muitas dúvidas ainda existem com relação à função e a biomecânica das estruturas do canto póstero-lateral do joelho. Somente com o aprofundamento nas pesquisas de ciência básica teremos condições de compreender melhor como funcionam estas estruturas. A partir daí, conseguiremos diagnosticar e tratar melhor nossos pacientes apresentando melhores resultados para o tratamento destas lesões.

Estudar a biomecânica dos ligamentos do joelho tem sido uma linha de pesquisa do Instituto de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo desde a década de 90 (Rossi et al., 1990, Albuquerque, 1994, Hernandez, 1994, Kokron, 2000, Pereira, 2004). Estes estudos são realizados no Laboratório de Biomecânica LIM 41, com o auxílio de um tecnólogo.

6.1 Testes biomecânicos

Para este estudo foi seguida a padronização das normas estabelecidas pelo laboratório de biomecânica LIM-41 para a coleta, o armazenamento e o preparo das peças anatômicas dentro da metodologia das teses apresentadas à Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (Albuquerque, 1994, Albuquerque, 1999, Hernadez, 1994, Kokron, 2000, Sasaki, 2003 e Pereira, 2004).

Os cadáveres utilizados apresentaram média de idade de 54 anos, variando de 42 a 65 anos. Beynonn e Amis (1998) sugerem que sejam utilizados joelhos de cadáveres com 65 anos ou menos para o sexo masculino e de 50 anos ou menos para o sexo feminino. Devido à dificuldade na obtenção de cadáveres, o critério de não se usar peças do sexo feminino acima de 50 anos não foi seguido, mas não foram usadas peças acima de 65 anos. A nossa média etária estudada não corresponde à idade mais comum na ocorrência das lesões do canto póstero-lateral, uma vez que a disponibilidade de cadáveres nesta faixa etária é limitada por imposição legal. Não é permitida a utilização de cadáveres falecidos por causa de violência estabelecida ou suspeita, o que é a causa mais comum de óbito nesta idade.

Foram excluídos joelhos de cadáveres que apresentassem ao exame físico e à inspeção articular qualquer sinal de doença osteoarticular ou seqüelas de lesões traumáticas no membro inferior. Também foram descartados joelhos de cadáveres portadores de

doenças metabólicas, como diabetes, ou de doenças infecciosas e aqueles que sofreram alguma intercorrência durante sua retirada, seu preparo ou seus testes biomecânicos. Todas estas medidas foram tomadas com o intuito de tentar avaliar apenas joelhos considerados como normais, evitando que os resultados pudessem ser influenciados por qualquer outra variável.

Este trabalho avaliou somente a estabilidade passiva dos joelhos sem a simulação da ação de nenhum grupo muscular. Este princípio foi usado por diversos autores que realizaram estudos biomecânicos das estruturas póstero-laterais do joelho (Golleshon et al., 1987, Wroble et al., 1993, Veltri et al., 1995, Kaneda et al., 1997, Shahane et al., 1999, LaPrade et al., 2002, Pasque et al., 2003 e LaPrade et al., 2004b).

Foi realizada a fixação da fíbula à tíbia com parafuso cortical associado a um espaçador entre os dois ossos, com o objetivo de estabilizar a fíbula, como já utilizado por Beynonn e Amis (1998), Kokron (2000) e Pereira (2004). Sabe-se que a sindesmose tíbio-fibular é um importante estabilizador da fíbula e sua ausência pode comprometer a função do ligamento colateral medial

Foi utilizado um alongador de plástico para a tíbia que permitia uma melhor adaptação da peça anatômica ao dispositivo mecânico que faria os testes. A tíbia era posicionada dentro deste tubo até a sua região metafisária e era fixada a ele com resina acrílica odontológica (polimetilmetacrilato). Este sistema proporcionou aumento no tamanho

do braço de alavanca tibial e um melhor encaixe do joelho ao dispositivo.

Foram realizadas as fixações das garras cilíndricas ao fêmur e ao alongador da tibia, sempre pelo autor em conjunto com o tecnólogo do LIM-41, de modo que o eixo dos ossos coincidissem com o eixo das garras do dispositivo. O joelho era posicionado no dispositivo de forma que a sua porção lateral ficasse sempre voltada para a base da máquina.

Foi utilizado uma carga no valor de 15 N.m para o varo e de 6 N.m para a rotação externa, que foram os mesmos valores usados no trabalho clássico de Gollehon et al.(1987). Apesar de LaPrade et al. (2004b) terem usado o valor de 12 N.m para o varo e 6 N.m para a rotação externa e Vogrin et al. (2000) ter usado o valor de 5 N.m para a rotação externa, não consideramos que os valores de 15 N.m para o varo e 6 N.m para a rotação externa sejam excessivos. Este trabalho corrobora com as avaliações de Gollehon et al. (1987), pois não ocorreu nenhuma lesão na peça decorrente das forças exercidas durante os testes. Os joelhos foram avaliados em extensão, 30 e 60 graus de flexão e em quatro situações diferentes (íntegro, lesão do LCL, lesão do LCL + CPF e lesão do LCL + CPF + CPL).

O valor da angulação obtido em varo e em rotação externa era captado pelo deslocamento da célula de carga e não pela mensuração direta do deslocamento entre o fêmur e a tibia. Kokron (2000) e

Pereira (2004) já haviam usado esta metodologia que diminui a possibilidade de erro durante a leitura dos resultados.

Durante os testes biomecânicos foram realizados dois ciclos em todas as situações avaliadas com o objetivo de minimizar a influência das propriedades visco-elásticas dos tecidos. Kokron (2000) mostrou que a acomodação dos tecidos ocorria principalmente nos dois primeiros ciclos.

