

JOÃO ALBERTO RAMOS MARADEI PEREIRA

Estudo biomecânico da influência da espessura do enxerto e da técnica de dois feixes na reconstrução do ligamento cruzado posterior

Dissertação apresentada ao Departamento de Ortopedia e Traumatologia da 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. Marco Martins AmatuZZi

SÃO PAULO

2004

FICHA CATALOGRÁFICA

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

©reprodução autorizada pelo autor

Maradei Pereira, João Alberto Ramos

Estudo biomecânico da influência da espessura do enxerto e da técnica de dois feixes na reconstrução do ligamento cruzado posterior / João Alberto Ramos Maradei Pereira. -- São Paulo, 2004.

Dissertação(mestrado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.
Departamento de Ortopedia e Traumatologia.

Área de concentração: Ortopedia e Traumatologia.

Orientador: Marco Martins AmatuZZi.

Descritores: 1.TRAUMATISMO DO JOELHO 2.LIGAMENTO CRUZADO POSTERIOR/cirurgia 3.TRANSPLANTE AUTÓLOGO/métodos 4.BIOMECÂNICA 5.CADÁVER

USP/FM/SBD-259/04

À minha esposa Renata, pela compreensão por tantos momentos de ausência durante a execução deste trabalho e pelo apoio e amor em todos os outros;

Aos meus pais João e Socorro, pelo alicerce moral e constante apoio durante minha formação acadêmica;

Às minhas irmãs, Silvia, Marcia e Gisele, por caminharem comigo.

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Doutor Marco Martins Amatuzzi, Professor Titular do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, meu sincero agradecimento pelo inestimável apoio à minha formação como ortopedista, pela orientação precisa desta dissertação e confiança em meu potencial.

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 Doutor Alexandre Estevão Vamos Kokron, exemplo de pesquisador, pelo estímulo à realização deste trabalho, pela confiança depositada e pela indispensável ajuda de todas as horas.

Ao Professor Doutor Gilberto Luis Camanho, Chefe do Grupo de Ortopedia do Adulto do Instituto de Ortopedia e Traumatologia (IOT) do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (FMUSP), pelas oportunidades e ensinamentos transmitidos em meu aprimoramento na cirurgia do joelho.

Ao Doutor Arnaldo José Hernandez, Chefe do Grupo de Joelho do IOT do Hospital das Clínicas da FMUSP, pela confiança e lições ensinadas no Grupo de Joelho.

Ao Professor Doutor Olavo Pires de Camargo, pela possibilidade da realização do Mestrado.

Ao Tecnólogo César Augusto Martins Pereira, pelo empenho e competência que tornaram possível a concretização de várias etapas deste trabalho.

Ao Doutor Raul Bolliger Neto, Chefe do Laboratório de Biomecânica – LIM-41 – da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, pela colaboração na fase experimental desta dissertação.

Ao Doutor Américo Zoppi Filho, Doutor José Ricardo Pécora e Professor Doutor Roberto Guarniero, pelos valiosos comentários durante a qualificação deste estudo.

Ao Doutor Alexandre Carneiro Bitar, companheiro nos primeiros passos na cirurgia do joelho, pela amizade e apoio à realização desta dissertação.

Ao Doutor Luciano Ruiz Torres, Doutor Alexandre Leme Godoy Santos e ao Doutor Caio D'Elia pelo auxílio na captação do material deste estudo.

Ao Doutor Roberto Freire da Mota e Albuquerque, por ter aberto as portas do Laboratório de Artroscopia do Instituto de Ortopedia e Traumatologia sempre que necessário durante a realização deste trabalho.

À Srta. Elizabete Martins, Sra. Jane Ferreira e Sra. Veroneide Folha, funcionárias do Laboratório de Artroscopia, pela ajuda na obtenção das peças desta dissertação.

Ao Dr. Rui Maciel de Godoy, Chefe da Preceptoría, pela contribuição à minha formação acadêmica.

Aos colegas de Residência Médica do Instituto de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, junto com os quais o aprender se tornou um grande prazer.

A todos os funcionários do Instituto de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo que direta ou indiretamente contribuíram à realização desta pesquisa.

Para ser grande, sê inteiro: nada
Teu exagera ou exclui.
Sê todo em cada coisa. Põe quanto és
No mínimo que fazes.
Assim em cada lago a lua toda
Brilha, porque alta vive

Fernando Pessoa (Ricardo Reis)

Normalização adotada

Esta dissertação está de acordo com:

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

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Serviço de Biblioteca e Documentação. Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. São Paulo: Serviço de Biblioteca e Documentação; 2004.

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

SUMÁRIO

Lista de abreviaturas e siglas

Lista de figuras

Lista de tabelas

Lista de gráficos

Resumo

Summary

1. INTRODUÇÃO	1
2. OBJETIVOS	4
3. REVISÃO DA LITERATURA	6
3.1 Anatomia e Biomecânica do Ligamento Cruzado Posterior	7
3.2 Biomecânica dos Enxertos	15
3.3 Métodos de Fixação	21
3.4 Biomecânica das Técnicas de Reconstrução do LCP	29
4. MÉTODOS	40
4.1 Material	41
4.2 Método	42
4.2.1 Retirada e Preparo das Peças.....	43
4.2.2 Testes de Estabilidade	47
4.2.3 Técnicas Operatórias.....	54
4.2.4 Aquisição dos Dados e Análise Estatística.....	65
5. RESULTADOS	67
5.1 Limite do Deslocamento Posterior da Tíbia (LDPT)	69
5.2 Rigidez ao deslocamento posterior da tíbia	75
5.3 Cálculo do Tamanho da Amostra	80
6. DISCUSSÃO	81
6.1 Testes Biomecânicos	86
6.2 Técnicas Operatórias	93
6.3 Resultados Obtidos	104
7. CONCLUSÕES	121
8. REFERÊNCIAS	123

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AL	feixe ântero-lateral do ligamento cruzado posterior
DP	desvio-padrão
ESSKA	“European Society of Sports Medicine, Knee Surgery and Arthroscopy”
IC 95%	intervalo de confiança de 95%
IKDC	“International Knee Documentation Committee”
Íntegro	joelho com o ligamento cruzado posterior íntegro
LCA	ligamento cruzado anterior
LCP	ligamento cruzado posterior
LDPT	limite do deslocamento posterior da tibia
Lesado	joelho sem o LCP
LIM-41	Laboratório de Biomecânica LIM-41
Rec 1	LCP reconstruído com um feixe com enxerto quadricipital
Rec 2	LCP reconstruído com dois feixes com enxertos quadricipital e semitendíneo duplo
Rec M	LCP reconstruído com um feixe com enxertos quadricipital e semitendíneo duplo
PM	feixe póstero-medial do ligamento cruzado posterior
SVOC	Serviço de Verificação de Óbitos da Capital

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1. Foto da retirada do enxerto do tendão quadricipital.....45
- Figura 2. Foto dos enxertos do tendão quadricipital (acima) e semitendíneo (abaixo) após retirada e preparo45
- Figura 3. Foto das garras metálicas fixadas à tibia e ao fêmur.....48
- Figura 4. Foto de joelho posicionado a 90° de flexão, fixado à máquina de ensaios. A tibia permaneceu na horizontal com a margem anterior voltada para o solo. A máquina realizava elevação ou descida do fêmur em relação à tibia (seta dupla), que correspondia, respectivamente, aos movimentos de gaveta anterior e posterior49
- Figura 5. Foto da máquina de ensaios Kratos conectada ao computador com o joelho posicionado a 90 graus de flexão51
- Figura 6. Ponto de inflexão determinado por meio de um ensaio de translação anterior e posterior no joelho no.9; neste gráfico, a deformação (ou translação do fêmur) é cumulativa, independentemente do sentido anterior ou posterior. Força em sentido anterior foi representado por valores positivos; força em sentido posterior em negativos52
- Figura 7. Gráfico correlacionando a força aplicada ao fêmur com o deslocamento (deformação) resultante. A deformação é cumulativa, independentemente do sentido anterior ou posterior. Força em sentido anterior foi representado por valores positivos; força em sentido posterior em negativos.....53
- Figura 8. Foto da passagem do fio de Kirchner para a confecção do túnel tibial em um joelho esquerdo55
- Figura 9. A linha isométrica do LCP, segundo Ogata e McCarthy (1992) e Trus et al. (1994). A profundidade da fossa intercondilar é dividida em três terços. Da junção entre o terço anterior e os dois terços posteriores sai uma linha perpendicular ao teto da fossa – a linha isométrica56
- Figura 10. O túnel femoral ântero-lateral de 10mm de diâmetro foi posicionado conforme descrito por Kokron (2000), com seu centro 4mm distalmente à linha isométrica.....57
- Figura 11. Foto das plaquetas metálicas integrantes do dispositivo de fixação tibial. Montadas à esquerda e desmontadas à direita ...58

Figura 12. Foto do dispositivo de fixação tibial. Os fios de poliéster provenientes do enxerto eram presos entre as duas plaquetas metálicas. Os conjuntos para fixação do enxerto colocados, porém somente o enxerto quadricipital fixado nesta foto	59
Figura 13. Foto dos ganchos conectando os fios de poliéster provenientes do enxerto ao dinamômetro.....	59
Figura 14. Foto do tracionamento do enxerto com o dispositivo criado no LIM-41	60
Figura 15. Foto da tela do computador exibindo os valores de tração do enxerto na coluna Célula 1, correspondente ao enxerto quadricipital. A coluna Célula 2 corresponde à tração no enxerto semitendíneo duplo, nula nesta condição de avaliação em específico. A coluna Kratos corresponde ao valor da magnitude da força de sentido posterior aplicada pela máquina de ensaios ao fêmur (anteriorização da tibia) no momento da fixação dos enxertos, padronizada em 134N	60
Figura 16. O túnel póstero-medial foi confeccionado, com seu centro na intersecção de duas linhas. A primeira, paralela à linha isométrica, 5mm proximalmente. A segunda, paralela ao teto da fossa intercondilar, 9mm posteriormente ao centro do túnel ântero-lateral.	62
Figura 17. O túnel femoral ântero-lateral é alargado por uma broca de 12mm de diâmetro para permitir a colocação do enxerto quadricipital e do semitendíneo	64

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Limite do deslocamento posterior da tíbia, em milímetros, segundo a condição de avaliação e o ângulo de flexão do joelho. média, desvio-padrão (entre parênteses) e limites do intervalo de confiança de 95% (entre colchetes)	69
Tabela 2 - Níveis descritivos da comparação dos limites de deslocamento posterior da tíbia, a 0 grau de flexão do joelho, entre as condições de avaliação	71
Tabela 3 - Níveis descritivos da comparação dos limites de deslocamento posterior da tíbia, a 30 graus de flexão do joelho, entre as condições de avaliação	72
Tabela 4 - Níveis descritivos da comparação dos limites de deslocamento posterior da tíbia, a 60 graus de flexão do joelho, entre as condições de avaliação	73
Tabela 5 - Níveis descritivos da comparação dos limites de deslocamento posterior da tíbia, a 90 graus de flexão do joelho, entre as condições de avaliação	74
Tabela 6 - Rigidez ao deslocamento posterior da tíbia, em n/mm, segundo a condição de avaliação e o ângulo de flexão do joelho. média, desvio-padrão (entre parênteses) e limites do intervalo de confiança de 95% (entre colchetes)	75
Tabela 7 - Níveis descritivos da comparação da rigidez ao deslocamento posterior da tíbia a 0 grau de flexão, entre as condições de avaliação	77
Tabela 8 - Níveis descritivos da comparação da rigidez ao deslocamento posterior da tíbia a 30 graus de flexão, entre as condições de avaliação	78
Tabela 9 - Níveis descritivos da comparação da rigidez ao deslocamento posterior da tíbia a 60 graus de flexão, entre as condições de avaliação	79
Tabela 10 - Níveis descritivos da comparação da rigidez ao deslocamento posterior da tíbia a 90 graus de flexão, entre as condições de avaliação	80

LISTA DE GRÁFICOS

- Gráfico 1 - Limite do deslocamento posterior da tíbia, em milímetros, segundo a condição de avaliação e o ângulo de flexão do joelho70
- Gráfico 2 - Rigidez segundo a condição de avaliação e o ângulo de flexão do joelho.....76

RESUMO

MARADEI PEREIRA, J.A.R. *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. 140 p.

O objetivo deste trabalho foi avaliar a influência da espessura do enxerto e da técnica de dois feixes na estabilidade da reconstrução do ligamento cruzado posterior (LCP) na lesão isolada do mesmo. Para isso foram utilizados nove joelhos de cadáver, onde foram estudadas cinco condições de avaliação: joelho com o LCP e demais ligamentos íntegros (Íntegro), LCP reconstruído com um feixe com enxerto do tendão quadricipital de 10mm de largura (Rec 1), LCP reconstruído com dois feixes com enxerto do tendão quadricipital de 10mm para o feixe ântero-lateral e enxerto duplo do tendão do semitendíneo de sete milímetros de diâmetro para o feixe póstero-medial (Rec 2), LCP reconstruído com um feixe com enxertos do tendão quadricipital de 10mm e do tendão duplo do semitendíneo de sete milímetros (Rec M) e joelho com lesão isolada do LCP (Lesado), sempre nesta ordem. Em cada condição foram avaliados o limite do deslocamento posterior da tibia (LDPT) e a rigidez ao deslocamento posterior da tibia ao se aplicar uma força de 134 N em sentido posterior na tibia. Os ensaios foram realizados em uma máquina eletromecânica com o joelho em extensão, 30, 60 e 90° de flexão. A análise estatística foi realizada com o teste de ANOVA e de comparações múltiplas de Newman-Keuls. Em relação à condição Lesado todas as técnicas de reconstrução (Rec 1, Rec 2 e Rec M) reduziram significativamente o LDPT em todos os ângulos. Em relação à condição Íntegro, o LDPT da técnica Rec 1 foi significativamente maior em todos os ângulos, o LDPT da Rec 2 foi equivalente a 0 e 30° e significativamente maior a 60 e 90° e o LDPT da Rec M foi equivalente a 0, 30 e 60° e significativamente maior a 90°. O LDPT da condição Rec M foi significativamente menor (mais estável) que o da Rec 2 a 60 e 90°. O LDPT das técnicas Rec 2 e Rec M foi significativamente menor que o da condição Rec 1 em todos os ângulos testados. A rigidez de todas as técnicas e em todos os ângulos foi sempre significativamente menor que à do joelho íntegro e equivalente à do lesado. Concluiu-se que na reconstrução do LCP, em sua lesão isolada, o aumento da espessura do enxerto melhora significativamente a estabilidade e que a divisão do enxerto para reconstruir os dois feixes piora a estabilidade da reconstrução a 60 e 90° de flexão do joelho.

SUMMARY

MARADEI PEREIRA, J.A.R. The biomechanical effect of graft thickness and two-bundle technique on posterior cruciate ligament reconstruction. São Paulo, 2004. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo. 140 p.

The purpose of this study was to evaluate the biomechanical effect of graft thickness and two-bundle technique on posterior cruciate ligament (PCL) reconstruction of nine human cadaveric knees. Five conditions were tested: intact knee, single-bundle reconstruction with a 10mm-quadriceps tendon(Rec 1), two-bundle reconstruction with a 10mm-quadriceps tendon for the anterolateral bundle and a 7-mm doubled semitendinosus tendon for the posteromedial bundle(Rec 2), single-bundle reconstruction with a 10-mm quadriceps tendon plus a 7-mm doubled semitendinosus tendon (Rec M) and PCL-deficient. Posterior tibial translation (PTT) and stiffness to posterior tibial translation were measured in response to a 134-N posterior tibial load at 0, 30, 60 and 90° of knee flexion. All reconstruction techniques reduced posterior tibial translation at all flexion angles when compared with PCL-deficient knees. When compared with the intact knee, PTT of Rec 1 was significantly higher at all angles, PTT of Rec 2 was not significantly different at full extension and 30° of flexion, PTT of Rec M was not significantly different at full extension, 30 and 60° of flexion. Stiffness of all techniques was always significantly lower than the intact knee at all flexion angles. PTT of the Rec 2 and Rec M techniques was always significantly lower (better stability) than the PTT of Rec 1. PTT of Rec M was significantly lower than the PTT of Rec 2 at 60 and 90°. We concluded that graft enlargement improves the reconstruction stability in isolated PCL lesions, whereas the graft division to perform a two-bundle technique worsens this stability at 60 and 90° of knee flexion.

1. INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

O estímulo à atividade esportiva e a elevação do número de acidentes de trânsito ocasionaram um significativo aumento na incidência das lesões do aparelho locomotor, particularmente dos ligamentos cruzados do joelho (Frank e Jackson, 1997).

O tratamento ideal da lesão do ligamento cruzado posterior (LCP), contudo, ainda não está definido. Existe consenso na literatura quanto à necessidade do tratamento cirúrgico na presença de outras lesões ligamentares no joelho (Hagemeister et al., 2003, Harner e Höher, 1998, Wang et al., 2002b). A controvérsia permanece nas lesões isoladas. Alguns autores preconizam o tratamento conservador nesses casos (Fowler e Messieh, 1987, Kannus et al., 1991, Parolie e Bergfeld, 1986, Torg et al., 1989). Outros, porém, enfatizam que o joelho com lesão do LCP desenvolve alterações degenerativas que pioram com o passar do tempo (Clancy Jr. et al., 1983, Dejour et al., 1988, Geissler e Whipple, 1993, Keller et al., 1993, Wang et al., 2003).

Quando se opta pelo tratamento cirúrgico da lesão do LCP, a técnica cirúrgica de escolha é a sua reconstrução. Com a melhor compreensão da anatomia e biomecânica do ligamento, os resultados das reconstruções também melhoraram, embora ainda não se tenham alcançado resultados que possam apontar como ideal uma determinada técnica (Christel, 2003, Cooper e Stewart, 2004, Houe e Jørgensen, 2003, Wang et al., 2003).

Baseados em pesquisas anatômicas e biomecânicas, alguns autores sugerem que a reconstrução com dois feixes e dois túneis femorais se aproximaria mais da anatomia e função do joelho normal (Ahmad et al., 2003, Chambat et al., 1995, Morgan et al., 1997, Harner e Höher, 1998). Entretanto, nos ensaios em laboratório que concluem pela superioridade da reconstrução com dois feixes (Race e Amis, 1998, Harner et al., 2000b) há um viés pela falta de homogeneidade na espessura do enxerto utilizada nos grupos comparados. Nestes estudos, os autores utilizam um volume de enxerto maior na reconstrução com dois feixes do que na técnica com um feixe. Kokron (2000), utilizando enxertos de mesma espessura nos dois grupos, não observa diferença entre as técnicas.

Diante disso surgiu a pergunta que motivou esta dissertação: a restauração da estabilidade do joelho alcançada com a técnica do duplo feixe se deve à confecção de dois feixes ou à quantidade maior de enxerto?

2. OBJETIVOS

2. OBJETIVOS

O objetivo desta dissertação foi comparar, em espécime anatômico, a influência da espessura do enxerto e da técnica dos dois feixes na estabilidade da reconstrução do ligamento cruzado posterior em sua lesão isolada. Para isso comparamos a estabilidade da reconstrução com dois feixes femorais (enxerto do tendão quadricipital de 10mm de espessura para o feixe ântero-lateral e o tendão do músculo semitendíneo duplo de 7mm de espessura para o feixe pósteromedial) com a estabilidade da reconstrução com um feixe (apenas do feixe ântero-lateral). Nesta última testamos duas situações: a primeira utilizando como enxerto apenas o tendão quadricipital de 10mm e a segunda utilizando o tendão quadricipital de 10mm associado ao semitendíneo duplo de 7mm, isto é, enxertos quantitativamente e qualitativamente iguais aos utilizados na reconstrução com dois feixes femorais.