Durante todos os testes realizados as peças anatômicas eram hidratadas usando-se compressas úmidas com cloreto de sódio a 0,9%, evitando que a desidratação das mesmas pudesse interferir em suas avaliações (Beynonn e Amis, 1998).

6.2 Resultados obtidos

Os resultados encontrados em nossa pesquisa se tornam interessantes e úteis à medida que fazemos a comparação dos valores encontrados para os joelhos íntegros e aqueles encontrados nas situações onde as secções seqüenciais das estruturas ocorreram. Através da comparação entre estes quatro grupos, podemos interpretar a função específica de cada estrutura do canto póstero-lateral em cada ângulo de flexão testado.

As tabelas comparando as quatro situações testadas foram apresentadas no capítulo “Resultados” (tabelas 13, 14, 15 e 16). Consideramos que estes são os dados mais importantes deste trabalho, e através deles podemos discutir e concluir qual o papel desempenhado por cada estrutura testada.

6.2.1 Resultados obtidos para a deformação angular em varo

Após os testes realizados em varo medindo a deformação angular, constatamos que o ligamento colateral lateral foi importante na restrição deste movimento em todos os ângulos de flexão, principalmente quando o joelho estava em 30 e em 60 graus de flexão. Na comparação INT x A (tabela 13) observamos que a diferença foi significativa em todos os ângulos testados, apesar das diferenças terem sido mais evidentes quando analisamos os valores médios com os joelhos em 30 e em 60 graus. Vários trabalhos já publicados (Gollehon et al., 1987, Wroble et al., 1993, Shahane et al., 1999 e LaPrade et al., 2004b) encontraram resultados semelhantes concluindo que o LCL era importante na estabilização em varo em todos os graus de flexão.

Observamos também que o complexo poplíteo-fibular não foi importante para a restrição em varo com o joelho em extensão. Nesta situação, a comparação A x B não apresentou diferença significativa após a secção desta estrutura (tabela 13). Entretanto a secção do complexo poplíteo-fibular mostrou alteração significativa na estabilização em varo com o joelho em 30 e 60 graus de flexão, o que foi evidenciado na tabela 13 com a comparação A x B.

Gollehon et al. (1987) observaram que a secção do tendão do poplíteo associada à do ligamento arqueado gerava aumento do varo em 90 graus de flexão. Shahane et al. (1999) testaram em varo o “complexo do poplíteo” dividindo-o em dois componentes: ligamento

poplíteo-fibular e tendão do poplíteo. Observaram que a secção do tendão do poplíteo não foi importante na restrição para o varo, mas a secção do ligamento poplíteo-fibular foi importante em 60 e 90 graus de flexão.

No nosso trabalho não foram isolados os dois componentes separadamente e realizamos a secção única do que chamamos de complexo poplíteo-fibular. Este complexo compreende as duas estruturas, e quando ele é seccionado, tanto o tendão do poplíteo e o ligamento poplíteo-fibular são considerados seccionados. Assim sendo, os nossos resultados devem ser comparados com a secção das duas estruturas associadas (tendão do poplíteo e ligamento poplíteo-fibular).

Analisando a estrutura e a biomecânica deste complexo poplíteo-fibular, podemos entender que o tendão do poplíteo faz parte de uma unidade ativa, que é o músculo poplíteo. Uma vez que os testes foram realizados em cadáveres e o tendão do poplíteo perde o seu componente de estabilização dinâmica nesta situação, a estrutura que na verdade tem uma ação estabilizadora estática é o ligamento poplíteo-fibular. Gollehon et al. (1987) e Shahane et al. (1999) argumentam que o tendão do poplíteo apresenta função de estabilização estática e dinâmica e Shahane et al. (1999) afirmam que a estabilização estática é dada pelo ligamento poplíteo-fibular. Quando seccionamos o complexo poplíteo-fibular estamos avaliando de maneira mais objetiva o ligamento poplíteo-fibular, que perde sua

função nesta situação. O estudo de Shahane et al. (1999) mostra dados que contribuem para este raciocínio. No seu estudo, a secção do tendão do poplíteo não alterou a estabilização em varo enquanto que a secção do ligamento poplíteo-fibular foi importante. No nosso estudo, como seccionamos conjuntamente estes dois componentes (complexo poplíteo-fibular), ocorreu diferença significativa. Podemos avaliar que esta diferença ocorreu às custas da secção do ligamento poplíteo-fibular.

Já Pasque et al. (2003) e LaPrade et al. (2004b) relataram que o tendão do poplíteo e o ligamento poplíteo-fibular não foram importantes na estabilização em varo em nenhum grau de flexão, contrariando os nossos resultados e os encontrados por Gollehon et al. (1987) e Shahane et al. (1999). Podemos argumentar que no estudo de Pasque et al. (2003) estas estruturas foram avaliadas em joelhos que apresentavam o LCL íntegro, enquanto que no nosso estudo o LCL tinha sido previamente seccionado. Sabendo que o LCL é o principal estabilizador do joelho para o varo (Gollehon et al., 1987, Wroble et al., 1993, Shahane et al., 1999 e LaPrade et al., 2004b) e ele estando íntegro, a secção isolada do tendão do poplíteo (na sua porção conjunta com o ligamento poplíteo-fibular) não gerava aumento da deformação angular. No trabalho de LaPrade et al. (2004b) a medida de força sobre o tendão do poplíteo e sobre o ligamento poplíteo-fibular com a aplicação de varo também foi realizada com o LCL

íntegro o que limitava a deformidade em varo e impedia que estas estruturas sofressem uma carga deformante maior.