3. REVISÃO DA LITERATURA

3. REVISÃO DA LITERATURA

Este capítulo será dividido em quatro seções:

- 3.1 Anatomia e Biomecânica do LCP;
- 3.2 Biomecânica dos Enxertos;
- 3.3 Métodos de Fixação;
- 3.4 Biomecânica das Técnicas de Reconstrução.

3.1 Anatomia e Biomecânica do Ligamento Cruzado Posterior

O ligamento cruzado posterior está inserido na face posterior da tíbia, aproximadamente 1cm abaixo da superfície articular e se desloca ântero-medialmente, por trás do ligamento cruzado anterior (LCA), até alcançar a superfície lateral do côndilo femoral medial, onde se insere. A sinóvia, refletida da cápsula posterior, reveste as faces anterior, lateral e medial do LCP. Distalmente, a face posterior do ligamento se funde à cápsula e ao perióstio (Girgis et al., 1975, Van Dommelen e Fowler, 1989).

Segundo Harner et al. (1995), as inserções tibial e femoral são três vezes maiores que a porção média do ligamento. A femoral é ampla, com um formato semelhante a uma meia-lua; sua porção lateral se insere no teto da fossa intercondilar, enquanto a medial na parede medial da fossa. De acordo com Odensten e Gillquist (1993), esta inserção apresenta diâmetro

máximo de 20mm e mínimo de 10mm; Girgis et al. (1975), porém, descrevem tal largura como sendo de 32mm. A inserção tibial, mais complexa, aproxima-se de um retângulo de dimensões de 14 por 12mm; mas se analisada em três dimensões, curva-se póstero-inferiormente no planalto tibial (Harner et al., 1995, Odensten e Gillquist, 1993).

Quanto à área de secção transversa, o LCP é maior na direção medial-lateral e aumenta à medida que se aproxima do fêmur. Proximalmente, sua área de secção transversa corresponde a 150% da do ligamento cruzado anterior (LCA); distalmente, 120% (Harner et al., 1995).

Seu comprimento médio é de 38mm, já a largura média varia de 13 a 14mm (Girgis et al., 1975, Odensten e Gillquist, 1993).

A vascularização do LCP é garantida pela artéria genicular média, ramo da artéria poplítea. Ao deslocar-se anteriormente ela penetra na cápsula posterior do joelho, suprimindo os ligamentos cruzados, a membrana sinovial, a cápsula posterior e as epífises do fêmur e tibia. O tecido sinovial ao redor do LCP é uma fonte importante de suprimento sangüíneo a este ligamento. A base do ligamento cruzado posterior também recebe irrigação de alguns vasos capsulares, ramos das artérias genicular inferior e poplítea (Arnoczky et al., 1979, Scapinelli, 1968).

Hughston et al. (1976), baseados nos achados clínicos e cirúrgicos de 68 joelhos, definem o LCP como o principal estabilizador e centro da rotação desta articulação.

Butler et al. (1980) em estudo biomecânico concluem que o ligamento cruzado posterior é responsável por, em média, 95% da resistência ao

deslocamento posterior da tíbia a 30° e 90° de flexão do joelho. Definem-no, pois, como o restritor primário ao deslocamento posterior da tíbia. No mesmo trabalho, relatam que os principais restritores secundários a este deslocamento são a cápsula póstero-lateral e o tendão do músculo poplíteo (58,2% em conjunto) e o ligamento colateral tibial (15,7%). De menor importância ainda citam a cápsula póstero-medial (6,9%), o ligamento colateral lateral (6,3%) e a cápsula intermédia-medial (6,2%). O trato iliotibial, a cápsula intermédia-lateral e o ligamento cruzado anterior não oferecem resistência ao deslocamento posterior da tíbia.

A secção isolada do LCP em cadáver provoca um aumento do deslocamento posterior da tíbia, que é maior quanto maior a flexão do joelho. A secção isolada do LCP não altera o deslocamento anterior da tíbia sob o fêmur, nem a rotação interna ou a adução e abdução da tíbia em relação ao fêmur. (Burns II et al., 1995, Fukubayashi et al., 1982, Galloway et al., 1996, Gollehon et al., 1987, Grood et al., 1981, Grood et al., 1988, Harner et al., 2000a, Kumagai et al., 2002, Markolf et al., 1976, Markolf et al., 1997a, Pearsall IV et al., 1996, Race e Amis, 1998, Van Dommelen e Fowler, 1989).

Classicamente, o aumento da rotação interna ou externa da tíbia sob o fêmur está condicionado à lesão de outras estruturas do joelho, como o ligamento colateral fibular, tendão do músculo poplíteo, ligamento poplíteo-fibular, ou do ligamento colateral tibial. Caso haja lesão concomitante do LCP, esse aumento de rotação é ainda maior (Gollehon et al., 1987, Grood et al., 1988, Maynard et al., 1996, Noyes et al. 1991, Noyes et al., 1993, Veltri et al., 1995). Após a seção isolada do LCP, o sinal da gaveta posterior

em rotação interna é significativamente menor que em rotação neutra; para que ocorra um aumento da magnitude do sinal da gaveta posterior em rotação interna é necessária a lesão do feixe superficial do ligamento colateral tibial (Ritchie et al., 1998).

Recentemente, alguns autores têm estudado a influência da ação muscular sobre a biomecânica do joelho com lesão do LCP in-vitro e relatam dados novos (Gill et al., 2003, Kumagai et al., 2002). Gill et al. (2003) simulando a ação muscular sobre o joelho com lesão isolada do LCP observam um aumento da rotação externa da tibia a 90 e 120° de flexão. Kumagai et al. (2002) comparam a cinemática de cinco joelhos de cadáver antes e após a lesão do LCP simulando a ação muscular durante o agachamento. Observam que estatisticamente há um aumento não só do deslocamento posterior da tibia mas também da flexão patelar.

Ao se estudar a ação muscular sobre o deslocamento ântero-posterior da tibia, a contração dos músculos semitendíneo, grácil, semimembranáceo e bíceps da coxa ocasiona um deslocamento posterior. Já a contração do músculo quadríceps da coxa ou do músculo poplíteo causa anteriorização tibial, o que pode diminuir o deslocamento posterior da tibia em um paciente com lesão do LCP (Daniel et al., 1988, Harner et al., 1998, More et al., 1993, Yasuda e Sasaki, 1987). Hirokawa et al. (1992) estudam o efeito da tração isolada do músculo quadríceps da coxa sobre o deslocamento ântero-posterior e rotacional da tibia e concluem que a anteriorização tibial ocorre apenas entre 0 e 80° de flexão do joelho, com o máximo de 6,3mm a 30°. Entre 80 e 120° o efeito é inverso, isto é, de posteriorização tibial, com valor

constante de 1,5mm. Em termos de rotação tibial, a contração do músculo quadríceps da coxa entre 0 e 90° de flexão do joelho causa aumento da rotação interna, e entre 90 e 120° aumento da rotação externa (Hirokawa et al, 1992). Gill et al. (2003) estudam o efeito de forças musculares simuladas de 400N do quadríceps sobre o joelho intacto a 0, 30, 60, 90 e 120° de flexão e observam anteriorização da tibia a 0, 30 e 60°, e posteriorização a 90 e 120°. Quando associam 200N de força na musculatura flexora (bíceps femoral, semitendíneo e semimembranáceo) a posteriorização tibial se inicia a 60° de flexão.

Os estudos sobre a resistência máxima do LCP concordam quanto à diminuição da resistência com o aumento da idade (Kennedy et al., 1976, Kokron et al., 1993, Trent et al., 1976). Contudo, os trabalhos em que o LCP é analisado como uma unidade, apresentam resultados divergentes quanto à resistência máxima do ligamento. Kennedy et al. (1976) afirmam que a resistência máxima do LCP é o dobro da do LCA. Outros autores discordam, apresentando valores semelhantes tanto para o LCP quanto para o LCA (Hernandez, 1994, Kokron et al., 1993, Trent et al., 1976). Em 1994, Race e Amis afirmam que por ser o LCP constituído de dois feixes que são solicitados em ângulos distintos, não seria possível tensionar todas as suas fibras paralelamente em um mesmo ângulo, e portanto os resultados seriam subestimados; no mesmo estudo preconizam a análise dos dois feixes do LCP de forma separada.

Embora não exista uma separação anatômica, classicamente o ligamento cruzado posterior é dividido de modo funcional em dois feixes, que

são tensionados em situações diferentes de acordo com o grau de flexão do joelho: o feixe ântero-lateral e o pósteromedial (Girgis et al., 1975, Hughston et al., 1980, Van Dommelen e Fowler, 1989). Juntamente com os ligamentos menisco-femorais, quando presentes, formam o que Harner et al. (1995) denominam de complexo posterior.

O feixe ântero-lateral se insere na porção anterior da inserção femoral do LCP e na porção ântero-lateral da inserção tibial. O feixe pósteromedial se insere na área mais posterior da inserção femoral do ligamento e na região pósteromedial da inserção tibial (Girgis et al., 1975, Harner et al., 1995). As fibras do feixe AL são tensionadas com a flexão e relaxadas com a extensão do joelho; com o feixe PM ocorre o contrário, apesar de apresentarem um comportamento mais isométrico (Ahmad et al., 2003, Covey et al., 1996, Harner et al., 1995, Hughston et al., 1980, Trent et al., 1976, Van Dommelen e Fowler, 1989).

Race e Amis (1994) e Harner et al. (1995) estudam as propriedades mecânicas dos dois feixes do LCP isoladamente. Relatam que além da área de secção transversa cerca de quatro vezes maior, o feixe AL apresenta resistência máxima cerca de 4 a 6 vezes maior que a do feixe PM, e rigidez de 3 a 5 vezes maior.

Christel et al. (1995), considerando a tensão e a orientação das fibras do LCP, afirmam que o LCP opõe uma resistência maior ao deslocamento posterior da tibia quando o joelho está em extensão, e que maior número de fibras oferecem resistência a esse deslocamento em flexão do que em extensão do joelho. Sugerem ainda que as fibras do feixe PM são as

primeiras a oferecer resistência ao deslocamento posterior da tíbia, e que o feixe AL funciona como uma reserva de fibras oferecendo resistência ao deslocamento tibial apenas mediante forças maiores.

Por outro lado, em 1998, Fox et al. estudam a força in-situ do LCP e de seus feixes ao se aplicar uma carga em sentido posterior na tíbia de cadáveres, entre 0 e 90° de flexão. Observam que quando não se aplica a carga na tíbia, o feixe AL fica tenso à flexão, enquanto o feixe PM durante a extensão. Entretanto, ao se aplicar uma carga em sentido posterior na tíbia, os dois feixes são tensionados e as forças in-situ mensuradas de cada feixe não se diferem significativamente entre si em nenhum ângulo avaliado. Afirmam que nenhum feixe é dominante na restrição à posteriorização tibial. Observam ainda que as maiores forças in-situ são alcançadas próximas à flexão máxima, e assim, o tracionamento do enxerto durante a cirurgia de reconstrução é melhor realizado com o joelho fletido. Os mesmos autores optam pela reconstrução apenas do feixe AL devido ao seu maior tamanho e sua maior rigidez.

Da mesma forma, Ahmad et al. (2003) ao analisarem em conjunto o comprimento e a orientação dos feixes do LCP durante a flexão de 0° a 120° do joelho, afirmam haver uma codominância entre eles. Segundo os autores, com a flexão do joelho o feixe AL fica mais alongado, porém sua orientação se torna mais verticalizada o que diminui seu potencial de resistir ao deslocamento posterior da tíbia. Enquanto isso, durante a flexão, apesar de o feixe PM se tornar mais relaxado, sua orientação fica mais horizontalizada, aumentando sua capacidade de evitar a posteriorização tibial. Concluem

dessa forma que nenhum dos feixes efetivamente é dominante na restrição da translação posterior da tíbia em ângulos de flexão específicos, sugerindo que a reconstrução dos dois feixes alcança uma função mais fisiológica do LCP.

Os ligamentos menisco-femorais (LMF) anterior e posterior, também conhecidos respectivamente como ligamento de Humphry e Wrisberg, inserem-se no aspecto lateral do côndilo femoral medial próximo à inserção do LCP (anterior ou posterior a ele) e no corno posterior do menisco lateral. Sua localização é constante, porém sua incidência é variável. Estudos anatômicos relatam joelhos que possuem os dois ligamentos, outros com apenas um, e outros com nenhum. Esta frequência é bastante variada na literatura. Segundo Heller e Langman (1964) que estudam 140 joelhos, 71% deles apresentam um ligamento menisco-femoral, sendo 36% o anterior e 35% o posterior, e apenas 6% apresentam ambos. Já na amostra de 84 joelhos de Gupte et al. (2002), um dos ligamentos está presente em 93% dos joelhos. Observam que os 42 joelhos (50%) que possuem os dois ligamentos apresentam faixa etária significativamente inferior à dos demais e sugerem com isso que esses ligamentos podem degenerar com a idade. De acordo com o estudo de Harner et al. (1995), apresentam área de secção transversa correspondente a 22% da do LCP. Em relação ao feixe AL, apresentam módulo de elasticidade semelhante, rigidez três vezes menor (semelhante à do feixe PM) e resistência máxima cinco a oito vezes menor. Diante disso, Harner et al. (1995) acreditam que a importância destes ligamentos para o complexo posterior não deve ser desprezada. Gupte et al. (2003) estudam em joelhos de cadáveres a função dos ligamentos menisco-

femorais como restritores secundários ao deslocamento posterior da tíbia e constatam que os LMF contribuem com 28% na resistência total à gaveta posterior a 90° de flexão no joelho com ligamento cruzado posterior íntegro, e com 70,1% no joelho com LCP lesado. Observam ainda que a remoção dos LMF nos joelhos com o LCP lesado aumenta o deslocamento posterior da tíbia entre 15 e 90° de flexão e não influencia a estabilidade rotatória.

3.2 Biomecânica dos Enxertos

Entre muitos fatores a serem analisados na reconstrução do LCP, a escolha do enxerto e de seu método de fixação é um ponto de grande importância.

Enxertos autólogos e aloenxertos são aceitos, enquanto os ligamentos artificiais devem ser evitados (Frank e Jackson, 1997, Höher et al., 2003).

Segundo Höher et al. (2003), o enxerto ideal para o LCP é aquele com propriedades estruturais idênticas ao LCP intacto, a mesma geometria, que não apresente morbidade do sítio doador, de fácil inserção, que permita uma fixação segura em uma posição anatômica e rápida incorporação. Além disso deve-se ter em mente, durante o planejamento da reconstrução, a alta frequência de lesões associadas e que requeiram também a utilização de enxertos (Höher et al., 2003).

Os enxertos autólogos incluem o ligamento da patela, o tendão do músculo quadríceps da coxa e os tendões dos músculos semitendíneo e grácil.

O enxerto do ligamento da patela consiste de uma tira de 10 a 12 cm de largura, por 4 a 6cm de comprimento conectado a um bloco ósseo de 2 a 2,5cm de comprimento em cada uma de suas extremidades. Tais blocos permitem uma incorporação osso-osso no túnel.

A utilização do tendão do músculo quadríceps da coxa nas reconstruções dos ligamentos cruzados do joelho foi introduzida por Fulkerson e Langeland (1995). Sua largura varia de 10 a 12cm, com comprimento médio da porção tendínea de 8 a 10cm associada a um bloco ósseo do pólo proximal da patela de mais 2 a 2,5cm de comprimento. Sua espessura é de 8 a 9mm, maior que a do ligamento patelar, que é de 4mm. A extremidade óssea pode ser fixada tanto a um túnel ósseo como pela técnica “inlay” na tíbia (descrita posteriormente), já a extremidade tendínea necessita de um túnel ósseo para haver uma incorporação tendão-osso. O enxerto do tendão do músculo quadríceps da coxa pode também ser dividido longitudinalmente caso se queira utilizá-lo com a técnica de dois túneis femorais.

Nas reconstruções do LCP o enxerto deve ser mais comprido que na reconstrução do LCA. Esta é uma vantagem da utilização dos tendões dos músculos semitendíneo e grácil. Em geral são utilizados dobrados cada um ao meio, de modo a originarem um enxerto quádruplo. Na técnica com dois túneis femorais podem ser utilizados como dois enxertos duplos. Sua integração óssea requer uma cicatrização tendão-osso, que é influenciada pelo tipo de fixação (Höher et al., 2003).

As propriedades biomecânicas dos enxertos mais avaliadas na literatura são: a resistência máxima, a rigidez e, mais recentemente, o relaxamento à tração.

Segundo Race e Amis (1994), o feixe AL do LCP apresenta resistência máxima de $1620\pm 500\text{N}$ e o feixe PM $258\pm 83\text{N}$.

Schatzmann et al. (1998) não encontram diferenças significativas entre a resistência máxima do tendão quadricipital e a do ligamento patelar, respectivamente, $2172\pm 618\text{N}$ e $1953\pm 325\text{N}$. Após o pré-tensionamento dos enxertos há um aumento significativo da resistência máxima do ligamento patelar ($2376\pm 151\text{N}$), o que não ocorre com o tendão quadricipital ($2352\pm 495\text{N}$). Observam também a maior área de secção transversa do tendão quadricipital ($64,6\text{mm}^2$) em comparação ao ligamento patelar ($36,8\text{mm}^2$).

Hamner et al. (1999) observam que ao se dobrar e tensionar igualmente o tendão do músculo semitendíneo, sua resistência máxima dobra em relação ao tendão simples, o mesmo acontecendo com o tendão do músculo grácil. Relatam ainda que o enxerto quádruplo (semitendíneo duplo + grácil duplo) igualmente tensionado apresenta resistência máxima que se aproxima da soma da resistência dos dois tendões duplos, isto é, $4090\pm 295\text{N}$, além de área de secção transversa de $52,9\text{mm}^2$.

Race e Amis (1994) relatam que o feixe AL apresenta rigidez de $347\pm 140\text{ N/mm}$, enquanto o PM $77\pm 32\text{N/mm}$.

Fenômeno semelhante ao que ocorre com a resistência é observado por Hamner et al. (1999) em relação à rigidez, isto é, ela dobra de valor ao dobrarmos os tendões do semitendíneo e também do grácil; e para o enxerto quádruplo a rigidez corresponde a aproximadamente a soma dos valores dos dois tendões duplos, ou seja, $776\pm 204\text{N/mm}$.

Schatzmann et al. (1998) observam que a rigidez do enxerto do ligamento patelar ($423\pm 66\text{N/mm}$) é maior que a do enxerto quadricipital ($312\pm 49\text{N/mm}$) e que essa diferença aumenta ainda mais com o pré-tensionamento.

Há alguns anos para caracterizar melhor a resistência mecânica do conjunto enxerto-fixação, passou-se a estudar também, além da resistência máxima e da rigidez, o relaxamento à tração. Após a fixação das extremidades de um enxerto sob determinada tração, ocorre uma diminuição progressiva da força de tração do enxerto com o decorrer do tempo: esse fenômeno é conhecido como relaxamento à tração e sua magnitude pode ser minimizada pelo pré-tensionamento (Górios, 2000, Graf et al., 1994, Höher et al., 2000, Marklof et al., 2002, Scheffler et al., 2002).

Graf et al. (1994) constatarem significativo relaxamento à tração no enxerto do ligamento patelar de macacos, e que este pode ser minimizado pelo pré-tensionamento, seja estático ou cíclico. Observam também que o efeito do pré-tensionamento é perceptível até 30 minutos após a liberação da tração.

Schatzmann et al. (1998) estudam o efeito do pré-tensionamento cíclico dos enxerto do ligamento patelar e do tendão quadricipital e observam que com 200 ciclos apenas o ligamento patelar apresenta mudanças significativas, caracterizadas pelo aumento da sua resistência máxima e rigidez. Relatam também que o comprimento do enxerto se estabiliza apenas após 160 ciclos, sendo que a maior parte do relaxamento ocorre nos primeiros ciclos. O ligamento patelar sofreu um relaxamento médio de 2,2%, o tendão quadricipital de 3,2%.

Boylan et al. (2003) estudam a reconstrução do ligamento cruzado anterior de cadáveres com o enxerto quádruplo dos tendões dos músculos semitendíneo e grácil fixado ao fêmur por uma célula de carga conectada a uma fita Mersilene[®] e à tíbia pelo método convencional (sutura ao redor de parafuso + arruela). Após 1000 ciclos observam uma diminuição média de 50,2% na tensão do enxerto em relação à tensão inicial aplicada.

Höher et al. (2000) comparam duas formas de fixação do enxerto quádruplo dos tendões dos músculos semitendíneo e grácil na reconstrução do LCA em cadáveres após ciclagens repetidas: a primeira com endobutton[®]+fita de poliéster no fêmur e fixação convencional na tíbia; a segunda com parafuso transverso no fêmur e 2 parafusos com arruelas diretamente sobre o enxerto na tíbia. Encontram um alongamento de 3,8% no primeiro grupo e de 0,3% no segundo. No primeiro grupo, 90% deste alongamento ocorre na região proximal e distal do conjunto, ou seja, na fita de poliéster+endobutton[®] proximalmente e na sutura ao redor do parafuso distalmente.

Górios (2000) avalia o relaxamento à tração do LCA, do enxerto do ligamento da patela e do enxerto quádruplo dos tendões dos músculos semitendíneo e grácil após três ensaios de tração axial de 147N. O LCA apresenta relaxamento significativo apenas no primeiro ensaio, enquanto nos enxertos ele continua ocorrendo após o segundo ensaio, sendo significativamente maior no enxerto quádruplo que no ligamento da patela que, por sua vez, é maior que no LCA. Nota também que enquanto a rigidez do LCA não se altera, a rigidez dos enxertos aumenta a cada ensaio.

Chen et al. (2002) comparam o enxerto do tendão quadricipital e o quádruplo dos tendões dos músculos semitendíneo e grácil na reconstrução do LCP de pacientes com seguimento mínimo de dois anos e não constata diferenças significantes entre os dois grupos. Concluem que ambos são boas opções de enxerto para a reconstrução do LCP. Kokron (2000) em estudo biomecânico da reconstrução do LCP obtém resultados semelhantes, sem diferença significativa entre os dois tipos de enxerto.

Nos últimos anos a utilização dos aloenxertos vem se tornando mais popular nas reconstruções do ligamento cruzado posterior, sobretudo na técnica de duplo túnel femoral e quando há reconstrução associada de outras lesões (Höher et al., 2003, Nyland et al., 2002). Para a reconstrução do LCP os mais utilizados são o tendão do calcâneo, o tendão dos músculos tibial anterior e tibial posterior, o tendão quadricipital e o ligamento da patela (Höher et al., 2003, Wojtys, 2004¹). Suas principais vantagens são: a ausência de morbidade do sítio doador, redução do tempo cirúrgico, disponibilidade de enxertos de maior diâmetro e com maior quantidade de tecido colágeno forte e denso (tendão do calcâneo e do músculo tibial anterior) e de comprimento suficiente para quase todas as técnicas. Suas principais desvantagens incluem: disponibilidade difícil, risco de transmissão de doenças infecciosas, qualidade do tecido e incorporação do enxerto (Höher et al., 2003).

¹ Wojtys EM. (University of Michigan). Selection criteria for PCL reconstruction and available grafts. [Conferência proferida no curso Posterior cruciate ligament: surgical treatment, combined instabilities durante o American Academy of Orthopedic Surgeons 71st. Annual Meeting; 2004; San Francisco].

3.3 Métodos de Fixação

A resistência inicial do enxerto é limitada pela resistência do método de fixação empregado. Portanto, a resistência da porção intra-articular do enxerto só passa a ser o fator principal na resistência do conjunto enxerto-fixação após a incorporação do enxerto ao osso. A função da técnica de fixação é, pois, garantir uma estabilidade primária suficiente que permita uma adequada reabilitação pós-operatória (Chen et al., 2003a).

O conhecimento das forças que atuam no LCP intacto é de fundamental importância para se estabelecer a força que a reconstrução do LCP deverá suportar (Höher et al., 2003).

Butler et al. (1980) mostram que o LCP é o restritor primário à posteriorização tibial. Assim, as forças sobre o LCP ou seu enxerto aumentam quando se aplica uma carga na face anterior da tibia em sentido posterior. Além disso, as forças sobre o LCP dependem também em grande parte do ângulo de flexão do joelho, sendo maiores a 90° de flexão (Fox et al., 1998, Markolf et al., 2002, Oakes et al., 2003, Wang et al., 2002a). Fox et al. (1998) observam que mediante uma carga de 110N aplicada em sentido posterior na tibia a 90° de flexão, a força sobre o LCP alcança cerca de 112N em um joelho de cadáver, excluindo-se a ação muscular.

Os resultados dos estudos in-vitro têm sido razoavelmente consistentes entre os autores (Fox et al., 1998, Markolf et al., 2002, Race e Amis, 1996, Wang et al., 2002a). Há controvérsia, porém, nos estudos in-vivo. Morrison (1970) afirma que o pico de força sobre o LCP durante a

caminhada é de 330N. Zheng et al. (1998) relatam um pico de força no LCP durante a extensão do joelho em exercícios de cadeia cinética aberta de 950N, e em cadeia cinética fechada de 1860N. Já Toutongi et al. (2000) reportam que a força estimada sobre o LCP durante exercícios de agachamento (cadeia cinética fechada) é de cerca de 2500N.

A maioria das técnicas de fixação para o enxerto do LCP foi originariamente desenvolvida para as reconstruções do LCA e a seguir adaptadas ao LCP, apesar das diferenças biomecânicas entre os dois. Höher et al. (2003) citam que as diferenças principais entre as reconstruções do LCA e do LCP são: o comprimento intra-articular do enxerto, a angulação aguda dos enxertos nas entradas dos túneis ósseos, o comprimento dos túneis ósseos e a qualidade óssea na região de fixação do enxerto.

O método de fixação é chamado de anatômico, quando o local da fixação está próximo à inserção anatômica do ligamento, por exemplo o parafuso de interferência; e não-anatômico ou extra-cortical quando a fixação fica longe da inserção anatômica do ligamento, como as fixações corticais fora dos túneis ósseos.

3.3.1 Fixação femoral

De acordo com Höher et al. (2003) as seguintes formas de fixação femoral podem ser utilizadas:

- Anatômicas:

- parafuso de interferência, metálico ou bioabsorvível, dentro do túnel ósseo

- Não-anatômicas:

- botão ou endobutton[®] na cortical do côndilo femoral medial;
- grampos ou parafuso + arruela para fixação direta do enxerto ao osso.

Os parafusos de interferência podem ser introduzidos a partir da articulação para dentro do túnel ósseo (“inside-out”) ou a partir da cortical medial do fêmur em direção à articulação (“outside-in”). Tantos os enxertos com blocos ósseos quanto os sem podem ser fixados por este método (Höher et al., 2003). Para este tipo de fixação a resistência do parafuso de interferência varia de 200 a 800N (Brand Jr. et al, 2000, Selby et al., 2001). Esta resistência pode ser aumentada com uma fixação híbrida, isto é, a utilização além do parafuso de interferência da sutura ao redor de um parafuso com arruela (Chen et al., 2003a, Nargakatti et al., 2001, Scheffler et al., 2002, Weiler et al., 1998).

Quanto à fixação não-anatômica, os enxertos podem ser fixados ao lado do túnel ósseo na cortical femoral do côndilo medial. Segundo Höher et al. (2003), tais dispositivos de fixação se proeminentes costumam causar dor durante a movimentação do joelho e, no caso do endobutton[®], há o risco de ele ficar localizado dentro da articulação e causar irritação sinovial.

No caso da reconstrução com dois túneis femorais, a fixação pode ser realizada de forma anatômica ou extra-cortical. Para Höher et al. (2003) a

utilização de um parafuso de interferência em cada túnel pode causar um colapso da ponte óssea entre os dois túneis, por isso preconiza a fixação anatômica em um e a extra-cortical no outro túnel.

3.3.2 Fixação tibial

A fixação do enxerto na tibia pode ser realizada das seguintes formas:

- Com túnel ósseo:

- Anatômica: parafuso de interferência metálico ou bioabsorvível
- Extra-cortical:
 - fixação convencional (suturas ao redor do parafuso);
 - parafuso e arruela diretamente sobre o enxerto;
 - grampos sobre o enxerto

- Sem túnel ósseo:

- Fixação direta do bloco ósseo à face posterior da tibia (“onlay”) ou em uma pequena escavação na face posterior da tibia (“inlay”) usando parafuso interfragmentar ou grampo.

Embora os parafusos de interferência permitam uma fixação mais anatômica, Höher et al. (2003) relatam que o torque durante a inserção do parafuso no túnel tibial nas reconstruções do LCP é pequeno devido à maior fraqueza do osso esponjoso da região posterior da tibia. Assim, recomendam a utilização de um método de fixação complementar (fixação híbrida) para aumentar a resistência inicial, opinião compartilhada por outros

autores (Chen et al., 2003a, Nargakatti et al., 2001, Scheffler et al., 2002, Weiler et al., 1998). Outra forma de fixação com túnel ósseo é a extra-cortical isoladamente.

Scheffler et al. (2002) estudam a resistência do conjunto enxerto-fixação em joelhos de cadáver após reconstrução do LCA. Comparam a fixação anatômica (parafuso de interferência) nas duas extremidades do enxerto quádruplo (dos tendões dos músculos semitendíneo e grácil) e nos dois blocos ósseos do ligamento da patela, com a fixação convencional nas duas extremidades do enxerto quádruplo e com um último grupo onde se utiliza o enxerto quádruplo com fixação anatômica no fêmur e convencional na tíbia. Concluem que a fixação anatômica apresenta melhores propriedades estruturais e menor perda da fixação que a fixação extra-cortical (método convencional). O grupo onde se utiliza a fixação convencional no fêmur e tíbia é o que apresenta as piores propriedades estruturais. A fixação tibial é o local mais fraco do conjunto enxerto-fixação de todas as reconstruções anatômicas. O enxerto do ligamento da patela é o que apresenta a maior rigidez e o menor escorregamento do enxerto. Sugerem que para se evitar o escorregamento do enxerto quádruplo com o parafuso de interferência, deva-se utilizar uma fixação de reforço (híbrida), sobretudo na tíbia.

Spencer et al. (1996) comparam os materiais utilizados na fixação convencional das reconstruções dos ligamentos cruzados e relatam que os fios trançados de poliéster n^o.5 apresentam o maior módulo de elasticidade e que sofrem deslizamento.

Krackow et al. (1986) descrevem um tipo de nó para se utilizar na fixação de tendões e ligamentos durante as cirurgias ligamentares e artroplastias do joelho.

Amatuzzi et al. (1993) comparam a resistência à tração do ligamento da patela com diferentes técnicas de fixação e não encontram diferenças entre a resistência máxima da fixação com parafuso de interferência e a fixação convencional, assim como dos fios de aço n^o.2 em relação aos fios de poliéster trançado n^o.5. Albuquerque (1994) observa que o conjunto enxerto-fixação do ligamento da patela com fixação convencional tem maior resistência máxima quando a passagem dos fios é realizada pelo fragmento ósseo do que pela interface osso-ligamento. Não nota diferença entre a utilização de dois ou três fios pelo fragmento ósseo em relação à resistência máxima do conjunto.

Berg (1995) propõe a fixação da extremidade distal do enxerto em uma pequena escavação óssea na face posterior da tíbia (técnica "inlay") como forma de melhorar a orientação das fibras do enxerto. O fragmento ósseo é em geral fixado com um ou dois parafusos esponjosos de posterior para anterior. Em relação à técnica com o túnel tibial, apresenta a vantagem de eliminar a angulação aguda que o enxerto deve fazer na cortical posterior da tíbia, conhecido como o ângulo assassino (Berg, 1995, Bergfeld et al., 2001, Christel, 2003, Höher et al., 2003). Suas desvantagens são a necessidade de uma via de acesso posterior no joelho, com a mudança da posição do paciente durante a cirurgia, e a dificuldade de retirada do material de fixação em caso de revisão (Christel, 2003, Höher et al., 2003).

Margheritini et al. (2004) em trabalho biomecânico em joelhos de cadáver relatam que não há diferença estatística entre a técnica com túnel transtibial e a “inlay” no momento zero, ou seja, logo após a reconstrução. Resultado semelhante foi alcançado por Oakes et al. (2002). Markolf et al. (2002) comparam as duas técnicas em joelhos de cadáveres após aplicação de força de posteriorização tibial de 50 a 300N, a 45° de flexão, repetidas 2000 vezes e concluem que a técnica “inlay” é superior à do túnel transtibial no que se refere à falha do enxerto, adelgaçamento e aumento permanente do comprimento do enxerto.

Cooper e Stewart (2004) relatam bons resultados com a técnica “inlay” em 41 pacientes com seguimento pós-operatório entre dois e dez anos. Christel (2003) recomenda reservar a utilização da técnica “inlay” apenas para os casos de revisão.

Recentemente, Wang et al. (2002a), Chen et al. (2003a) e Kitamura et al. (2003) realizaram estudos do conjunto enxerto-fixação em reconstruções do LCP.

Wang et al. (2002a) comparam em cadáveres o efeito da posição do joelho, da tensão do enxerto e do seu modo de fixação na reconstrução do LCP. Utilizam o ligamento da patela fixado com parafusos de interferência na tibia e fêmur em um grupo, e fixado pelo método convencional na tibia e fêmur no outro grupo. Não encontram diferença estatística em relação à resistência máxima dos dois métodos de fixação. Sugerem que o enxerto seja fixado em 20 a 30° de flexão do joelho e com tração de 68N.

Chen et al. (2003a) estudam a resistência de três diferentes conjuntos enxerto-fixação em reconstruções do LCP de porcos em relação ao LCP intacto. O enxerto do ligamento da patela fixado com um parafuso de interferência em cada extremidade; o enxerto quádruplo dos tendões dos músculos semitendíneo e grácil fixado ao fêmur por meio de uma fita Mersilene[®] presa a um parafuso, e à tibia por meio de sutura com fios de poliéster número 2 a um parafuso (fixação convencional); e o enxerto do tendão do calcâneo fixado ao fêmur com um parafuso de interferência em sua extremidade óssea, e à tibia por meio da fixação convencional (sutura com fios de poliéster número 5 a um parafuso). Todos apresentam uma resistência inicial de fixação significativamente mais fraca que a do LCP normal (2015N), assim como rigidez também significativamente menor. O ligamento da patela apresenta a menor resistência máxima à tração entre os conjuntos estudados, em média 691N, porém é o que apresenta a menor translação tibial, significativamente menor inclusive que a do LCP normal. O enxerto quádruplo é o que possui a maior resistência máxima entre os enxertos, em média 1137N, porém é o que apresenta a maior translação tibial. O enxerto do tendão do calcâneo tem resistência máxima intermediária e a menor rigidez. Concluem que é melhor evitar as forças de posteriorização sobre o enxerto antes de sua incorporação no túnel ósseo, e que uma fixação dupla (híbrida) no fêmur e tibia pode contribuir para um aumento na resistência inicial da fixação.

Kitamura et al. (2003) comparam em porcos três técnicas de reconstrução do LCP: a primeira utilizando um enxerto quádruplo de

tendões flexores fixo ao fêmur por meio de um endobutton® e à tíbia pelo método convencional; a segunda com o ligamento da patela e suas extremidades ósseas fixas com parafuso de interferência; e a terceira com o ligamento da patela fixo ao fêmur com parafuso de interferência e pela técnica “inlay” na tíbia por meio de parafuso cortical com arruela. Ao fim da reconstrução submetem um grupo de joelhos a 5000 ciclos com carga de 89N e outro a 5000 ciclos de 3mm de translação. Observam uma translação tibial significativamente maior com a primeira técnica em relação à segunda e à terceira, e não constata diferença entre estas duas últimas. Sugerem que ao se utilizar o conjunto tendões flexores-endobutton® é necessário um período maior de imobilização pós-operatória.

3.4 Biomecânica das Técnicas de Reconstrução do LCP

Vários fatores devem ser considerados para uma adequada reconstrução do LCP. A seleção do enxerto e do método de fixação, a utilização ou não do túnel na tíbia, o correto posicionamento do(s) enxerto(s) e a reconstrução de um ou dos dois feixes do LCP. As três primeiras questões já foram comentadas.

No que se refere ao posicionamento do túnel tibial, pequenos desvios em relação à inserção tibial original do LCP não causam tantas alterações no resultado da reconstrução quanto um mau posicionamento femoral (Bach

Jr. et al., 1992, Bomberg et al., 1990, Burns II et al., 1995, Galloway et al., 1996, Grood et al., 1989, Markolf et al., 2003).

O correto posicionamento do enxerto no fêmur é fator crucial (Bach Jr. et al., 1992, Galloway et al., 1996, Mannor et al., 2000, Race e Amis, 1998). A inserção femoral do LCP, contudo, é bastante ampla. Harner et al. (1995) descrevem a área como correspondente a 150% da área de inserção femoral do LCA. Estende-se desde o teto da fossa intercondilar (posição das 12 horas), pela face lateral do côndilo femoral medial, até aproximadamente a posição das cinco horas no caso do joelho direito. Ao contrário do LCA, apenas uma pequena quantidade destas fibras apresenta um comportamento isométrico (Grood et al., 1989, Covey et al., 1996).

As pesquisas biomecânicas demonstram que as técnicas que tentam reconstruir esse comportamento isométrico não alcançam resultados satisfatórios na restrição ao deslocamento posterior da tibia a partir de um determinado ângulo de flexão do joelho; a partir de 60° nos trabalhos de Burns II et al. (1995) e Galloway et al. (1996); a partir de 45° para Pearsall IV et al. (1996). Bomberg et al. (1990) e Race e Amis (1998) também apresentam resultados insatisfatórios com a reconstrução isométrica.

Para Christel (2003) por ser o LCP uma estrutura essencialmente não isométrica, somente as reconstruções anatômicas podem restaurar a função de um LCP normal.

Vários trabalhos tentam determinar qual o melhor posicionamento do túnel ou túneis no fêmur. Antes de analisá-los, porém, devem-se observar os termos utilizados para descrever a fossa intercondilar. Existem dois tipos de

terminologia: a anatômica, que considera o joelho em extensão, e a cirúrgica, que se baseia no joelho em 90° de flexão (Amis et al., 1994). Em 1994, a Sociedade Européia de Medicina Esportiva, Cirurgia do Joelho e Artroscopia (European Society of Sports Medicine, Knee Surgery and Arthroscopy – ESSKA) orientou que se utilizasse a terminologia anatômica para fins de normatização. Como no plano sagital o teto da fossa intercondilar é obliquo às direções ântero-posterior e proximal-distal, referir-se a um ponto como anterior a outro implica dizer que aquele é distal a este. Quando se diz que um ponto é mais posterior que outro está implícito que o ponto também é mais proximal (Amis et al., 1994).

Na literatura há três formas de se localizar a área isométrica da inserção femoral do LCP. Uma por meio da distância, em números absolutos, a partir da junção cartilagem-osso na abertura anterior da fossa intercondilar; outra através da regra de um terço de profundidade da fossa; e a última toma como base a inserção anatômica do LCP.