Com os dados discutidos acima, podemos deduzir que durante a aplicação de uma força deformante em varo o LCL se lesionaria antes do complexo poplíteo-fibular. Só após a ruptura do LCL o CPF sofre algum tipo de deformação que poderia se traduzir em ruptura.

Os resultados também mostram que a CPL foi importante como restritora para o varo principalmente com o joelho em extensão, perdendo esta importância à medida que o joelho fosse flexionado. Em extensão e em 30 graus ocorreu alteração significativa na comparação B x C, mas as diferenças encontradas entre os valores médios são maiores com o joelho e extensão do que em 30 graus. Com o joelho fletido em 60 graus as alterações encontradas com a secção da CPL não foram significantes. Esta constatação pode ser explicada pelo fato de que a CPL se relaxa à medida que o joelho é flexionado.

Comparando a tabela 13 com a tabela 15 podemos dizer que a cápsula pósterolateral em 30 graus de flexão é mais importante para a angulação em varo do que para a rotação externa avaliando-se a deformação angular.

6.2.2 Resultados obtidos para a rigidez em varo

Os resultados obtidos mostram que o LCL não tem influência para a rigidez do complexo pósterolateral em 0 e 30 graus de flexão. Observamos que na comparação INT x A, em 0 e 30 graus (tabela 14), os valores obtidos para a rigidez não foram significativos apesar de ter ocorrido um aumento significativo nestas mesmas situações com relação à deformação angular (tabela 13). Comparando as tabelas 13 e 14 podemos deduzir que é a rigidez das outras estruturas do complexo pósterolateral que está determinando o valor desta propriedade (rigidez) e não a rigidez do LCL.

Em 60 graus de flexão a rigidez do LCL passa a se mostrar significativa, pois ocorre o relaxamento da CPL e do tendão do poplíteo determinando a diminuição da rigidez do complexo pósterolateral, tornando então o LCL importante para esta propriedade.

A CPL sozinha não se mostrou importante para a rigidez nos testes de aplicação de varo em nenhum grau de flexão, embora ela tenha interferência na deformação angular para o varo em 0 e 30 graus de flexão do joelho.

6.2.3 Resultados obtidos para a deformação angular em rotação externa

Observamos que o ligamento colateral lateral foi importante para a estabilização póstero-lateral do joelho para a rotação externa quando o mesmo se encontrava em extensão. Quando observamos os resultados que se encontram na tabela 15 comparando o joelho íntegro com o grupo A (lesão do LCL) observamos que ocorreu uma diferença significativa entre eles. À medida que o joelho era fletido para 30 e para 60 graus, a comparação entre esses dois grupos mostrou que as diferenças não eram mais significantes, indicando que o ligamento colateral lateral não foi importante para esta função. Nossos resultados foram similares aos encontrados por LaPrade et al. (2004b) no que diz respeito à função do LCL como estabilizador para a rotação externa em extensão, embora eles tenham observado que o LCL também tem atuação na limitação da rotação externa em 30 graus de flexão.

Wrobe et al. (1993) também observaram a importância do LCL na estabilização para a rotação externa. Identificaram que com a sua secção, ocorria o aumento da rotação externa principalmente quando o joelho se encontrava próximo da extensão. Deve ser salientado que em seu experimento todos os joelhos testados haviam sido submetidos à secção previa do LCA.

O complexo poplíteo-fibular foi importante na estabilização para a rotação externa em todos os graus de flexão quando o LCL estava previamente rompido. Com a sua secção ocorreu aumento significativo na amplitude da rotação externa quando comparado ao grupo A. Na extensão, mesmo após a secção do LCL (grupo A) ter sido significativa quando comparada ao joelho íntegro na rotação externa, a secção posterior do complexo poplíteo-fibular foi novamente significativa. Podemos deduzir que o complexo poplíteo-fibular foi importante para a rotação externa em extensão.

Na comparação do grupo A (secção do LCL) com o íntegro não houve aumento significativo em 30 e 60 graus de flexão e comparando o grupo A com o B (secção do LCL + tendão do poplíteo) observamos que ocorreu aumento significativo. Podemos deduzir que este aumento ocorreu às custas da secção do complexo poplíteo-fibular, tendo ele também importância na estabilização para a rotação externa em 30 e 60 graus. Estes achados corroboram com o estudo de Shahane et al. (1999) que após a secção do tendão do poplíteo observou aumento na rotação externa em 60 e 90 graus e após a secção do ligamento poplíteo-fibular observou aumento na rotação externa em todos os graus de flexão. No nosso estudo, devemos avaliar que a secção do complexo poplíteo-fibular compreende a secção conjunta do tendão do poplíteo e do ligamento poplíteo-fibular. Por isso, nossos resultados devem ser comparados com grupos onde foi realizada a secção das duas estruturas, como no estudo de Shahane et al. (1999), que

encontrou resultados semelhantes ao nosso. LaPrade et al. (2004b) discorrem sobre a interação entre a função do LCL e a função do tendão do poplíteo e do ligamento poplíteo-fibular onde o LCL atua principalmente próximo da extensão e os dois últimos adquirem importância à medida que o joelho se flexiona. Este sincronismo também foi observado em nosso experimento.

Pasque et al. (2003) apresentam resultados diferentes da maioria dos outros autores e diferentes dos nossos. Encontraram que a secção do tendão do poplíteo levou ao aumento da rotação externa em 90 e em 120 graus e que a secção do ligamento poplíteo-fibular não alterou a rotação externa enquanto o LCL estivesse íntegro. Gollehon et al. (1987) relatam que a secção do tendão do poplíteo produziu aumento na rotação externa em 90 graus de flexão.

A CPL se mostrou importante na restrição da rotação externa somente com o joelho em extensão. Comparando os resultados obtidos do grupo C (secção do LCL + CPF + CPL) com aqueles obtidos pelo grupo B (secção do LCL + CPF apenas) observamos aumento significativo na amplitude da rotação externa em extensão (tabela 15). Já em 30 e 60 graus os valores obtidos com essa mesma comparação não se mostraram significativos, não sendo a CPL importante na estabilização para a rotação externa com o joelho em 30 e 60 graus. Podemos justificar este fato pela análise da biomecânica articular, identificando que à medida que o joelho é flexionado ocorre o relaxamento da mesma. Deste modo ela deixaria de ter papel

importante já em 30 graus de flexão permanecendo assim também em 60graus de flexão.

6.2.4 Resultados obtidos para a rigidez em rotação externa

Analisando a propriedade rigidez das estruturas póstero-laterais do joelho para os testes em rotação externa, observamos que não aconteceu variação significativa na comparação do inteiro com o grupo A e na comparação do grupo B com o grupo C (tabela 16). Exatamente nestas duas comparações o complexo poplíteo-fibular não estava sendo analisado.

Na comparação inteiro com o grupo A, a estrutura avaliada estava sendo o LCL uma vez que a sua secção (grupo A) era comparada com o joelho íntegro. Não acontecendo alteração significativa nos valores obtidos identificamos que a rigidez para este teste não era oferecida pelo ligamento colateral lateral.

Na comparação do grupo B com o grupo C, o complexo poplíteo-fibular já havia sido seccionado (grupo B). Desta maneira, também não estávamos avaliando o complexo poplíteo-fibular. Os resultados obtidos mostram que depois que o complexo poplíteo-fibular já estava seccionado a secção associada da CPL não mostrou diferença em nenhum grau de flexão, pois a estrutura que era a principal responsável por esta restrição já havia sido lesada.

Avaliando as tabelas 15 e 16 em conjunto podemos assumir que o complexo poplíteo-fibular é a estrutura mais importante na estabilização rotacional externa do joelho. Ao analisarmos as duas tabelas (tabela 15 e 16) e observarmos conjuntamente as propriedades

de deformação angular e rigidez, identificamos que as únicas situações onde ocorreram diferenças significativas foram aquelas em que estava se testando uma situação na qual o complexo poplíteo-fibular estava íntegro com outra na qual o complexo poplíteo-fibular havia sido seccionado. As comparações INT x B, INT x C, A x B e A x C, em extensão 30 e 60 graus de flexão do joelho foram as situações que mostraram alterações significativas, exemplificando o que foi argumentado.

7. CONCLUSÕES

7. CONCLUSÕES

Os resultados deste estudo biomecânico que avalia a importância relativa dos diferentes estabilizadores estáticos do canto pósterolateral do joelho nos permitiram concluir que:

1. O ligamento colateral lateral foi importante na estabilização do joelho para o varo em todos os ângulos de flexão testados (0°, 30° e 60°);
2. O complexo poplíteo-fibular foi a estrutura mais importante na estabilização do joelho para a rotação externa, dentre as estruturas testadas, participando também na estabilização para o varo com o joelho em 30 e 60 graus de flexão;
3. A cápsula pósterolateral, em extensão, foi importante na estabilização para o varo e para a rotação externa, enquanto que em 30 graus de flexão, ela foi importante apenas para o varo.

8. ANEXOS

ANEXO A – Tabela contendo os dados obtidos com os testes biomecânicos do joelho de número 1

Joelho	Lado	V/R	Ângulo	Estado	DEFORMAÇÃO ANGULAR	RIGIDEZ
1	E	R	0	Integro	32,59	0,58767
1	E	R	0	LCL (A)	38,57	0,5709
1	E	R	0	LCL + CPF (B)	44,13	0,45557
1	E	R	0	LCL + CPF + CPL(C)	42,07	0,42479
1	E	R	30	Integro	32,6	0,5413
1	E	R	30	LCL (A)	35,51	0,51844
1	E	R	30	LCL + CPF (B)	49,31	0,49019
1	E	R	30	LCL + CPF + CPL(C)	49,8	0,42017
1	E	R	60	Integro	33,48	0,62539
1	E	R	60	LCL (A)	32,5	0,59418
1	E	R	60	LCL + CPF (B)	44,35	0,34783
1	E	R	60	LCL + CPF + CPL(C)	46,06	0,29507
1	E	V	0	Integro	10,17	1,54995
1	E	V	0	LCL (A)	18,75	1,39684
1	E	V	0	LCL + CPF (B)	20,22	1,31262
1	E	V	0	LCL + CPF + CPL(C)	21,28	1,31574
1	E	V	30	Integro	13,05	1,59463
1	E	V	30	LCL (A)	18,4	1,49808
1	E	V	30	LCL + CPF (B)	19,6	1,33067
1	E	V	30	LCL + CPF + CPL(C)	20,98	1,30202
1	E	V	60	Integro	12,51	1,70251
1	E	V	60	LCL (A)	14,65	1,35834
1	E	V	60	LCL + CPF (B)	16,21	1,37866
1	E	V	60	LCL + CPF + CPL(C)	16,45	1,37702

Anexo B – Tabela contendo os dados obtidos com os testes biomecânicos do joelho de número 2