Para Grood et al. (1989) a linha isométrica se localiza a 13mm a partir da abertura anterior da fossa. Na opinião de Sidles et al. (1988) essa distância é de 11mm. Para a regra do um terço de profundidade, preconizada por Ogata e McCarthy (1992) e por Trus et al. (1994), mede-se a distância entre a abertura anterior e a posterior da fossa e se divide o valor por três; na junção do primeiro com o segundo terço, de anterior para posterior, localiza-se a área isométrica. Já Covey et al. (1996) e Friederich e O'Brien (1992) preferem tomar como referência a inserção anatômica.

A maioria dos trabalhos relata que deslocamentos dentro da área isométrica numa direção perpendicular ao teto causam pequenas variações na isometricidade. Por outro lado, mudanças ao longo do teto da fossa intercondilar para anterior ou posterior em relação à área isométrica provocam alterações importantes (Bomberg et al., 1990, Friederich e O'brien, 1992, Grood et al., 1989, Ogata e McCarthy, 1992, Sidles et al., 1988, Trus et al., 1994). Dessa forma, alguns autores definem, dentro da inserção anatômica do LCP, uma linha isométrica aproximadamente perpendicular ao teto que divide a parede medial da fossa em duas áreas não-isométricas. A área isométrica possui uma largura aproximada de 3mm (Friederich e O'brien, 1992, Grood et al., 1989, Sidles et al., 1988, Trus et al., 1994). A maior parte das fibras estão localizadas na área não-isométrica anterior (ou distal) à linha, alongam-se com a flexão do joelho e relaxam em extensão; as fibras restantes na área não-isométrica posterior têm comportamento recíproco, isto é, alongam-se em extensão e relaxam em flexão (Bach Jr. et al., 1992, Bomberg et al., 1990, Covey et al., 1996, Friederich e O'brien, 1992, Grood et al., 1989, Odensten e Gillquist, 1993, Ogata e McCarthy, 1992, Sidles et al., 1988, Trus et al., 1994).

Nos estudos biomecânicos a estabilidade da reconstrução do LCP é avaliada ao se aplicar uma força padronizada em sentido posterior na tíbia com o LCP íntegro. A seguir, o ligamento é removido e a reconstrução realizada. Ao término desta, a estabilidade do joelho é novamente avaliada com a mesma força e comparada com a avaliação anterior. A avaliação da estabilidade do joelho com o LCP íntegro e reconstruído é em geral

efetuada pela mensuração do deslocamento posterior da tíbia, que é a medida do seu maior deslocamento posterior quando aplicada a força padronizada (Kokron, 2000).

Estudos biomecânicos em joelhos de cadáver tentam definir o melhor posicionamento do túnel femoral. Bomberg et al. (1990) e Galloway et al. (1996) relatam que a reconstrução do LCP com o túnel femoral na região não-isométrica anterior apresenta resultados mais satisfatórios que o túnel na região isométrica.

Burns II et al. (1995) comparam três tipos de reconstrução do LCP com o ligamento da patela de 10mm. A primeira com o túnel femoral na posição isométrica; a segunda com o túnel 5mm distal ao primeiro; e a terceira com o túnel 5mm proximal ao primeiro. Testam também a influência da técnica de tracionamento do enxerto. Concluem que a reconstrução com o túnel distal e cujo enxerto foi fixado a 90° de flexão do joelho e com gaveta anterior de 156N é o que alcança os melhores resultados em termos de estabilidade entre 0 e 90° de flexão do joelho.

Harner et al. (2000c) estudam o efeito do ângulo de flexão do joelho e da aplicação de uma carga de anteriorização da tíbia no momento da fixação do enxerto sobre a biomecânica da reconstrução do LCP. Utilizam um túnel femoral no centro da inserção do feixe AL do LCP e enxerto do calcâneo de 11mm de largura, fixado ao fêmur com parafuso de interferência e à tíbia por um dispositivo especialmente desenvolvido para o estudo. Concluem que a fixação do enxerto com o joelho em extensão provoca um excesso de constrição e eleva significativamente as forças sobre o enxerto; já, a sua

fixação em 90° de flexão e com uma força de anteriorização na tibia de 134N restaura a biomecânica do joelho para mais próximo do normal.

Race e Amis (1998) utilizam oito joelhos de cadáver e comparam a estabilidade obtida após a reconstrução do LCP por três diferentes técnicas: a primeira com o enxerto do ligamento da patela de 10mm de largura na posição isométrica, a segunda com o mesmo enxerto mas no túnel femoral da região não-isométrica anterior que reproduz o feixe AL do LCP, e a terceira onde acrescentava à segunda mais 8mm de largura de enxerto do ligamento da patela fixado a um segundo túnel que reproduz a anatomia do feixe PM, ou seja, 18mm de enxerto distribuídos do seguinte modo: 10mm para o túnel femoral anterior (reproduzindo o feixe AL) e 8mm para o posterior (reproduzindo o feixe PM). Todos os enxertos fixados à face posterior da tibia por meio de parafuso e sem perfuração de túnel, e ao fêmur por fixação convencional. Os enxertos foram tracionados a 60° de flexão, exceto o do túnel posterior, fixado a 130°. Concluem que o enxerto isométrico causa um excesso de constrição durante a extensão e afrouxa em flexão. A reconstrução apenas do feixe AL restaura a normalidade entre 0 e 60° de flexão, e não impede adequadamente a translação posterior da tibia entre 90 e 130°. Apenas a reconstrução dos dois feixes restaura a estabilidade do joelho em todo o arco de flexão estudada (0 a 130°).

De modo semelhante, Harner et al. (2000b) comparam técnicas de reconstrução do LCP em cadáveres com um e dois túneis femorais. Estudam dez joelhos. Na reconstrução com um túnel femoral, reproduzem a anatomia do feixe AL com enxerto do tendão do calcâneo de 10mm de

largura, fixo ao fêmur com parafuso de interferência e à tíbia com dois parafusos com arruela prendendo diretamente o enxerto ao osso. Na reconstrução com dois túneis, o primeiro túnel para o feixe AL é mantido com o mesmo enxerto e o segundo túnel é confeccionado para reproduzir a anatomia do feixe PM utilizando como enxerto o tendão do músculo semitendíneo duplo de 7 a 8mm, fixo ao fêmur com endobutton® e à tíbia da mesma forma que o tendão do calcâneo. O enxerto que reconstrói o feixe AL é tracionado com 88N e fixado a 90° de flexão com uma gaveta anterior de 134N. Já o enxerto para o feixe PM é tracionado com 67N e fixado em extensão. Concluem que apenas a reconstrução dos dois feixes é capaz de restaurar a translação tibial posterior semelhante ao do joelho intacto em todos os ângulos de flexão testados (0 a 120°).

Kokron (2000) também compara a estabilidade do joelho após a reconstrução com um e dois feixes femorais. Contudo, diferentemente de Race e Amis (1998) e Harner et al. (2000b), utiliza para a reconstrução com dois túneis a mesma quantidade de enxerto utilizada na reconstrução com um túnel femoral. Para a reconstrução apenas do feixe AL utiliza um enxerto do tendão quadricipital de 10mm, já na reconstrução com dois feixes (AL e PM) utiliza o tendão quadricipital dividido longitudinalmente ao meio em dois enxertos de 5mm. Repete a mesma técnica de reconstrução com os tendões duplos dos músculos semitendíneo e grácil, juntos na reconstrução só do feixe AL e separados na reconstrução dos dois feixes. A fixação femoral e tibial é feita pelo método convencional. Não encontra diferença entre a reconstrução do LCP com um e dois feixes, nem entre os tipos diferentes de

enxerto, porém em nenhuma das técnicas foi possível restaurar a estabilidade do joelho ao normal.

Mannor et al. (2000) estudam o efeito do posicionamento do túnel femoral na reconstrução do LCP com um e dois feixes sobre a distribuição das forças nos enxertos e sobre a capacidade de resistir ao deslocamento posterior da tíbia. Utilizam a terminologia cirúrgica, baseada no joelho fletido a 90° como ocorre durante a cirurgia, para caracterizar o posicionamento do túnel femoral. Realizam a reconstrução com um túnel femoral em três posições diferentes: superior e superficial (S1), médio e superficial (S2) e profundo (P). As reconstruções com dois túneis são realizadas da seguinte forma: S1-S2 e S1-P. Utilizam enxerto do ligamento da patela de 10mm dividido em "Y" com duas pernas de 5mm. Nas reconstruções com um túnel femoral utilizam apenas uma perna de 5mm do enxerto; na com dois túneis utilizam as duas. O método de fixação é especialmente desenvolvido para o trabalho e permite a leitura das forças a que estão submetidos os enxertos durante os ensaios. Testam as reconstruções com um túnel femoral com uma carga de posteriorização da tíbia de 50N; na reconstrução com dois túneis utilizam a carga de 100N. Diferente dos trabalhos prévios (Harner et al, 2000b, Kokron, 2000, Race e Amis, 1998), os enxertos são tracionados até conseguirem restaurar o deslocamento posterior da tíbia ao normal, quando então são fixados. Com exceção da reconstrução com um túnel P onde o enxerto foi tracionado a 30° de flexão, todos os demais foram tracionados com o joelho a 90°. Obtêm resultados diferentes de todos os anteriores (Harner et al, 2000b, Kokron, 2000, Race e Amis, 1998). As

reconstruções com um túnel superficial (S1 e S2) restaura o deslocamento posterior da tíbia em todos os ângulos de flexão testados (0 a 120°). A reconstrução que utiliza apenas o túnel profundo não é capaz de restaurar a estabilidade acima de 45° de flexão. A tensão nos enxertos dos túneis superficiais aumenta com a flexão do joelho, já a do túnel profundo permanece praticamente constante. Ambas as reconstruções com dois túneis restauram a estabilidade do joelho. A S1-S2 resiste ao deslocamento posterior da tíbia com os dois enxertos tensionados com a flexão, já a S1-P resiste ao deslocamento de uma maneira recíproca, com o enxerto do túnel P tensionado durante a extensão e o do túnel S1 tensionado com a flexão.

Ma et al. (2003) alertam para a importância do ponto inicial do ensaio para a avaliação do deslocamento posterior da tíbia. Observam que a posição de referência inicial dos ensaios pode ser significativamente alterada após a reconstrução do LCP. Relatam que após a reconstrução do LCP com o enxerto fixado com o joelho em extensão completa, ao se anular novamente todas as forças externas que atuavam sobre o joelho, a tíbia está na verdade em uma posição 2,8mm anterior ao ponto de referência inicial. Concluem que a mensuração de toda a translação ântero-posterior da tíbia é uma forma mais acurada de se avaliar a cinemática do joelho após a reconstrução do LCP.

Gill et al. (2003) estudam os efeitos biomecânicos da reconstrução do LCP sobre a função do joelho de cadáveres utilizando cargas que simulam a ação muscular do quadríceps, bíceps femoral, semitendíneo e semimembráceo. A reconstrução é feita com um túnel femoral reproduzindo

a inserção do feixe AL, na junção do teto com a parede medial da fossa intercondilar, centrado a cerca de 6 a 8mm da superfície articular. Utiliza como enxerto o tendão do calcâneo de 11mm de largura fixado ao fêmur com parafuso de interferência e à tibia com parafuso de interferência, grampos e fixação convencional. O enxerto é fixado segundo preconiza Harner et al. (2000c), a 90° de flexão do joelho e com carga de anteriorização da tibia de 134N. A força de posteriorização tibial utilizada nos testes é de 130N. Simulam duas formas de ação muscular: a primeira aplicando 400N de força ao quadríceps, e a segunda aplicando além dos 400N no quadríceps mais 200N sobre a musculatura flexora. Sob ação muscular exclusiva do quadríceps, o deslocamento posterior da tibia no joelho com a lesão total do LCP é significativamente maior que o do intacto a 90 e 120° de flexão. A reconstrução reduz esse deslocamento a 90 e 120°, porém para valores que não se diferem estatisticamente nem do grupo de joelhos intactos nem dos lesados. Sob ação do quadríceps e da musculatura flexora, o deslocamento do joelho lesado é significativamente maior que o do intacto a 60, 90 e 120°, sendo que após a reconstrução os valores continuam significativamente maiores que os do joelho intacto. Já quando não se faz a simulação da ação muscular, a reconstrução reduz significativamente o deslocamento posterior da tibia em relação ao joelho lesado e não se diferencia estatisticamente do joelho com o LCP intacto. No mesmo trabalho, os autores constatarem um aumento estatisticamente significativo da rotação externa da tibia no joelho lesado a 90 e 120° em relação ao joelho intacto nas duas formas de simulação da ação muscular. Após a reconstrução a

rotação externa da tibia não se diferencia estatisticamente da do joelho lesado nem da do intacto, seja avaliado com ou sem a influência da ação muscular. Concluem que após a reconstrução do LCP, a cinemática do joelho pode ser restaurada quando se avalia apenas as forças de posteriorização na tibia, mas que essa restauração não é consistente ao se analisar o joelho sob forças musculares.

Houe e Jørgensen (2003) comparam a reconstrução do LCP com um e dois feixes baseados nos resultados clínicos de dezesseis pacientes com lesão isolada do LCP. Os primeiros seis são operados com a técnica de reconstrução de um feixe com enxerto do ligamento da patela de 9mm fixado ao fêmur e à tibia com parafuso de interferência a 70° de flexão do joelho e sob a gaveta anterior máxima realizada pelo assistente. Nos dez outros pacientes é feita a reconstrução dos dois feixes utilizando o enxerto do tendão duplo do semitendíneo para o feixe AL e o tendão duplo do grácil para o feixe PM, ambos fixados ao fêmur com endobutton®. O enxerto anterior é fixo à tibia com um grampo a 70° de flexão do joelho e o posterior a 20° com parafuso de interferência. Em ambas as técnicas os enxertos antes da fixação tibial são submetidos à tração manual máxima por um minuto. Após um seguimento mínimo de 25 meses, os autores não encontram diferenças estatísticas entre os dois grupos. Em todos eles há um aumento significativo nos “scores” pós-operatórios em relação a antes da cirurgia. A diferença do deslocamento posterior da tibia a 30° e 70° em relação ao joelho contra-lateral é em média de 2mm no grupo reconstruído com um feixe e de 3mm no reconstruído com dois feixes.

4. MÉTODOS

4. MÉTODOS

4.1 Material

Este trabalho foi realizado após a aprovação da 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).

Os joelhos utilizados nesta pesquisa foram obtidos de cadáveres frescos do SVOC, cuja *causa mortis* não incluisse doença infecciosa e cujos membros inferiores não apresentassem sinais de doenças osteoarticulares ou seqüelas de lesões traumáticas ao exame físico e à inspeção articular descrita na seção 3.3. Foram excluídos joelhos que sofressem alguma intercorrência durante sua retirada ou seus testes biomecânicos.

Dessa forma, foram utilizados 18 joelhos. Destes, oito durante a fase piloto da pesquisa. Dos dez restantes um foi excluído após a análise descritiva dos dados por apresentar resultado bastante diferente de todos os demais nove joelhos e de si próprio no que se refere a seu valor de deslocamento posterior com o LCP íntegro a 90°.

De acordo com os dados colhidos nas certidões de óbito das nove pessoas cujos joelhos foram incluídos neste trabalho, a média de idade foi de 52 anos, variando de 43 a 70 anos. Sete eram do sexo masculino, dois do feminino. Quatro da raça negra, cinco da raça branca.

4.2 Método

A estabilidade de cada joelho era testada na máquina de ensaios com os ligamentos intactos, condição que chamaremos de LCP íntegro. A seguir, o LCP era removido e o joelho submetido sucessivamente a três diferentes tipos de reconstrução, ao fim das quais era testado. Por fim, o joelho era testado sem o LCP original e sem reconstruções, condição denominada de LCP lesado.

As reconstruções foram realizadas na seguinte seqüência:

- 1 - Reconstrução com um feixe e utilizando o tendão do músculo quadríceps da coxa como enxerto para o feixe AL;
- 2 - Reconstrução com dois feixes e utilizando o tendão do músculo quadríceps da coxa no túnel ântero-lateral e o tendão do músculo semitendíneo duplo no pósteromedial;
- 3 - Reconstrução com um feixe e utilizando o tendão do músculo quadríceps da coxa e o tendão do músculo semitendíneo duplo, ambos atravessando o mesmo túnel femoral ântero-lateral.

Em todas as reconstruções foi utilizado apenas um túnel tibial.

As cinco condições de avaliação estão resumidas no quadro 1.

QUADRO 1. Condições de avaliação

1. LCP íntegro
2. Reconstrução com um feixe (quadríceps)
3. Reconstrução com dois feixes (quadríceps + semitendíneo)
4. Reconstrução com um feixe (quadríceps + semitendíneo)
5. LCP lesado

4.2.1 Retirada e Preparo das Peças

Após constatação de que a *causa mortis* não era patologia infecciosa, a obtenção dos joelhos era realizada por via longitudinal anterior, de acordo com as regras do SVOC para este procedimento. Inicialmente realizamos a inspeção articular via artrotomia parapatelar medial. Uma vez excluído lesões intra-articulares, isto é, lesão de qualquer um dos ligamentos cruzados ou meniscos, bem como alterações degenerativas avançadas, a artrotomia era suturada com fio de nylon monofilamentado número 2-0 e o joelho incluído no trabalho.

Prosseguia-se a dissecação romba no plano entre as fáscias e o tecido subcutâneo na porção distal da coxa e proximal da perna. O músculo semitendíneo era dissecado e seccionado proximalmente a 20 cm da articulação do joelho. A seguir, o fêmur, a tíbia e a fíbula eram serrados, respectivamente, 13cm acima e 22cm abaixo da superfície articular proximal da tíbia, no mesmo nível em que foram seccionadas as partes moles ao redor do joelho, com exceção do músculo semitendíneo, seccionado mais

proximalmente. Após a retirada do joelho, o membro inferior do cadáver era reconstituído segundo as normas do SVOC.

Os joelhos foram identificados, acondicionados em sacos plásticos e levados ao Laboratório de Biomecânica LIM-41 do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, local onde foi realizado seu armazenamento, procedimentos operatórios e testes a serem descritos.

Assim que as peças eram levadas ao LIM-41, eram congeladas e mantidas a 15 graus Celsius negativos até a véspera da realização do procedimento. Pelo menos 12 horas antes do início dos testes, o joelho era descongelado à temperatura ambiente, coberto com compressas umedecidas com solução de cloreto de sódio a 0,9% dentro de sacos plásticos fechados (Beynnon e Amis, 1998, Galloway et al., 1996, Harner et al., 2000b, Kokron, 2000, Stone et al., 1996). O tempo máximo entre o congelamento da peça e seu descongelamento foi de quatro semanas.

Uma vez descongelada a peça, procedia-se à retirada dos enxertos.

O enxerto do tendão do músculo quadríceps da coxa foi retirado conforme descrito por Fulkerson e Langeland (1995). A largura padronizada foi de 10mm, com fragmento ósseo da patela na extremidade distal (Figura 1). O comprimento mínimo do enxerto foi de 11cm, constituído de 2cm de porção óssea. Neste fragmento da patela foram passados dois fios de poliéster trançado número cinco por duas perfurações ósseas, sem utilização de nós, conforme descrito por Amatuzzi et al. (1993) (Figura 2). Na extremidade tendínea do enxerto foi suturado um fio da mesma qualidade, seguindo a técnica descrita por Krackow et al. (1986). As bordas do tendão

quadricipital remanescente no joelho foram reaproximadas por meio de sutura com fio monofilamentado de nylon 2-0.



Figura 1. Foto da retirada do enxerto do tendão quadricipital



Figura 2. Foto dos enxertos do tendão quadricipital (acima) e semitendíneo (abaixo) após retirada e preparo

A retirada do enxerto do tendão do músculo semitendíneo foi realizada por meio de dissecação a partir de sua inserção distal na tíbia em sentido proximal, sem a utilização do instrumental específico (extrator de tendão). O comprimento mínimo estipulado foi de 22cm, de modo que ao dobrá-lo sobre si mesmo obtínhamos um feixe duplo do tendão do semitendíneo de pelo menos 11cm de comprimento. As duas extremidades livres do tendão eram solidarizadas com um fio de poliéster trançado número cinco por meio de sutura descrita por Krackow et al. (1986). A extremidade dobrada do enxerto também foi suturada com um fio da mesma qualidade e com a mesma técnica (Figura 2).

Os enxertos foram pré-tensionados por meio de tração constante de 20N exercida nos fios de poliéster, por um intervalo de 20 minutos. Após esse tempo, eram utilizados nas reconstruções. O pré-tensionamento foi realizado uma única vez para cada enxerto. Imediatamente antes da primeira reconstrução (Rec 1) no caso do enxerto quadricipital, e imediatamente antes da reconstrução com dois feixes (Rec 2) no caso do enxerto do semitendíneo duplo.

O preparo do joelho foi realizado conforme descrito por Kokron (2000). As partes moles não ligamentares ao redor da articulação do joelho foram retiradas, exceto o músculo poplíteo e seu tendão, e a porção peripatelar do músculo quadríceps, com o seu tendão remanescente. A membrana sinovial e a cápsula articular foram preservadas, inclusive na região suprapatelar. Todos os ligamentos dos joelhos foram mantidos íntegros, inclusive os ligamentos anterior e posterior da cabeça da fíbula e a membrana interóssea da perna até o nível da osteotomia da tíbia e fíbula. A

fibula foi fixada à tibia por um parafuso cortical de 4,5mm de diâmetro, conforme preconizado por Beynnon e Amis (1998), Bomberg et al. (1990), Kokron (2000) e Race e Amis (1998). A fibula foi seccionada a uma distância de 2cm distal ao parafuso.

Em um mesmo dia o joelho era submetido a todos os testes e técnicas cirúrgicas, de modo que não houve necessidade de congelar novamente nenhuma das peças durante os ensaios. Durante a preparação dos enxertos e no intervalo entre os testes e procedimentos, as peças eram envoltas por compressas úmidas com solução de cloreto de sódio a 0,9%.

4.2.2 Testes de Estabilidade

Os testes mecânicos foram realizados em uma máquina eletromecânica de ensaios mecânicos Kratos K5002, do Laboratório de Biomecânica LIM-41, dotada de célula de carga eletrônica de 100Kgf e conectada a um computador equipado com um sistema de aquisição de dados. A precisão da máquina Kratos K5002 é de 0,2 N para força, 0,01mm para deslocamento e variação em torno de 0,8% para velocidade nas condições em que foram realizados os testes.

O método de avaliação biomecânica utilizado se baseou em estudos biomecânicos da reconstrução do LCP (Beynnon e Amis, 1998, Burns II et al., 1995, Galloway et al., 1996, Kokron, 2000, Markolf et al., 1997a, Pearsall IV et al., 1996, Race e Amis, 1998), e foi definida após testes pilotos. Todos os procedimentos cirúrgicos foram realizados pelo autor.

Para iniciar os testes, uma garra metálica foi fixada à metáfise e diáfise distal do fêmur, e outra à diáfise proximal da tibia. As garras foram firmemente fixadas aos ossos por meio de oito parafusos metálicos dispostos perpendicularmente às diáfises dos respectivos ossos, e radialmente em cada garra. Os eixos das diáfises do fêmur e tibia foram alinhados e centrados com os eixos das garras. A garra que fixava o fêmur foi colocada o mais próximo possível da articulação, sem que entrasse em contato ou que seus parafusos perfurassem a cápsula articular ou algum ligamento do joelho. Já a garra da tibia foi fixada a cerca de 12cm da face articular superior da tibia (Figura 3), para que permitisse a colocação do dispositivo de fixação do enxerto na tibia, descrito posteriormente.

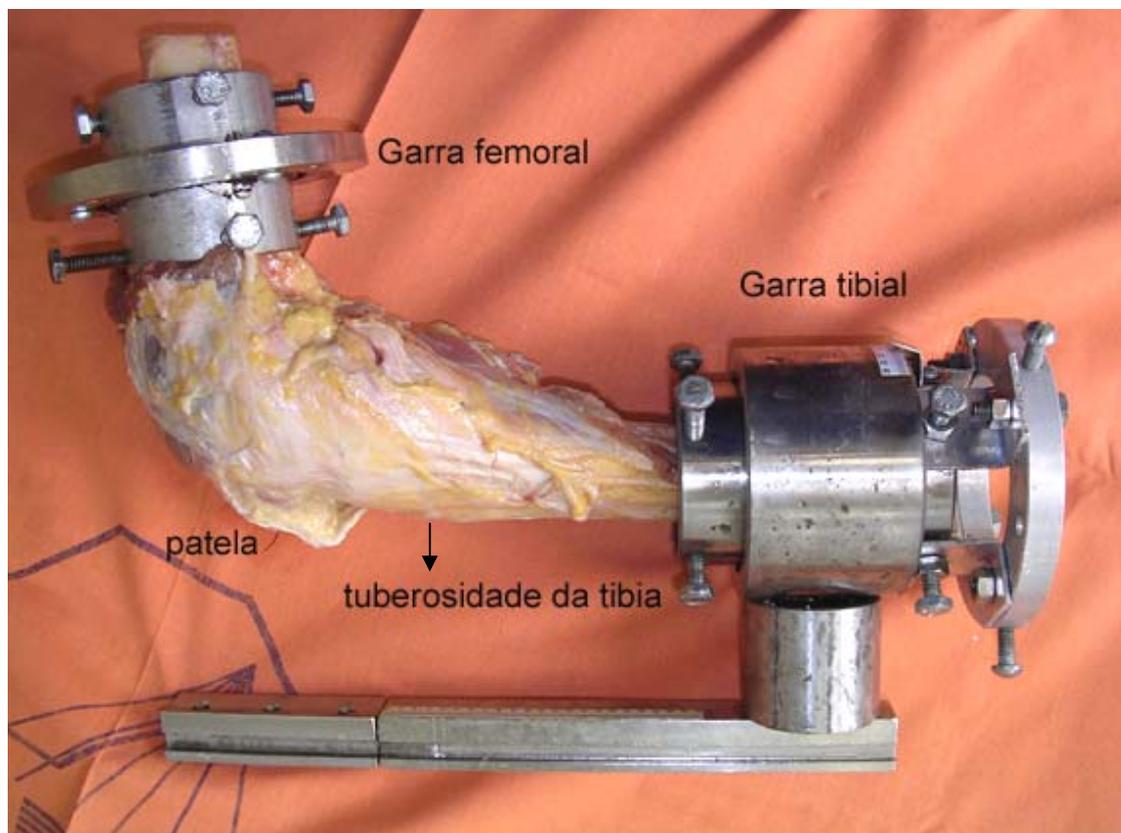


Figura 3. Foto das garras metálicas fixadas à tibia e ao fêmur

Após a adoção da posição definitiva das garras para os testes, estas permaneceram firmemente fixadas aos respectivos ossos, não sendo modificadas ou retiradas até o último teste daquele joelho, nem mesmo durante a realização dos procedimentos operatórios.

A garra tibial foi fixada à máquina de ensaios com a tíbia sempre posicionada na horizontal e de modo que sua margem anterior ficou voltada inferiormente. A garra femoral foi fixada à máquina de modo que quando o joelho estivesse com 90 graus de flexão, o fêmur encontrar-se-ia em posição vertical (Figura 4); e a zero grau de flexão (extensão), em posição horizontal, semelhante ao posicionamento no dispositivo de Beynnon et al. (1994).

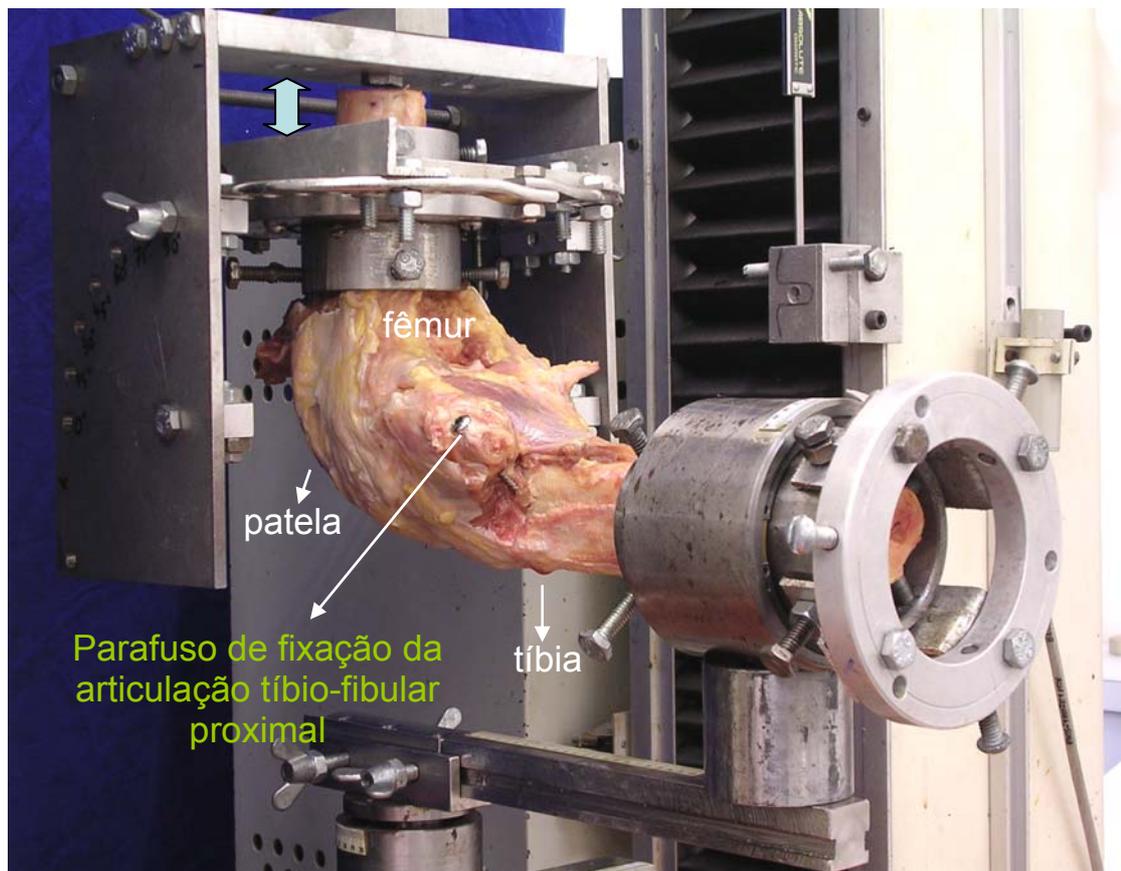


Figura 4. Foto de joelho posicionado a 90° de flexão, fixado à máquina de ensaios. A tibia permaneceu na horizontal com a margem anterior voltada para o solo. A máquina realizava elevação ou descida do fêmur em relação à tibia (seta dupla), que correspondia, respectivamente, aos movimentos de gaveta anterior e posterior

O dispositivo mecânico utilizado neste estudo foi aperfeiçoado a partir daquele utilizado por Kokron (2000) pelo tecnólogo César Augusto Martins Pereira no Laboratório de Investigação Médica-41 (LIM-41). Ele permitiu que o fêmur realizasse os movimentos de translação em relação à tibia na direção superior-inferior (correspondendo aos sinais das gavetas anterior e posterior), cuja magnitude foi medida pela própria máquina. Esse sistema também permitiu que ocorressem movimentos associados à translação ântero-posterior do fêmur: translação da tibia ao longo do seu eixo em sentidos proximal e distal (correspondendo aos movimentos de aproximação ou de afastamento da tibia em relação ao fêmur), rotação da tibia ao redor do seu próprio eixo (correspondendo aos movimentos de rotação externa e interna da tibia) e rotação da tibia em seu plano coronal (varo e valgo).

Para cada condição de avaliação o joelho era testado em extensão, 30, 60 e 90 graus de flexão, reposicionando-se o conjunto na máquina de ensaios. Os movimentos de flexo-extensão foram bloqueados durante os ensaios, de modo que a máquina movimentava o fêmur nos sentidos anterior e posterior em relação à tibia.

A direção do movimento ântero-posterior do fêmur foi ortogonal ao plano coronal da tibia em cada ângulo de flexão do joelho, o que correspondia à vertical em relação ao solo em todos os ângulos testados.

Os resultados obtidos nos ensaios (força aplicada na tibia e deslocamento da mesma decorrido desde o início do ensaio) foram medidos pela máquina Kratos e transferidos imediatamente ao computador por meio de cabo a uma frequência de 25 amostras por segundo, onde os dados permaneceram armazenados para posterior análise (Figura 5).

Para a execução e repetição confiável dos testes de estabilidade foi necessária a determinação de uma posição inicial da tíbia em relação ao fêmur, a cada grau de flexão de cada joelho. Após o correto posicionamento do joelho junto ao dispositivo, o valor inicial da força medida pela célula de carga da máquina era ajustado para zero subtraindo o peso do joelho e da garra femoral. A seguir, fixava-se a garra tibial e um ensaio de translação era efetuado no sentido anterior da tíbia até o valor de 50 N e invertido para o sentido posterior até o valor de 50 N.

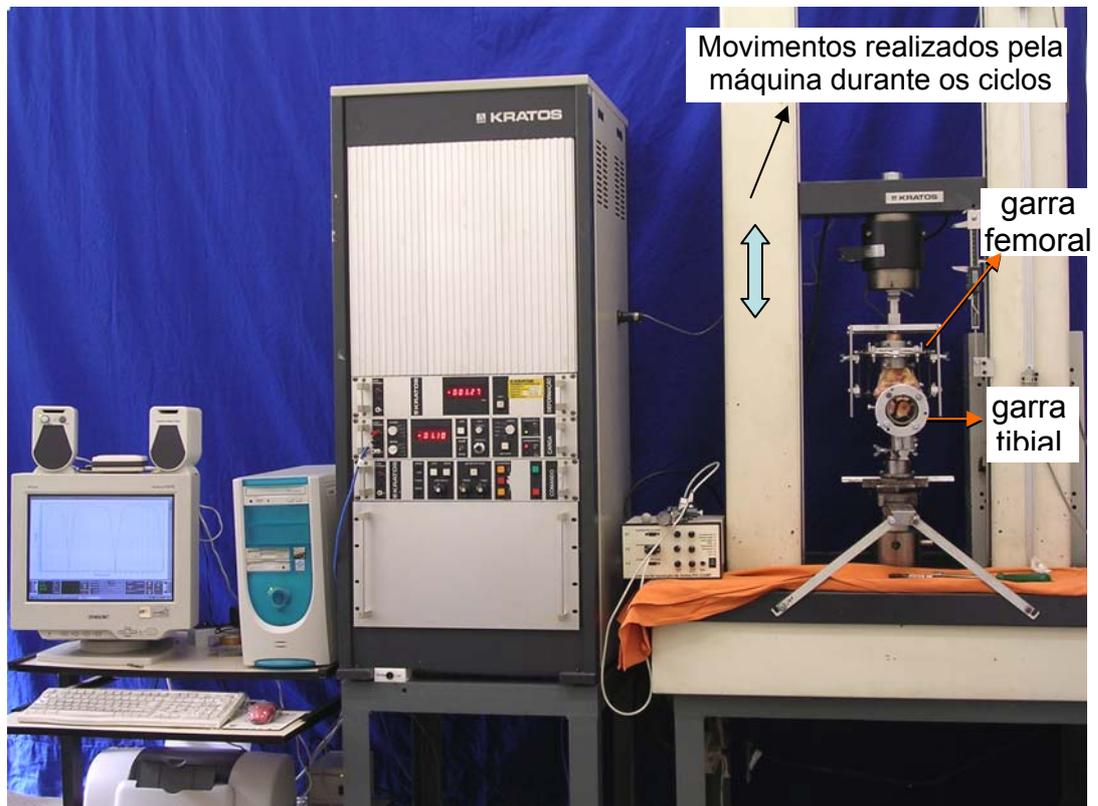


Figura 5. Foto da máquina de ensaios Kratos conectada ao computador com o joelho posicionado a 90 graus de flexão

A partir do gráfico gerado foi possível determinar o ponto de inflexão, que corresponde à região de menor tensionamento das estruturas envolvidas nesse tipo de solicitação mecânica e que foi adotado como o

ponto inicial do ensaio (Figura 6). A determinação deste ponto de inflexão foi realizada por um programa de computador especialmente desenvolvido para este fim no LIM-41.

Assim, o joelho podia ser removido em bloco com as garras para execução das reconstruções e recolocado na máquina de ensaios reproduzindo a posição original já registrada.

Durante os ensaios a máquina Kratos realizou ciclos de deslocamento do fêmur em direção superior e inferior em relação à tibia a uma velocidade constante de 20mm/min, correspondendo respectivamente às gavetas anterior e posterior. O ponto de aplicação da carga se localizou na metáfise distal do fêmur.

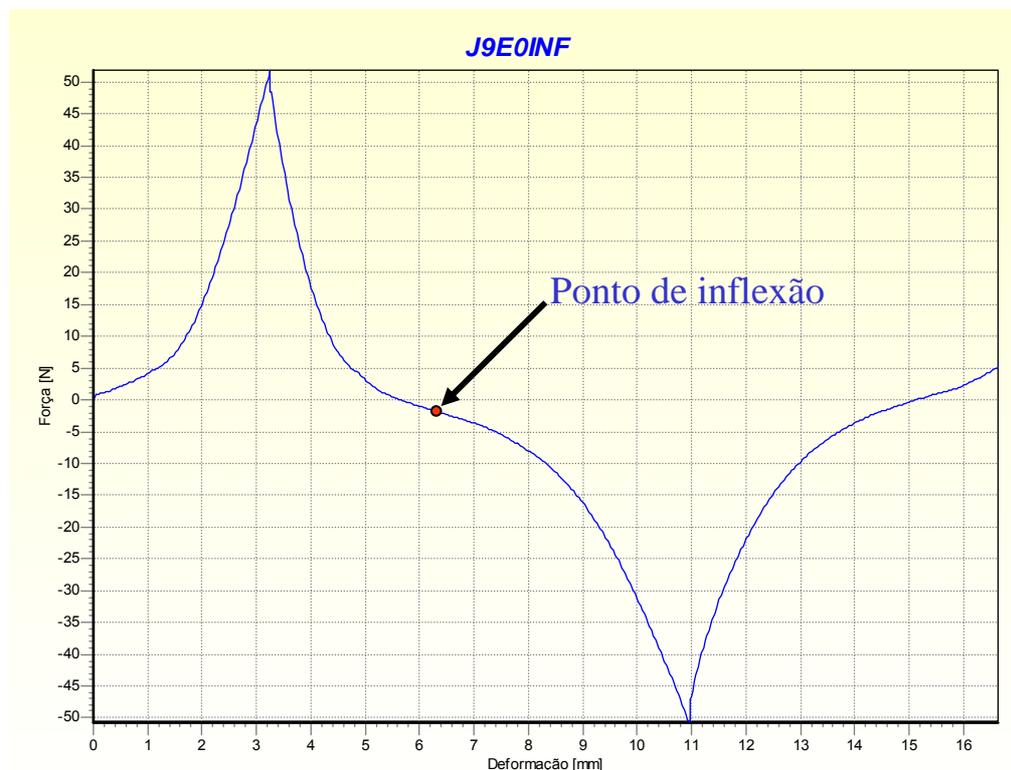


Figura 6. Ponto de inflexão determinado por meio de um ensaio de translação anterior e posterior no joelho no.9; neste gráfico, a deformação (ou translação do fêmur) é cumulativa, independentemente do sentido anterior ou posterior. Força em sentido anterior foi representado por valores positivos; força em sentido posterior em negativos

Para cada condição de avaliação, exceto a LCP lesado, a peça foi submetida a três ciclos consecutivos de aplicação de força pela máquina de ensaios. Nos teste da condição LCP lesado a peça foi submetida a dois ciclos.