Joelho	Lado	V/R	Ângulo	Estado	DEFORMAÇÃO	
					ANGULAR	RIGIDEZ
2	D	R	0	Integro	21,52	0,50302
2	D	R	0	LCL (A)	24,41	0,44617
2	D	R	0	LCL + CPF(B)	31,52	0,39617
2	D	R	0	LCL + CPF + CPL(C)	37,49	0,37142
2	D	R	30	Integro	19,44	0,57762
2	D	R	30	LCL (A)	23,31	0,48244
2	D	R	30	LCL + CPF (B)	34,27	0,43897
2	D	R	30	LCL + CPF + CPL(C)	36,15	0,40285
2	D	R	60	Integro	20,64	0,60236
2	D	R	60	LCL (A)	23,61	0,58164
2	D	R	60	LCL + CPF (B)	27,1	0,38532
2	D	R	60	LCL + CPF + CPL(C)	28,73	0,37317
2	D	V	0	Integro	9,91	1,78893
2	D	V	0	LCL (A)	10,99	1,6647
2	D	V	0	LCL + CPF (B)	12,21	1,45131
2	D	V	0	LCL + CPF + CPL(C)	13,66	1,43885
2	D	V	30	Integro	10,45	1,77433
2	D	V	30	LCL (A)	12,89	1,65791
2	D	V	30	LCL + CPF (B)	14,13	1,39199
2	D	V	30	LCL + CPF + CPL(C)	14,24	1,35534
2	D	V	60	Integro	10,98	1,76412
2	D	V	60	LCL (A)	11,08	1,57843
2	D	V	60	LCL + CPF (B)	12,84	1,41123
2	D	V	60	LCL + CPF + CPL (C)	12,56	1,32045

Anexo C – Tabela contendo os dados obtidos com os testes biomecânicos do joelho de número 3

Joelho	Lado	V/R	Ângulo	Estado	DEFORMAÇÃO	
					ANGULAR	RIGIDEZ
3	E	R	0	Integro	19,01	0,53106
3	E	R	0	LCL (A)	21,36	0,51809
3	E	R	0	LCL + CPF(B)	25,91	0,4817
3	E	R	0	LCL + CPF + CPL(C)	30,75	0,4698
3	E	R	30	Integro	18,73	0,57468
3	E	R	30	LCL (A)	19,36	0,52893
3	E	R	30	LCL + CPF (B)	23,77	0,42915
3	E	R	30	LCL + CPF + CPL(C)	26,72	0,41508
3	E	R	60	Integro	18	0,62754
3	E	R	60	LCL (A)	18,22	0,61354
3	E	R	60	LCL + CPF (B)	22,79	0,44054
3	E	R	60	LCL + CPF + CPL(C)	25,01	0,40522
3	E	V	0	Integro	10,91	1,55902
3	E	V	0	LCL (A)	12,7	1,48605
3	E	V	0	LCL + CPF (B)	12,72	1,36616
3	E	V	0	LCL + CPF + CPL(C)	16,94	1,24657
3	E	V	30	Integro	11,4	1,5836
3	E	V	30	LCL (A)	16,73	1,51414
3	E	V	30	LCL + CPF(B)	16,97	1,42638
3	E	V	30	LCL + CPF + CPL(C)	20,13	1,25643
3	E	V	60	Integro	10,87	1,77726
3	E	V	60	LCL (A)	15,01	1,47802
3	E	V	60	LCL + CPF (B)	15,4	1,45406
3	E	V	60	LCL + CPF + CPL (C)	18,73	1,28096

Anexo D – Tabela contendo os dados obtidos com os testes biomecânicos do joelho de número 4

Joelho	Lado	V/R	Ângulo	Estado	DEFORMAÇÃO ANGULAR	RIGIDEZ
4	D	R	0	Integro	27,53	0,46003
4	D	R	0	LCL (A)	33,75	0,41653
4	D	R	0	LCL + CPF(B)	36,19	0,41201
4	D	R	0	LCL + CPF + CPL(C)	43,6	0,38937
4	D	R	30	Integro	28,05	0,48296
4	D	R	30	LCL (A)	31,61	0,43617
4	D	R	30	LCL + CPF (B)	40,77	0,33138
4	D	R	30	LCL + CPF + CPL(C)	45,69	0,31868
4	D	R	60	Integro	26,34	0,47434
4	D	R	60	LCL (A)	28,5	0,45229
4	D	R	60	LCL + CPF (B)	40,2	0,23874
4	D	R	60	LCL + CPF + CPL(C)	40,64	0,17676
4	D	V	0	Integro	12,3	1,44421
4	D	V	0	LCL (A)	16,84	1,33658
4	D	V	0	LCL + CPF (B)	18,38	1,3341
4	D	V	0	LCL + CPF + CPL(C)	20,36	1,2526
4	D	V	30	Integro	13,66	1,4366
4	D	V	30	LCL (A)	20,21	1,26813
4	D	V	30	LCL + CPF (B)	21,41	1,25921
4	D	V	30	LCL + CPF + CPL(C)	21,77	1,19592
4	D	V	60	Integro	12,52	1,59053
4	D	V	60	LCL (A)	16,6	1,24286
4	D	V	60	LCL + CPF (B)	17,11	1,16818
4	D	V	60	LCL + CPF + CPL(C)	17,19	1,00666

Anexo E – Tabela contendo os dados obtidos com os testes biomecânicos do joelho de número 5