Inicialmente, a carga era aplicada no sentido posterior do fêmur até se alcançar um deslocamento de 2mm de anteriorização da tibia. A seguir, no sentido inverso (gaveta posterior) com uma força equivalente a 134N, tal qual descrito por Harner et al. (2000b), Harner et al. (2000c) e Ma et al. (2003) (Figura 7).

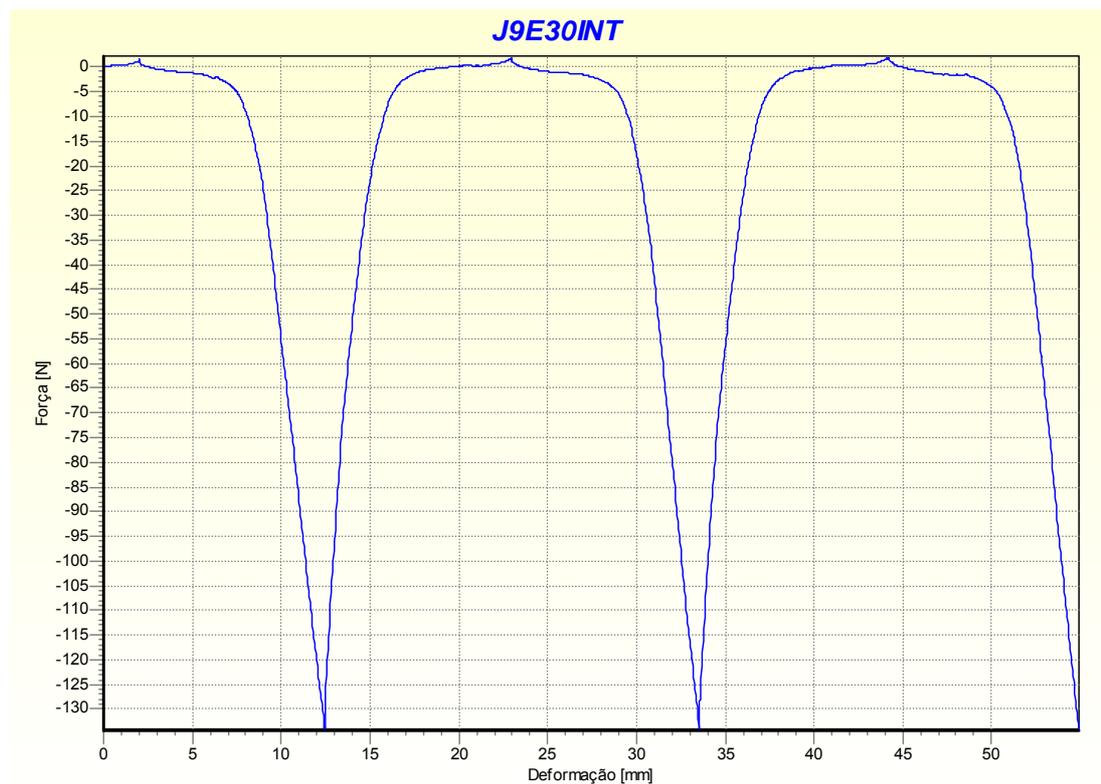


Figura 7. Gráfico correlacionando a força aplicada ao fêmur com o deslocamento (deformação) resultante. A deformação é cumulativa, independentemente do sentido anterior ou posterior. Força em sentido anterior foi representado por valores positivos; força em sentido posterior em negativos.

4.2.3 Técnicas Operatórias

4.2.3.1 Avaliação biomecânica com o LCP íntegro

Após o preparo e colocação das garras, o joelho era submetido aos testes de estabilidade com todos os ligamentos íntegros, tal qual descrito previamente.

4.2.3.2 Reconstrução com um túnel femoral com enxerto do tendão do músculo quadríceps

Após ter sido testado com o ligamento cruzado posterior íntegro, o joelho era retirado da máquina de ensaios e os pontos da artrotomia parapatelar medial removidos. Todas as técnicas cirúrgicas foram realizadas através desta e também por pequena artrotomia longitudinal posterior, desde o limite inferior do ligamento poplíteo oblíquo até o limite superior do músculo poplíteo, conforme descrito por Kokron (2000). Por estas vias, o LCP era removido por inteiro, incluindo os ligamentos menisco-femorais quando presentes, mantendo-se intactos os demais ligamentos do joelho.

Para a confecção do túnel tibial, introduzíamos um fio de Kirchner de 1,8mm de diâmetro na face ântero-medial da tíbia, saindo no centro da origem tibial do LCP removido, através de um guia específico fixado a 60 graus (Figura 8). O fio era mantido e utilizado como guia para uma broca canulada de 10mm de diâmetro. A seguir o fio e a broca eram removidos.

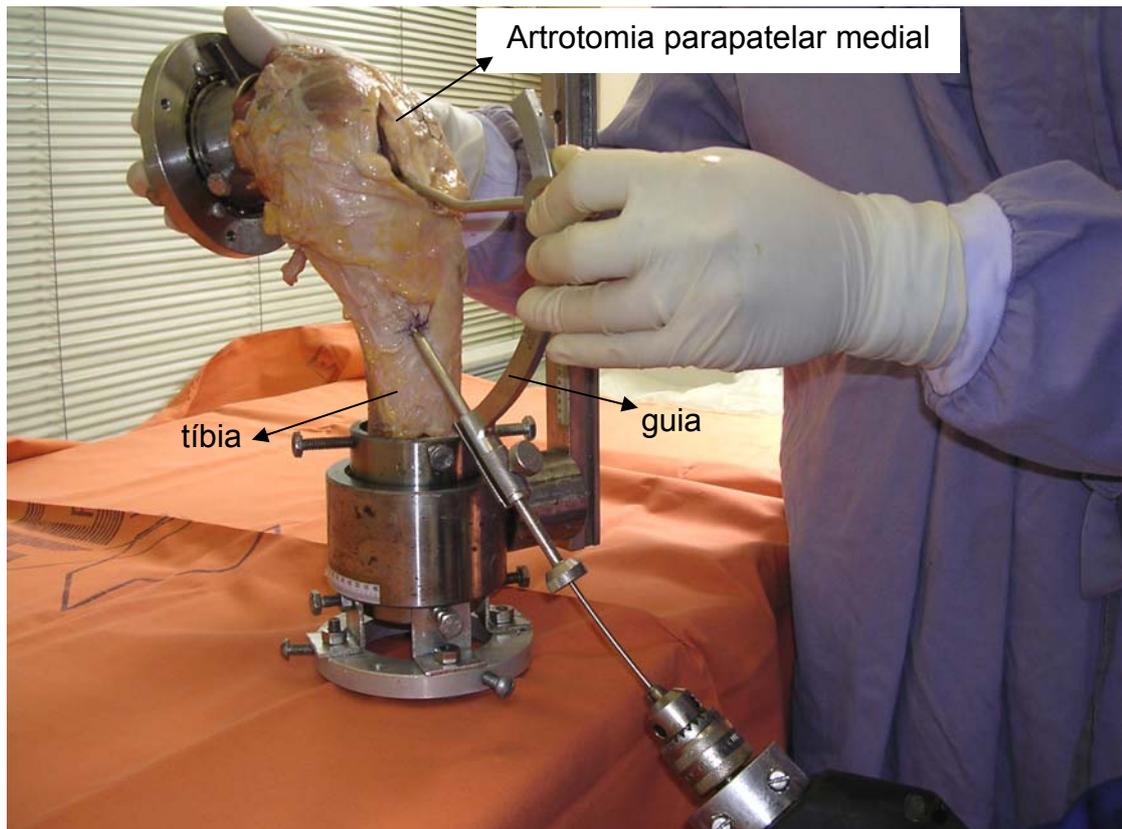


Figura 8. Foto da passagem do fio de Kirchner para a confecção do túnel tibial em um joelho esquerdo

Nesta condição de avaliação, o túnel femoral foi confeccionado de modo que o enxerto substitísse o feixe ântero-lateral do ligamento cruzado posterior. Assim, utilizamos a mesma técnica descrita por Kokron (2000) para reconstruí-lo. Primeiramente, localizávamos a área mais isométrica do LCP no fêmur. O cálculo da linha ou área isométrica da inserção femoral do LCP foi baseado na regra de um terço de profundidade da fossa intercondilar (Ogata e McCarthy, 1992, Trus et al., 1994). Esta linha foi determinada perpendicular ao teto da fossa intercondilar a um terço da profundidade desta, medida a partir da junção da cartilagem do sulco da face patelar do fêmur com a abertura anterior desta fossa (Figura 9). A profundidade da

fossa intercondilar, no nível de seu teto, foi medida com o uso de um “probe” através da artrotomia patelar. A perfuração do túnel femoral foi realizada, com seu centro localizado a 4mm distalmente ao ponto isométrico calculado ao longo do teto da fossa intercondilar. Com o uso de um guia, um fio de Kirchnner de 1,8mm de diâmetro foi posicionado nesse local e o túnel perfurado com o uso de uma broca canulada de 10mm (Figura 10).

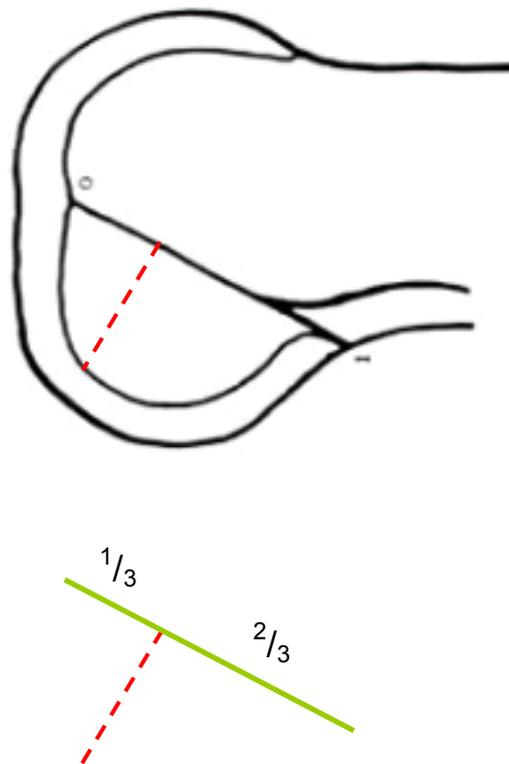


Figura 9. A linha isométrica do LCP, segundo Ogata e McCarthy (1992) e Trus et al. (1994). A profundidade da fossa intercondilar é dividida em três terços. Da junção entre o terço anterior e os dois terços posteriores sai uma linha perpendicular ao teto da fossa – a linha isométrica

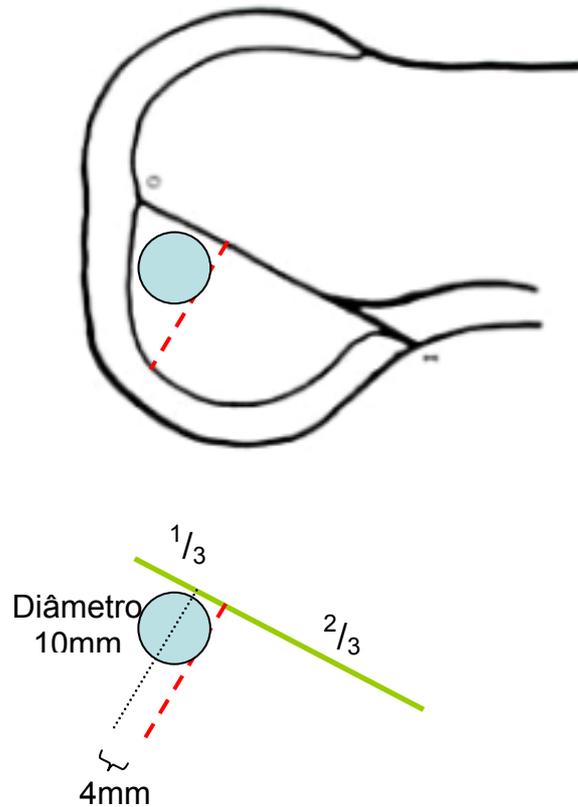


Figura 10. O túnel femoral ântero-lateral de 10mm de diâmetro foi posicionado conforme descrito por Kokron (2000), com seu centro 4mm distalmente à linha isométrica.

As bordas dos túneis ósseos foram preparadas com uma cureta, para minimizar bordas cortantes e o atrito com o enxerto.

O enxerto do tendão quadricipital era passado pelos túneis tibial e femoral, com sua extremidade óssea posicionada no túnel femoral. A seguir, fixado ao fêmur por meio de amarrilho ao redor de um parafuso cortical de 4,5mm de diâmetro com arruela (Amatuzzi et al., 1993).

Artrotomias suturadas, o joelho era recolocado na máquina de ensaios, com 90 graus de flexão e submetido a uma gaveta anterior de 134N a partir do ponto de inflexão. Neste momento a extremidade distal do enxerto era então fixada à tibia sob uma tração constante de 88N monitorada por meio de um dinamômetro desenvolvido durante a fase piloto deste trabalho no LIM-41.

O método de fixação tibial também foi desenvolvido no LIM-41 especialmente para esta pesquisa durante sua fase piloto e consistia em um parafuso convencional que atravessava as duas corticais da tíbia. A pega na segunda cortical era garantida por meio de uma arruela e porca. Entre a cabeça do parafuso e a primeira cortical ficavam duas plaquetas de metal, por entre as quais passavam os fios de poliéster provenientes do enxerto (Figuras 11 e 12). O dinamômetro era conectado à extremidade desses fios por meio de um gancho que os tracionava até alcançar a força desejada. O ajuste da tração era realizado por meio de um botão giratório, o que permitia maior precisão que a tração manual (Figuras 13 e 14). À medida que se apertava o parafuso ele comprimia as duas plaquetas entre si e contra a tíbia, permitindo assim que o enxerto fosse fixado com seus fios de poliéster tracionados no valor desejado, neste caso a 88N.



Figura 11. Foto das plaquetas metálicas integrantes do dispositivo de fixação tibial. Montadas à esquerda e desmontadas à direita

A resistência deste método de fixação tibial foi verificada durante a fase piloto da pesquisa, onde se comprovou sua eficiência em evitar o deslizamento dos fios de poliéster, independente da qualidade do osso em que foi testado.

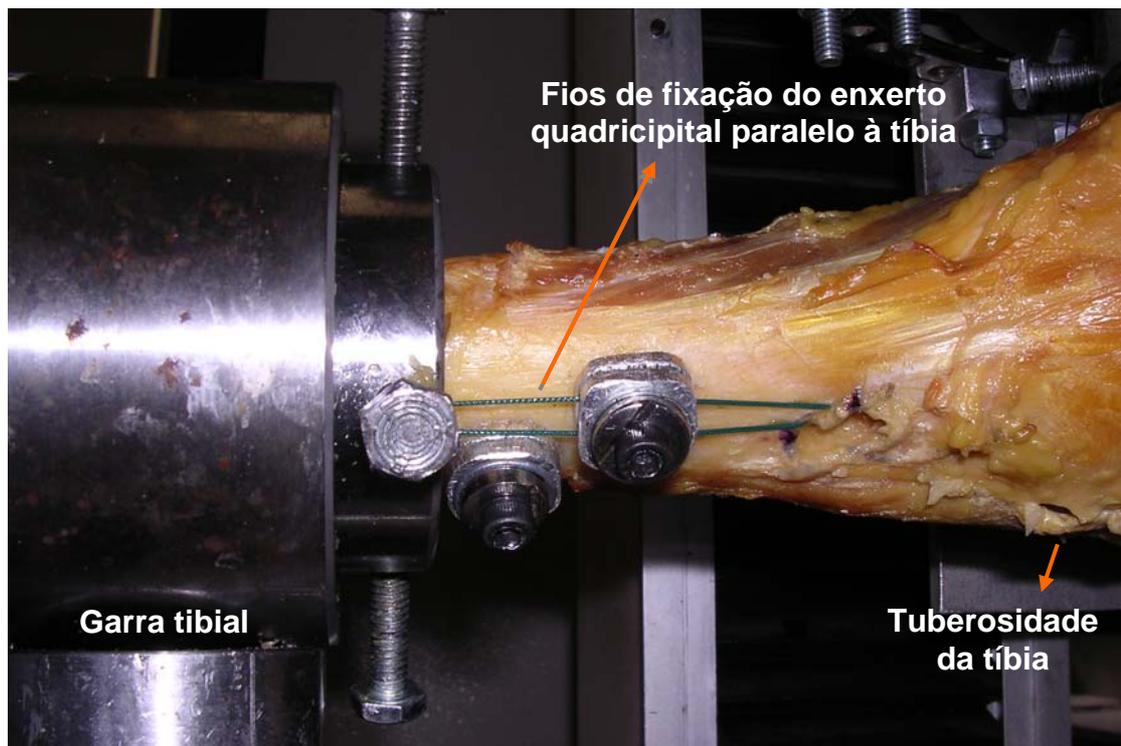


Figura 12. Foto do dispositivo de fixação tibial. Os fios de poliéster provenientes do enxerto eram presos entre as duas plaquetas metálicas. Os conjuntos para fixação do enxerto colocados, porém somente o enxerto quadricipital fixado nesta foto

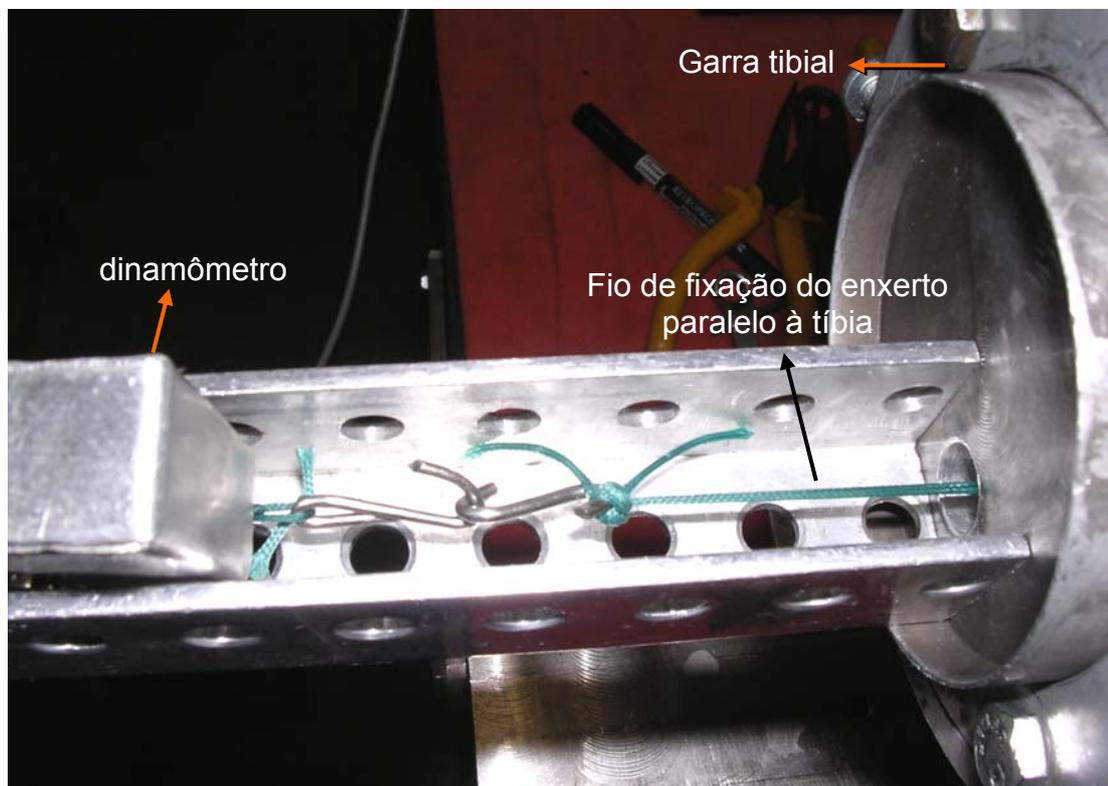


Figura 13. Foto dos ganchos conectando os fios de poliéster provenientes do enxerto ao dinamômetro

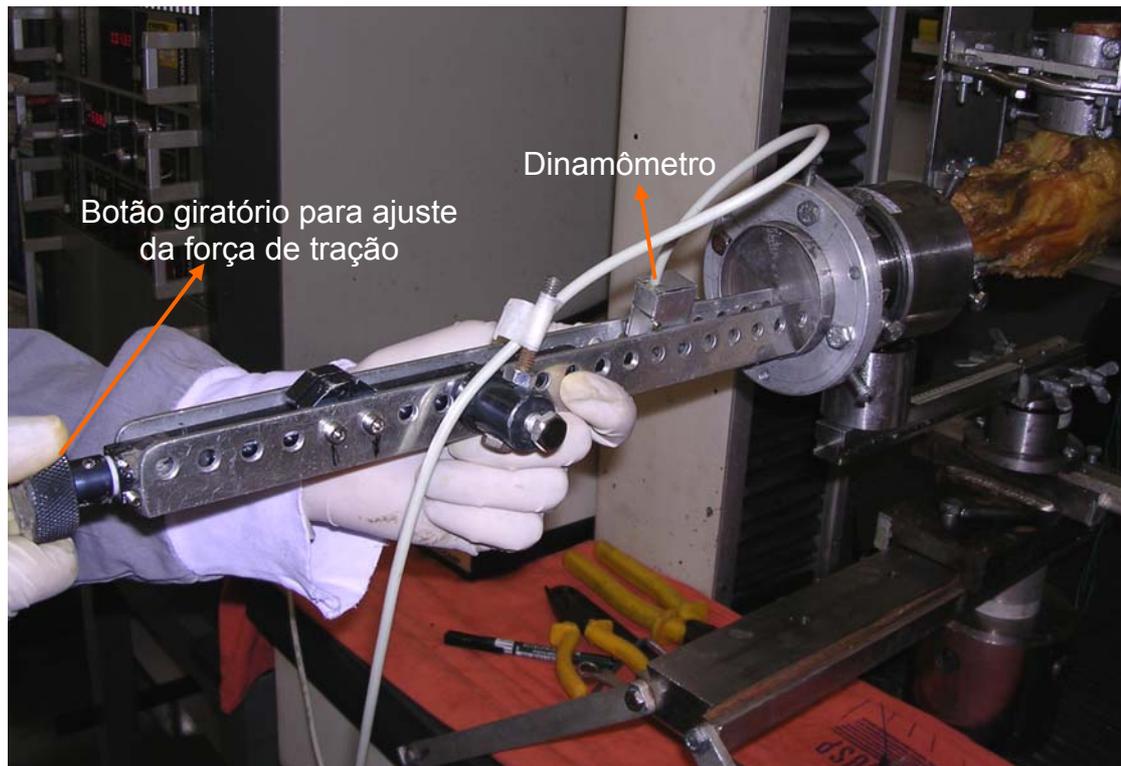


Figura 14. Foto do tracionamento do enxerto com o dispositivo criado no LIM-41



Figura 15. Foto da tela do computador exibindo os valores de tração do enxerto na coluna Célula 1, correspondente ao enxerto quadricipital. A coluna Célula 2 corresponde à tração no enxerto semitendíneo duplo, nula nesta condição de avaliação em específico. A coluna Kratos corresponde ao valor da magnitude da força de sentido posterior aplicada pela máquina de ensaios ao fêmur (anteriorização da tíbia) no momento da fixação dos enxertos, padronizada em 134N

O dinamômetro foi conectado ao computador e transmitia os valores de força para a tela, de modo que se pudesse ler o valor da tensão em tempo real e se fixasse o enxerto quando desejado (Figura 15).

Uma vez fixado o enxerto no fêmur e na tíbia, o joelho era reposicionado na máquina na posição zero do ponto de inflexão e iniciavam-se os testes de estabilidade já descritos, na seguinte seqüência: a 90°, 60°, 30° e 0° de flexão do joelho.

4.2.3.3 Reconstrução com enxerto quadricipital e semitendíneo por dois túneis femorais e um túnel tibial

Após os ensaios com o LCP reconstruído com o enxerto quadricipital em um túnel femoral de 10mm, o joelho era retirado da máquina de ensaios.

Removiam-se as suturas das artrotomias e o enxerto do túnel tibial. Este era alargado com a utilização de uma broca de 12mm de diâmetro. Novamente, as bordas do túnel eram preparadas com uma cureta para minimizar bordas cortantes e o atrito com o enxerto.

O enxerto era mantido no túnel femoral ântero-lateral enquanto o segundo túnel femoral (pósteromedial) era confeccionado.

O centro do túnel pósteromedial foi posicionado na intersecção de duas linhas. A primeira, perpendicular ao teto da fossa intercondilar, saindo de um ponto 5mm proximalmente à linha isométrica. A segunda, paralela ao teto da fossa intercondilar, localizada a 9mm posteriormente ao centro do túnel do feixe AL (Figura 16).

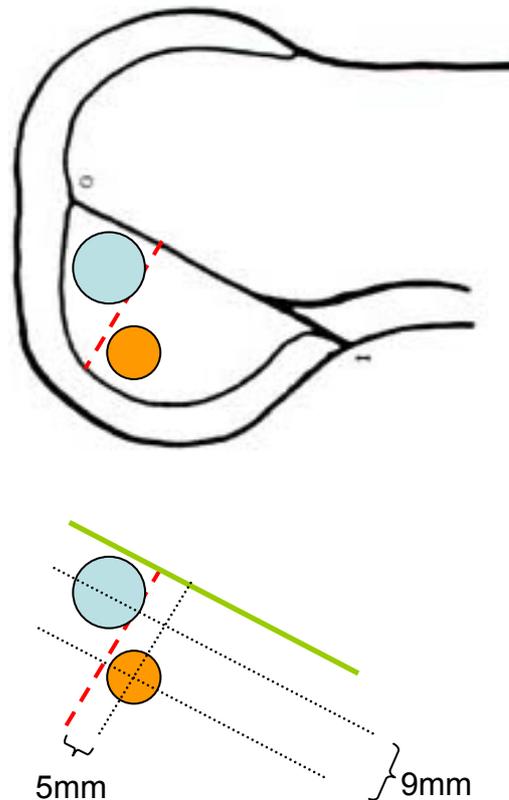


Figura 16. O túnel pósteromedial foi confeccionado, com seu centro na intersecção de duas linhas. A primeira, paralela à linha isométrica, 5mm proximalmente. A segunda, paralela ao teto da fossa intercondilar, 9mm posteriormente ao centro do túnel ântero-lateral.

No centro do túnel femoral pósteromedial foi passado um fio de Kirchner de 1,8mm de diâmetro e, em seguida, uma broca canulada de 7mm de diâmetro.

O enxerto do tendão duplo do semitendíneo era passado através do túnel tibial e do túnel femoral pósteromedial e fixado ao fêmur por meio de amarrilho ao redor de um segundo parafuso cortical de 4,5mm de diâmetro com arruela, semelhante à fixação do enxerto quadricipital no túnel femoral ântero-lateral.

A seguir, o enxerto quadricipital era novamente passado pelo túnel tibial em posição anterior ao semitendíneo.

Artrotomias suturadas, o joelho era recolocado na máquina de ensaios a 90 graus de flexão e submetido a uma gaveta anterior de 134N a partir do ponto de inflexão. Fixava-se o enxerto quadricipital com 88N de tração da mesma forma descrita na condição de avaliação prévia. O joelho era retornado à posição zero e posicionado a zero grau de flexão. Novamente era submetido a uma gaveta anterior de 134N, desta vez para fixar o enxerto do semitendíneo com um segundo dispositivo tibial, semelhante ao primeiro, porém com 67N de tração.

O joelho era retornado à posição zero e submetido aos testes de estabilidade a 0°, 30°, 60° e 90° de flexão do joelho.

4.2.3.4 Reconstrução com enxerto quadricipital e semitendíneo por um túnel femoral e um túnel tibial

Após os ensaios com a reconstrução com dois feixes de enxerto, o joelho era retirado da máquina de ensaios e a artrotomia parapatelar medial novamente aberta. Tanto o enxerto quadricipital quanto o semitendíneo eram soltos de suas fixações femorais e removidos de seus respectivos túneis, exceto do tibial.

O túnel femoral ântero-lateral era alargado com uma broca de 12mm de diâmetro (Figura 17). Ambos os enxertos eram então atravessados por este túnel e fixados ao fêmur por meio de amarrilho no mesmo parafuso bicortical com arruela que anteriormente fixara apenas o enxerto quadricipital. O parafuso bicortical que fixava previamente o semitendíneo no túnel femoral pósteromedial era removido.

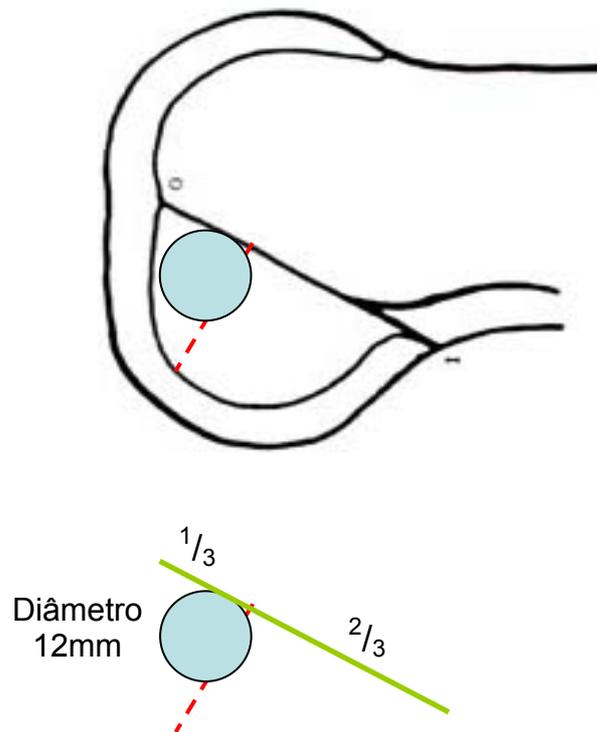


Figura 17. O túnel femoral ântero-lateral é alargado por uma broca de 12mm de diâmetro para permitir a colocação do enxerto quadricipital e do semitendíneo

As inserções tibiais dos enxertos eram soltas, a artrotomia suturada e o joelho recolocado na máquina de ensaios a 90 graus de flexão. A peça era submetida a uma gaveta anterior de 134N, os enxertos eram novamente tracionados, ambos a 90 graus, o quadricipital com 88N e o semitendíneo duplo com 67N, e desse modo fixados à tibia, cada um em seu dispositivo de fixação tibial. O joelho então era retornado à posição zero e submetido aos testes de estabilidade a 90°, 60°, 30° e 0° de flexão.

4.2.3.5 Avaliação biomecânica do joelho lesado

Terminados os ensaios da reconstrução com os dois enxertos através de um único túnel femoral, o joelho era mantido na máquina.

A artrotomia posterior era aberta, o parafuso de fixação femoral removido, assim como os enxertos e seus dispositivos de fixação tibial. A artrotomia era novamente suturada e o joelho submetido aos testes de estabilidade.

Ao término dos testes, o joelho era congelado para posterior devolução ao SVOC.

4.2.4 Aquisição dos Dados e Análise Estatística

Os dados obtidos nos ensaios foram transferidos ao computador pessoal via cabo, onde foram identificados e armazenados. Baseado no gráfico da força aplicada pelo deslocamento da tibia em cada ângulo avaliado, foram determinados o limite de deslocamento posterior da tibia (LDPT) e a rigidez ao deslocamento posterior na fase elástica, ambas no terceiro ciclo de aplicação da carga, exceto na condição LCP lesado, quando se utilizou o segundo ciclo.

O LDPT, medido em milímetros, foi definido como o maior deslocamento posterior da tibia. A rigidez foi calculada pela razão entre a diferença da força aplicada pela correspondente diferença de deslocamento posterior da tibia entre dois pontos da região linear do gráfico. Estes valores foram determinados por meio de um programa de computador

especialmente desenvolvido para este estudo no LIM-41, aprimorado a partir do trabalho de Kokron (2000).

Os dados foram representados pelas seguintes medidas descritivas: média, desvio-padrão (DP) e limites inferior e superior do intervalo de confiança de 95% (IC_{95%}).

Foi utilizada a técnica de análise de variância (ANOVA) para medidas repetidas com dois fatores: condição de avaliação com cinco níveis (LCP íntegro, LCP reconstruído com um túnel femoral e enxerto quadricipital, LCP reconstruído com dois túneis femorais e enxertos quadricipital e semitendíneo, LCP reconstruído com um túnel femoral e enxertos quadricipital e semitendíneo, e LCP lesado) e grau de flexão do joelho com quatro níveis (0°, 30°, 60° e 90°).

O teste de comparações múltiplas de Newman-Keuls foi utilizado para localizar diferenças entre as técnicas e entre os graus de flexão do joelho. Adotou-se o nível de significância estatística de 0,05 (5%) e, para cálculo do tamanho amostral, um poder estatístico de 80%. Níveis descritivos (p) inferiores a esse valor foram considerados significantes. O sistema *SPSS for Windows* versão 10.0.1 foi empregado para os cálculos estatísticos.

Após a realização dos testes em 10 joelhos programou-se a avaliação estatística da amostra. Convencionou-se que a amostra seria suficiente se demonstrasse uma diferença estatisticamente significativa entre as condições Rec 2 e Rec M em pelo menos dois ângulos testados. Caso não fossem encontradas tais diferenças estatisticamente significantes nesta amostra, proceder-se-ia ao cálculo do tamanho da amostra com $\alpha=0,05$ e $\beta=0,20$.

5. RESULTADOS

5. RESULTADOS

Os resultados da força aplicada e do deslocamento medido pela máquina de ensaios foram desenhados em gráfico como o representado na figura 7. Os dados foram armazenados até a segunda casa decimal em Newtons e milímetros, forma na qual os cálculos e a análise estatística também foram realizados.

Durante os testes de estabilidade não foi verificado nenhum movimento da garra em relação ao respectivo osso em nenhum teste, assim como não houve ruptura de enxertos ou soltura de suas fixações. Movimentos associados ao deslocamento ântero-posterior da tíbia ocorreram com freqüência e em todos os ângulos de flexão.

Para facilitar a leitura descreveremos as condições de avaliação da seguinte forma:

- Íntegro: joelho com o LCP íntegro.
- Lesado: joelho sem o LCP.
- Rec 1: LCP reconstruído com um feixe com enxerto quadricipital.
- Rec 2: LCP reconstruído com dois feixes com enxertos quadricipital e semitendíneo duplo.
- Rec M: LCP reconstruído com um feixe com enxertos quadricipital e semitendíneo duplo.

Os resultados serão apresentados quanto ao LDPT (capítulo 5.1) e à rigidez ao deslocamento posterior da tíbia (capítulo 5.2).

5.1 Limite do Deslocamento Posterior da Tíbia (LDPT)

Na tabela 1 os dados do LDPT estão apresentados pelas seguintes medidas descritivas: média, desvio-padrão e limites inferior e superior do intervalo de confiança de 95%, associando-se a condição de avaliação com o grau de flexão do joelho.

O gráfico 1 representa os dados da tabela 1.

Tabela 1 - Limite do deslocamento posterior da tíbia, em milímetros, segundo a condição de avaliação e o ângulo de flexão do joelho. média, desvio-padrão (entre parênteses) e limites do intervalo de confiança de 95% (entre colchetes)

ÂNGULO DE FLEXÃO	LDPT (mm)				
	Íntegro	Lesado	Rec 1	Rec 2	Rec M
0°	9,48 (1,81) [8,08 – 10,86]	12,30 (2,72) [10,21 – 14,40]	10,46 (2,12) [8,83 – 12,08]	8,83 (1,60) [7,61 – 10,06]	9,55 (1,76) [8,19 – 10,90]
30°	10,98 (1,93) [9,49 – 12,46]	17,36 (3,24) [14,87 -19,85]	13,70 (2,35) [11,89 – 15,51]	12,00 (1,97) [10,49 – 13,52]	10,96 (2,63) [8,93 – 12,98]
60°	8,92 (1,24) [7,97 – 8,87]	17,87 (3,01) [15,55 – 20,18]	12,60 (1,97) [11,09 – 14,12]	11,18 (1,82) [9,78 – 12,58]	9,87 (2,06) [8,29 – 11,46]
90°	8,31 (1,26) [7,34 – 9,28]	19,28 (2,33) [17,49 -21,07]	12,83 (2,16) [11,17 – 14,49]	11,67 (2,22) [9,96 – 13,37]	10,27 (2,43) [8,40 – 12,14]

LDPT: limite do deslocamento posterior da tíbia.

Íntegro: LCP íntegro.

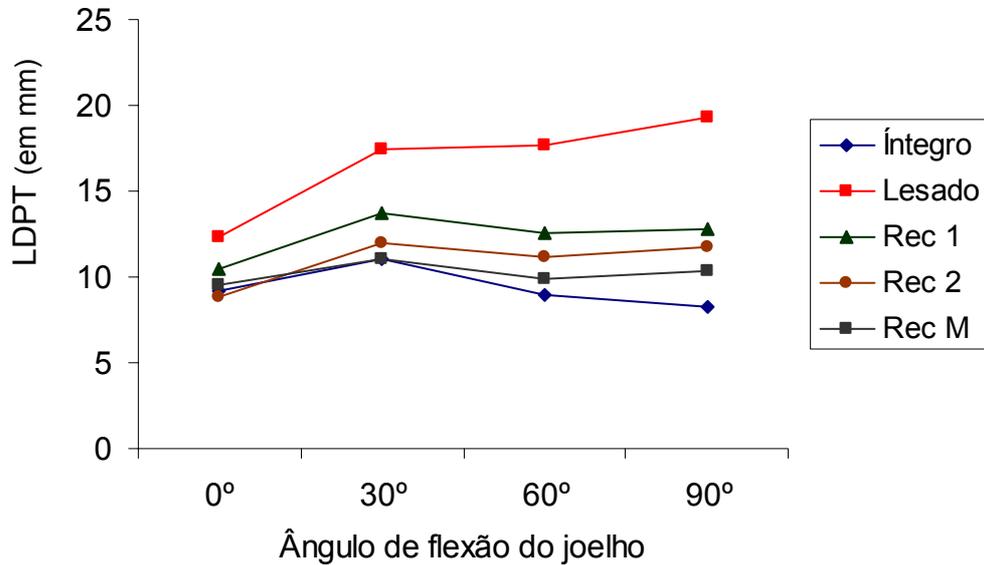
Lesado: LCP lesado.