Joelho	Lado	V/R	Ângulo	Estado	DEFORMAÇÃO ANGULAR	RIGIDEZ
5	E	R	0	Integro	22,38	0,57267
5	E	R	0	LCL (A)	26,98	0,52402
5	E	R	0	LCL + CPF (B)	28,75	0,47819
5	E	R	0	LCL + CPF + CPL(C)	32,5	0,39816
5	E	R	30	Integro	27,3	0,59325
5	E	R	30	LCL (A)	31,08	0,57533
5	E	R	30	LCL + CPF (B)	39,29	0,44264
5	E	R	30	LCL + CPF + CPL(C)	42,11	0,40668
5	E	R	60	Integro	24,45	0,67676
5	E	R	60	LCL (A)	26,45	0,54053
5	E	R	60	LCL + CPF (B)	35,98	0,42484
5	E	R	60	LCL + CPF + CPL(C)	36,81	0,35758
5	E	V	0	Integro	12,18	1,54713
5	E	V	0	LCL (A)	14,71	1,43506
5	E	V	0	LCL + CPF (B)	15,95	1,40799
5	E	V	0	LCL + CPF + CPL(C)	19,42	1,35896
5	E	V	30	Integro	13,34	1,60104
5	E	V	30	LCL (A)	18,94	1,57558
5	E	V	30	LCL + CPF (B)	21,32	1,46883
5	E	V	30	LCL + CPF + CPL(C)	24,13	1,40498
5	E	V	60	Integro	12,74	1,69801
5	E	V	60	LCL (A)	17,88	1,57405
5	E	V	60	LCL + CPF (B)	20	1,22177
5	E	V	60	LCL + CPF + CPL(C)	19,93	1,14904

Anexo F – Tabela contendo os dados obtidos com os testes biomecânicos do joelho de número 6

Joelho	Lado	V/R	Ângulo	Estado	DEFORMAÇÃO ANGULAR	RIGIDEZ
6	D	R	0	Integro	24,4	0,58904
6	D	R	0	LCL (A)	26,62	0,56054
6	D	R	0	LCL + CPF (B)	35,19	0,46717
6	D	R	0	LCL + CPF + CPL(C)	42,21	0,3771
6	D	R	30	Integro	23,49	0,61155
6	D	R	30	LCL (A)	23,79	0,53378
6	D	R	30	LCL + CPF (B)	41,31	0,42663
6	D	R	30	LCL + CPF + CPL(C)	43,43	0,38186
6	D	R	60	Integro	23,48	0,59509
6	D	R	60	LCL (A)	23,17	0,52257
6	D	R	60	LCL + CPF (B)	33,23	0,34468
6	D	R	60	LCL + CPF + CPL(C)	34,26	0,29789
6	D	V	0	Integro	12,27	1,56988
6	D	V	0	LCL (A)	14,96	1,50481
6	D	V	0	LCL + CPF (B)	17,3	1,45995
6	D	V	0	LCL + CPF + CPL(C)	20,57	1,34785
6	D	V	30	Integro	16,23	1,5913
6	D	V	30	LCL (A)	19,89	1,57006
6	D	V	30	LCL + CPF (B)	23,19	1,36423
6	D	V	30	LCL + CPF + CPL(C)	25,19	1,25849
6	D	V	60	Integro	17,33	1,74372
6	D	V	60	LCL (A)	19,73	1,57041
6	D	V	60	LCL + CPF (B)	22,69	1,18108
6	D	V	60	LCL + CPF + CPL(C)	23,88	1,13917

Anexo G – Tabela contendo os dados obtidos com os testes biomecânicos do joelho de número 7

Joelho	Lado	V/R	Ângulo	Estado	DEFORMAÇÃO ANGULAR	RIGIDEZ
7	E	R	0	Integro	21,44	0,5347
7	E	R	0	LCL (A)	23,55	0,51636
7	E	R	0	LCL + CPF(B)	35,39	0,4765
7	E	R	0	LCL + CPF + CPL(C)	36	0,39044
7	E	R	30	Integro	24,4	0,63348
7	E	R	30	LCL (A)	24,43	0,5922
7	E	R	30	LCL + CPF (B)	36,08	0,38183
7	E	R	30	LCL + CPF + CPL(C)	40,8	0,35408
7	E	R	60	Integro	24,95	0,6608
7	E	R	60	LCL (A)	24,84	0,52654
7	E	R	60	LCL + CPF (B)	32,8	0,34867
7	E	R	60	LCL + CPF + CPL(C)	33,32	0,34911
7	E	V	0	Integro	11,06	1,65337
7	E	V	0	LCL (A)	12,85	1,58253
7	E	V	0	LCL + CPF (B)	16,53	1,40176
7	E	V	0	LCL + CPF + CPL(C)	18,42	1,36963
7	E	V	30	Integro	13,83	1,67433
7	E	V	30	LCL (A)	16,88	1,5901
7	E	V	30	LCL + CPF (B)	21,92	1,38697
7	E	V	30	LCL + CPF + CPL(C)	22,99	1,31872
7	E	V	60	Integro	13,68	1,7956
7	E	V	60	LCL (A)	15,85	1,62929
7	E	V	60	LCL + CPF (B)	18,58	1,22129
7	E	V	60	LCL + CPF + CPL(C)	18,7	1,19672

Anexo H – Tabela contendo os dados obtidos com os testes biomecânicos do joelho de número 8

Joelho	Lado	V/R	Ângulo	Estado	DEFORMAÇÃO	
					ANGULAR	RIGIDEZ
8	E	R	0	Integro	30,09	0,4633
8	E	R	0	LCL (A)	34,51	0,51636
8	E	R	0	LCL + CPF (B)	38,15	0,43846
8	E	R	0	LCL + CPF + CPL (C)	40,33	0,41143
8	E	R	30	Integro	30,4	0,46291
8	E	R	30	LCL (A)	33,17	0,50905
8	E	R	30	LCL + CPF (B)	41,32	0,41192
8	E	R	30	LCL + CPF + CPL (C)	43,81	0,36626
8	E	R	60	Integro	33	0,49912
8	E	R	60	LCL (A)	32,84	0,47239
8	E	R	60	LCL + CPF (B)	40,1	0,28288
8	E	R	60	LCL + CPF + CPL (C)	41,25	0,30266
8	E	V	0	Integro	19,69	0,99306
8	E	V	0	LCL (A)	23,7	0,98098
8	E	V	0	LCL + CPF (B)	26,24	0,92824
8	E	V	0	LCL + CPF + CPL (C)	30,51	0,96607
8	E	V	30	Integro	24,9	0,98654
8	E	V	30	LCL (A)	28,8	0,99765
8	E	V	30	LCL + CPF (B)	31,36	1,01612
8	E	V	30	LCL + CPF + CPL (C)	35,81	0,89315
8	E	V	60	Integro	24,02	0,98825
8	E	V	60	LCL (A)	27,46	0,98563
8	E	V	60	LCL + CPF (B)	30,47	0,87593
8	E	V	60	LCL + CPF + CPL (C)	33,82	0,73912

Anexo I – Tabela contendo os dados obtidos com os testes biomecânicos do joelho de número 9

Joelho	Lado	V/R	Ângulo	Estado	DEFORMAÇÃO ANGULAR	
					DEFORMAÇÃO ANGULAR	RIGIDEZ
9	E	R	0	Integro	22,08	0,50144
9	E	R	0	LCL (A)	24,85	0,48971
9	E	R	0	LCL + CPF (B)	31,92	0,4512
9	E	R	0	LCL + CPF + CPL (C)	35,26	0,45962
9	E	R	30	Integro	26,36	0,50669
9	E	R	30	LCL (A)	27,94	0,51357
9	E	R	30	LCL + CPF (B)	38,19	0,45897
9	E	R	30	LCL + CPF + CPL (C)	39,65	0,44634
9	E	R	60	Integro	31,01	0,44204
9	E	R	60	LCL (A)	31,68	0,43086
9	E	R	60	LCL + CPF (B)	39,56	0,30956
9	E	R	60	LCL + CPF + CPL (C)	40,71	0,31508
9	E	V	0	Integro	19,96	0,94918
9	E	V	0	LCL (A)	22,61	1,02447
9	E	V	0	LCL + CPF (B)	23,66	1,01287
9	E	V	0	LCL + CPF + CPL (C)	33,8	0,85707
9	E	V	30	Integro	22,77	0,85162
9	E	V	30	LCL (A)	24,71	0,87882
9	E	V	30	LCL + CPF (B)	27,89	0,89836
9	E	V	30	LCL + CPF + CPL (C)	36,55	0,8086
9	E	V	60	Integro	22,39	1,1055
9	E	V	60	LCL (A)	25,98	0,89923
9	E	V	60	LCL + CPF (B)	29,18	0,89138
9	E	V	60	LCL + CPF + CPL (C)	34,27	0,72266

Anexo J – Tabela contendo os dados obtidos com os testes biomecânicos do joelho de número 10

Joelho	Lado	V/R	Ângulo	Estado	DEFORMAÇÃO	
					ANGULAR	RIGIDEZ
10	D	R	0	Integro	23,48	0,48353
10	D	R	0	LCL (A)	22,95	0,49761
10	D	R	0	LCL + CPF (B)	28,63	0,40636
10	D	R	0	LCL + CPF + CPL (C)	29,28	0,43706
10	D	R	30	Integro	25,06	0,4653
10	D	R	30	LCL (A)	25,51	0,49841
10	D	R	30	LCL + CPF (B)	37,08	0,39972
10	D	R	30	LCL + CPF + CPL (C)	38,54	0,28951
10	D	R	60	Integro	24,25	0,42099
10	D	R	60	LCL (A)	24,25	0,48226
10	D	R	60	LCL + CPF (B)	33,08	0,30406
10	D	R	60	LCL + CPF + CPL (C)	36,58	0,31241
10	D	V	0	Integro	21,22	1,09155
10	D	V	0	LCL (A)	22,83	1,1484
10	D	V	0	LCL + CPF (B)	24,31	1,09016
10	D	V	0	LCL + CPF + CPL (C)	26,11	0,93181
10	D	V	30	Integro	22,41	1,21918
10	D	V	30	LCL (A)	23,88	1,26472
10	D	V	30	LCL + CPF (B)	27,39	1,13099
10	D	V	30	LCL + CPF + CPL (C)	28,76	1,06828
10	D	V	60	Integro	23,27	1,1914
10	D	V	60	LCL (A)	25,26	1,08699
10	D	V	60	LCL + CPF (B)	26,12	0,99171
10	D	V	60	LCL + CPF + CPL (C)	27,58	0,85221

9. REFERÊNCIAS

9. REFERÊNCIAS

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.

Albuquerque RFM. *Análise experimental da estabilidade anterior do joelho submetido à reconstrução 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.

Baker CL, Norwood LA, Hughston JC. Acute combined posterior cruciate and posterolateral instability of the knee. *Am J Sports Med.* 1984;12(3):204-8

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

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

Chen CH, Chen WJ, Shih CH. Lateral collateral ligament reconstruction using quadriceps tendon – patellar bone autograft with bioscrew fixation. *Arthroscopy*.2001;17(5):551-4

DeLee JC, Riley MB, Rockwood CA Jr. Acute posterolateral rotatory instability of the knee. *Am J Sports Med*. 1983;11(4):199-207

Fleming RE Jr, Blatz DJ, McCarroll JR. Posterior problems in the knee: Posterior cruciate insufficiency and posterolateral rotatory insufficiency. *Am j Sports Med*. 1981;9(2):107-13.

Gollehon DL, Torzilli PA, Warren RF. The role of the posterolateral and cruciate ligaments in the stability of the human knee: A biomechanical study. *J Bone Joint Surg (Am)*. 1987;69(2):233-42

Grood ES, Stowers SF, Noyes FR. Limits of movement in the human knee. Effect of sectioning the posterior cruciate ligament and posterolateral structures. *J Bone Joint Surg (Am)*. 1988;70(1):88-97

Harner CD, Vogrin TM, Höher J, Ma CB, Woo SL: Biomechanical analysis of a posterior cruciate ligament reconstruction. Deficiency of the posterolateral structures as a cause of graft failure. *Am J Sports Med*. 2000;28:32-9.

Hernandez, AJ. *Correlação das propriedades biomecânicas dos ligamentos do joelho com seus parâmetros antropométricos* [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 1994

Hughston JC, Andrews JR, Cross MJ, Moschi A. Classification of knee ligament instabilities. Part II: The lateral compartment. *J Bone Joint Surg (Am)*. 1976;58(2):173-9

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

Hughston JC, Jacobson RE. Chronic posterolateral rotatory instability of the knee. *J Bone Joint Surg (Am)*. 1985;67(3):351-9.

Jakob RP, Hassler H, Stäubli HU. Observations on rotatory instability of the lateral compartment of the knee. Experimental studies on the functional anatomy and the pathomechanism of the true and reversed pivot shift sign. *Acta Orthop Scand*. 1981;52(191):1-32.

Kaneda Y, Moriya H, Takahashi K, Shimada Y, Tamaki T. Experimental study on external tibial rotation of the knee. *AmJ Sports Med*. 1997;25(6):796-800

Kaplan EB. The fabellofibular and short lateral ligaments of the knee joint. *J Bone Joint Surg (Am)*. 1961;43(A):169-79

Kokron AEV. Avaliação biomecânica da estabilidade da reconstrução na lesão isolada do ligamento cruzado posterior com um e dois feixes de enxerto. Estudo experimental com tendão do músculo quadríceps da coxa e com tendões dos músculos semitendíneo e grácil [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2000

LaPrade RF, Terry GC. Injuries to the posterolateral aspect of the knee: Association of anatomic injury patterns with clinical instability. 1997;25(4):433-8

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(2):191-9

LaPrade RF, Muench C, Wentfor 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(2):233-8

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(6):1405-14.

LaPrade RF, Tso A, Wentorf FA. Force measurements on the fibular collateral ligament, popliteofibular ligament, and popliteustendon to applied loads. *Am J Sports Med.* 2004b;32(7):1695-1701.

Latimer HA, Tibone JE, ElAttrache, 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(5):656-62.

Lee J, Papakonstantinou O, Brookenthal KR, Trudell D, Resnick DL. Arcuate sign of posterolateral knee injuries: anatomic, radiographic, and MR imaging data related to patterns of injury. *Skeletal Radiol.* 2003;32(11):619-27.

Mariani PP, Becker R, Rihn J, Margheritini F. Surgical treatment of posterior cruciate ligament and posterolateral injuries. An anatomical, biomechanical and clinical review. 2003;10(4):311-24

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(3):311-6.

Noyes FR, Stowers SF, Grood ES, Cummings J, VanGinkel LA. Posterior subluxations of the medial and lateral tibiofemoral compartments: An in vitro ligament sectioning study in cadaveric knees. *Am J Sports Med.* 1993;21(3):407-14.

Noyes FR, Barber-Westin SD. Surgical reconstruction of severe chronic posterolateral complex injuries of the knee using allograft tissues. *Am J Sports Med.* 1995;23(1):2-12

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(2):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.

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

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 DVM, Warren RF. The structures of the posterolateral aspect of the knee. *J Bone Joint Surg (Am)*. 1982;64(4):536-41.

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(4):636-42.

Stäubli HU, Jakob RP. Posterior instability of the knee near extension: A clinical and stress radiographic analysis of acute injuries of the posterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg (Br)*. 1990;72(2):225-30

Skyhar MJ, Warren RF, Ortiz GJ, Schwartz E, Otis JC. The effects of sectioning of the posterior cruciate ligament and the posterolateral complex on the articular contact pressures within the knee. *J Bone J Surg (Am)*. 1993;75(5):694-9

Sugita T, Amis AA. Anatomic and biomechanical study of the lateral collateral and popliteofibular ligaments. *Am J Sports Med*. 2001;29(4):466-72.

Terry GC, LaPrade RF. The posterolateral aspect of the knee: Anatomy and surgical approach. *Am J Sports Med*. 1996;24(6):732-9.

Veltri DM, Warren RF. Anatomy, biomechanics, and physical findings in posterolateral knee instability. *Clin Sports Med*. 1994;13(3):599-614.

Veltri DM, Deng XH, Torzilli PA, Warren RF, Maynard MJ. The role of the cruciate and posterolateral ligaments in stability of the knee: A biomechanical study. *Am J Sports Med*. 1995;23(4):436-43

Veltri DM, Deng XH, Torzilli PA, Maynard MJ, Warren RF. The role of the popliteofibular ligament in stability of the human knee: a biomechanical study. *Am J Sports Med*. 1996;24(1):19-27

Vogrin TM, Höher J, Aroen A, Woo S L-Y, Harner CD. Effects of sectioning the posterolateral structures on knee kinematics and in situ forces in the posterior cruciate ligament. *Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc.* 2000;8:93-8

Wroble RR, Grood ES, Cummings JS, Henderson JM, Noyes FR. The role of the lateral extraarticular restraints in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Am J Sports Med.* 1993;21(2):257-63

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)