Rec 1: LCP reconstruído com um feixe com enxerto quadricipital.

Rec 2: LCP reconstruído com dois feixes com enxertos quadricipital e semitendíneo.

Rec M: LCP reconstruído com um feixe com enxertos quadricipital e semitendíneo.

Gráfico 1 - Limite do deslocamento posterior da tibia, em milímetros, segundo a condição de avaliação e o ângulo de flexão do joelho



LDPT: limite do deslocamento posterior da tibia.

Íntegro: LCP íntegro.

Lesado: LCP lesado.

Rec 1: LCP reconstruído com um feixe com enxerto quadricipital.

Rec 2: LCP reconstruído com dois feixes com enxertos quadricipital e semitendíneo.

Rec M: LCP reconstruído com um feixe com enxertos quadricipital e semitendíneo.

5.5.1 Limite do deslocamento posterior da tibia em extensão

As medidas descritivas do LDPT em extensão (0 grau de flexão) do joelho para as condições de avaliação estão apresentadas na tabela 1, enquanto os resultados dos testes de comparação múltipla estão na tabela 2.

Nesta posição, a medida do LDPT do joelho na condição Íntegro não se diferenciou significativamente das condições Rec 2 ($p = 0,180$) e Rec M ($p = 0,803$) que se mostraram semelhantes ($p = 0,183$). As demais comparações apresentaram diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$ em todas as comparações).

Em resumo, o LDPT da condição Lesado foi estatisticamente maior que o da condição Rec 1 que, por sua vez, foi estatisticamente maior que o da condição Íntegro. Os LDPT das condições Rec M e Rec 2 foram estatisticamente semelhantes ao do joelho íntegro.

Tabela 2 - Níveis descritivos da comparação dos limites de deslocamento posterior da tibia, a 0 grau de flexão do joelho, entre as condições de avaliação

	Íntegro	Lesado	Rec 1	Rec 2	Rec M
Íntegro	-	x	x	x	x
Lesado	p = 0,001*	-	x	x	x
Rec 1	p = 0,022*	p = 0,003*	-	x	x
Rec 2	p = 0,180	p < 0,001*	p = 0,001*	-	x
Rec M	p = 0,803	p = 0,006*	p = 0,036*	p = 0,183	-

Íntegro: LCP íntegro.

Lesado: LCP lesado.

Rec 1: LCP reconstruído com um feixe com enxerto quadricipital.

Rec 2: LCP reconstruído com dois feixes com enxertos quadricipital e semitendíneo.

Rec M: LCP reconstruído com um feixe com enxertos quadricipital e semitendíneo.

* estatisticamente significativa ($p < 0,05$)

5.5.2 Limite de deslocamento posterior da tibia a 30 graus de flexão

As medidas descritivas do LDPT a 30 graus de flexão do joelho para as condições de avaliação estão apresentadas na tabela 1, enquanto os resultados dos testes de comparação múltipla estão na tabela 3.

Neste grau de flexão, a medida do LDPT do joelho na condição Íntegro não se diferenciou significativamente das condições Rec 2 ($p = 0,085$) e Rec M ($p = 0,980$) que se mostraram semelhantes ($p = 0,140$). As demais

comparações apresentaram diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$ em todas as comparações).

Em resumo, o LDPT da condição Lesado foi estatisticamente maior que o da condição Rec 1 que, por sua vez, foi estatisticamente maior que o da condição Íntegro. O LDPT das condições Rec M e Rec 2 foram estatisticamente semelhantes ao do joelho íntegro.

Tabela 3 - Níveis descritivos da comparação dos limites de deslocamento posterior da tíbia, a 30 graus de flexão do joelho, entre as condições de avaliação

	Íntegro	Lesado	Rec 1	Rec 2	Rec M
Íntegro	-	x	x	x	x
Lesado	$p < 0,001^*$	-	x	x	x
Rec 1	$p < 0,001^*$	$p = 0,001^*$	-	x	x
Rec 2	$p = 0,085$	$p < 0,001^*$	$p = 0,001^*$	-	x
Rec M	$p = 0,980$	$p = 0,001^*$	$p = 0,002^*$	$p = 0,140$	-

Íntegro: LCP íntegro.

Lesado: LCP lesado.

Rec 1: LCP reconstruído com um feixe com enxerto quadricipital.

Rec 2: LCP reconstruído com dois feixes com enxertos quadricipital e semitendíneo.

Rec M: LCP reconstruído com um feixe com enxertos quadricipital e semitendíneo.

* estatisticamente significativa ($p < 0,05$)

5.5.3 Limite de deslocamento posterior da tíbia a 60 graus de flexão

As medidas descritivas do LDPT a 60 graus de flexão do joelho para as condições de avaliação estão apresentadas na tabela 1, enquanto os resultados dos testes de comparação múltipla estão na tabela 4.

Neste grau de flexão, a medida do joelho na condição Íntegro não se diferenciou significativamente da condição Rec M ($p = 0,116$). As demais

comparações apresentaram diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$ em todas as comparações).

Em resumo, apenas a condição Rec M apresentou LDPT estatisticamente semelhante ao da condição Íntegro. O LDPT da condição Lesado foi estatisticamente maior que o da condição Rec 1 que, por sua vez foi estatisticamente maior que o da Rec 2, e este estatisticamente maior que os da Rec M e Íntegro.

Tabela 4 - Níveis descritivos da comparação dos limites de deslocamento posterior da tibia, a 60 graus de flexão do joelho, entre as condições de avaliação

	Íntegro	Lesado	Rec 1	Rec 2	Rec M
Íntegro	-	x	x	x	x
Lesado	$p < 0,001^*$	-	x	x	x
Rec 1	$p < 0,001^*$	$p < 0,001^*$	-	x	x
Rec 2	$p = 0,001^*$	$p < 0,001^*$	$p = 0,003^*$	-	x
Rec M	$p = 0,116$	$p < 0,001^*$	$P = 0,001^*$	$P = 0,005^*$	-

Íntegro: LCP íntegro.

Lesado: LCP lesado.

Rec 1: LCP reconstruído com um feixe com enxerto quadricipital.

Rec 2: LCP reconstruído com dois feixes com enxertos quadricipital e semitendíneo.

Rec M: LCP reconstruído com um feixe com enxertos quadricipital e semitendíneo.

* estatisticamente significativa ($p < 0,05$)

5.5.4 Limite de deslocamento posterior da tibia a 90 graus de flexão

As medidas descritivas do LDPT a 90 graus de flexão do joelho para as condições de avaliação estão apresentadas na tabela 1, enquanto os resultados dos testes de comparação múltipla estão na tabela 5.

A medida do joelho na condição Íntegro se diferenciou significativamente das demais condições ($p < 0,05$ em todas as comparações). As demais condições mostraram-se diferentes entre si ($p < 0,05$ em todas as comparações).

Não houve semelhança estatística entre nenhuma das condições de avaliação. A condição Lesado apresentou o maior LDPT seguido da Rec 1, Rec 2, Rec M e Íntegro, em ordem decrescente. Todas estatisticamente diferentes entre si.

Tabela 5 - Níveis descritivos da comparação dos limites de deslocamento posterior da tibia, a 90 graus de flexão do joelho, entre as condições de avaliação

	Íntegro	Lesado	Rec 1	Rec 2	Rec M
Íntegro	-	x	x	x	x
Lesado	$p < 0,001^*$	-	x	x	x
Rec 1	$p < 0,001^*$	$p < 0,001^*$	-	x	x
Rec 2	$p < 0,001^*$	$p < 0,001^*$	$p = 0,014^*$	-	x
Rec M	$p = 0,011^*$	$p < 0,001^*$	$p = 0,001^*$	$P = 0,001^*$	-

Íntegro: LCP íntegro.

Lesado: LCP lesado.

Rec 1: LCP reconstruído com um feixe com enxerto quadricipital.

Rec 2: LCP reconstruído com dois feixes com enxertos quadricipital e semitendíneo.

Rec M: LCP reconstruído com um feixe com enxertos quadricipital e semitendíneo.

* estatisticamente significante ($p < 0,05$)

5.2 Rigidez ao deslocamento posterior da tíbia

Conforme será descrito com mais detalhes a seguir, em todos os ângulos testados a condição de avaliação Íntegro se diferenciou significativamente das condições Lesado, Rec 1, Rec 2 e Rec M, ao passo que estas últimas quatro condições de avaliação não apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre si.

Na tabela 6 os dados sobre rigidez estão apresentados pelas seguintes medidas descritivas: média, desvio-padrão e limites inferior e superior do intervalo de confiança de 95%, associando-se a condição de avaliação com o grau de flexão do joelho.

Tabela 6 - Rigidez ao deslocamento posterior da tíbia, em n/mm, segundo a condição de avaliação e o ângulo de flexão do joelho. média, desvio-padrão (entre parênteses) e limites do intervalo de confiança de 95% (entre colchetes)

ÂNGULO DE FLEXÃO	RIGIDEZ				
	Íntegro	Lesado	Rec 1	Rec 2	Rec M
0°	29,71 (4,44) [26,30 – 33,13]	21,01 (1,52) [19,85 – 22,18]	21,86 (1,85) [20,45 – 23,28]	22,43 (1,70) [21,12 – 23,74]	22,28 (2,22) [20,57 – 23,99]
30°	39,01 (3,23) [36,53 - 41,49]	24,51 (3,04) [22,18 – 26,85]	26,26 (1,85) [24,83 – 27,68]	26,01 (2,03) [24,45 – 27,57]	25,99 (2,33) [24,20 – 27,79]
60°	43,84 (6,45) [38,89 – 48,80]	28,77 (2,12) [27,14 – 30,40]	27,88 (2,00) [26,34 – 29,41]	28,80 (1,58) [27,59 – 30,01]	28,85 (2,85) [26,66 – 31,04]
90°	45,61 (9,60) [38,24 – 52,99]	29,71 (3,59) [26,95 – 32,47]	26,39 (3,44) [23,74 – 29,03]	29,48 (2,58) [27,49 – 31,46]	28,41 (3,63) [25,62 – 31,20]

Íntegro: LCP íntegro.

Lesado: LCP lesado.

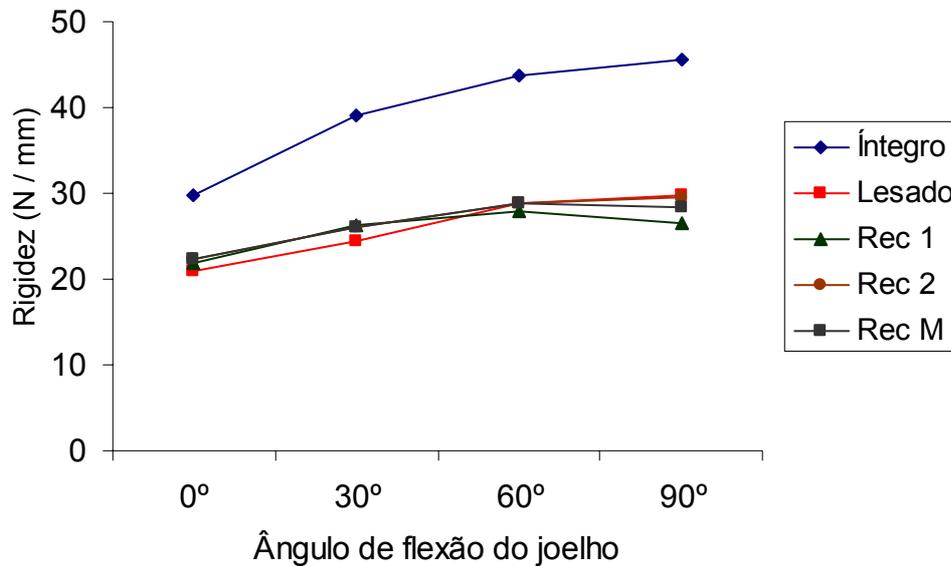
Rec 1: LCP reconstruído com um feixe com enxerto quadricipital.

Rec 2: LCP reconstruído com dois feixes com enxertos quadricipital e semitendíneo.

Rec M: LCP reconstruído com um feixe com enxertos quadricipital e semitendíneo.

O gráfico 2 ilustra os dados da tabela 6.

Gráfico 2 - Rigidez segundo a condição de avaliação e o ângulo de flexão do joelho



Íntegro: LCP íntegro.

Lesado: LCP lesado.

Rec 1: LCP reconstruído com um feixe com enxerto quadricipital.

Rec 2: LCP reconstruído com dois feixes com enxertos quadricipital e semitendíneo.

Rec M: LCP reconstruído com um feixe com enxertos quadricipital e semitendíneo.

5.2.1 Rigidez ao deslocamento posterior da tíbia em extensão

As medidas descritivas da rigidez ao deslocamento posterior da tíbia com o joelho em extensão (0 grau de flexão) para as condições de avaliação estão apresentadas na tabela 6, enquanto os resultados dos testes de comparação múltipla estão na tabela 7.

Nesta posição a medida da rigidez do joelho na condição Íntegro se diferenciou significativamente das condições Lesado ($p < 0,001$), Rec 1 ($p < 0,001$), Rec 2 ($p = 0,001$) e Rec M ($p < 0,001$). As demais comparações não

apresentaram diferenças estatisticamente significantes ($p > 0,05$ em todas as comparações).

Tabela 7 - Níveis descritivos da comparação da rigidez ao deslocamento posterior da tíbia a 0 grau de flexão, entre as condições de avaliação

	Íntegro	Lesado	Rec 1	Rec 2	Rec M
Íntegro	-	x	x	x	x
Lesado	$p < 0,001^*$	-	x	x	x
Rec 1	$p < 0,001^*$	$p = 0,136$	-	x	x
Rec 2	$p = 0,001^*$	$p = 0,057$	$p = 0,429$	-	x
Rec M	$p < 0,001^*$	$p = 0,215$	$p = 0,670$	$p = 0,862$	-

Íntegro: LCP íntegro.

Lesado: LCP lesado.

Rec 1: LCP reconstruído com um feixe com enxerto quadricipital.

Rec 2: LCP reconstruído com dois feixes com enxertos quadricipital e semitendíneo.

Rec M: LCP reconstruído com um feixe com enxertos quadricipital e semitendíneo.

* estatisticamente significativa ($p < 0,05$)

5.2.2 Rigidez ao deslocamento posterior da tíbia a 30 graus de flexão

As medidas descritivas da rigidez ao deslocamento posterior da tíbia a 30 graus de flexão do joelho para as condições de avaliação estão apresentadas na tabela 6, enquanto os resultados dos testes de comparação múltipla estão na tabela 8.

A 30° de flexão, a medida do joelho na condição Íntegro se diferenciou significativamente das condições Lesado ($p < 0,001$), Rec 1 ($p < 0,001$), Rec 2 ($p < 0,001$) e Rec M ($p < 0,001$). As demais comparações não apresentaram diferenças estatisticamente significantes ($p > 0,05$ em todas as comparações).

Tabela 8 - Níveis descritivos da comparação da rigidez ao deslocamento posterior da tibia a 30 graus de flexão, entre as condições de avaliação

	Íntegro	Lesado	Rec 1	Rec 2	Rec M
Íntegro	-	x	x	x	x
Lesado	p < 0,001*	-	x	x	x
Rec 1	p < 0,001*	p = 0,134	-	x	x
Rec 2	p < 0,001*	p = 0,266	p = 0,633	-	x
Rec M	p < 0,001*	p = 0,400	p = 0,800	p = 0,984	-

Íntegro: LCP íntegro.

Lesado: LCP lesado.

Rec 1: LCP reconstruído com um feixe com enxerto quadricipital.

Rec 2: LCP reconstruído com dois feixes com enxerto quadricipital e semitendíneo.

Rec M: LCP reconstruído com um feixe com enxerto quadricipital e semitendíneo.

* estatisticamente significativa ($p < 0,05$)

5.2.3 Rigidez ao deslocamento posterior da tibia a 60 graus de flexão

As medidas descritivas da rigidez ao deslocamento posterior da tibia a 60 graus de flexão do joelho para as condições de avaliação estão apresentadas na tabela 6, enquanto os resultados dos testes de comparação múltipla estão na tabela 9.

A 60° de flexão, a medida da rigidez do joelho na condição Íntegro se diferenciou significativamente das condições Lesado ($p < 0,001$), Rec 1 ($p < 0,001$), Rec 2 ($p < 0,001$) e Rec M ($p < 0,001$). As demais comparações não apresentaram diferenças estatisticamente significantes ($p > 0,05$ em todas as comparações).

Tabela 9 - Níveis descritivos da comparação da rigidez ao deslocamento posterior da tíbia a 60 graus de flexão, entre as condições de avaliação

	Íntegro	Lesado	Rec 1	Rec 2	Rec M
Íntegro	-	x	x	x	x
Lesado	p < 0,001*	-	x	x	x
Rec 1	p < 0,001*	P = 0,352	-	x	x
Rec 2	p < 0,001*	P = 0,971	p = 0,108	-	x
Rec M	p < 0,001*	P = 0,960	p = 0,410	p = 0,961	-

Íntegro: LCP íntegro.

Lesado: LCP lesado.

Rec 1: LCP reconstruído com um feixe com enxerto quadricipital.

Rec 2: LCP reconstruído com dois feixes com enxertos quadricipital e semitendíneo.

Rec M: LCP reconstruído com um feixe com enxertos quadricipital e semitendíneo.

* estatisticamente significativa (p<0,05)

5.2.4 Rigidez ao deslocamento posterior da tíbia a 90 graus de flexão

As medidas descritivas da rigidez ao deslocamento posterior da tíbia a 90 graus de flexão do joelho para as condições de avaliação estão apresentadas na tabela 6, enquanto os resultados dos testes de comparação múltipla estão na tabela 10.

A 90° de flexão, a medida da rigidez do joelho na condição Íntegro se diferenciou significativamente das condições Lesado (p = 0,001), Rec 1 (p < 0,001), Rec 2 (p = 0,001) e Rec M (p < 0,001). As demais comparações não apresentaram diferenças estatisticamente significantes (p > 0,05 em todas as comparações).

Tabela 10 - Níveis descritivos da comparação da rigidez ao deslocamento posterior da tibia a 90 graus de flexão, entre as condições de avaliação

	Íntegro	Lesado	Rec 1	Rec 2	Rec M
Íntegro	-	x	x	x	x
Lesado	p = 0,001*	-	x	x	x
Rec 1	p < 0,001*	p = 0,088	-	x	x
Rec 2	p = 0,001*	p = 0,853	p = 0,111	-	x
Rec M	p < 0,001*	p = 0,499	p = 0,175	p = 0,473	-

Íntegro: LCP íntegro.

Lesado: LCP lesado.

Rec 1: LCP reconstruído com um feixe com enxerto quadricipital.

Rec 2: LCP reconstruído com dois feixes com enxerto quadricipital e semitendíneo.

Rec M: LCP reconstruído com um feixe com enxerto quadricipital e semitendíneo.

* estatisticamente significativa ($p < 0,05$)

5.3 Cálculo do Tamanho da Amostra

Como foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre as condições de avaliação Rec 2 e Rec M quanto ao LDPT a 60 e 90° de flexão neste grupo de nove joelhos, não houve necessidade de realizar cálculo da amostra.

6. DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

A elevação do número de cirurgias ligamentares do joelho nos últimos anos têm estimulado o aprimoramento das técnicas de reconstrução. Desde 1990 os estudos biomecânicos dos ligamentos do joelho são uma linha de pesquisa do Instituto de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (Albuquerque, 1994, Albuquerque, 1999, AmatuZZi, 1993, Barreto, 2000, Górios, 2000, Hernandez, 1994, Kokron et al., 1993, Kokron, 2000, Rezende et al., 1994, Rossi et al., 1990, Sasaki, 2003). Esses estudos são realizados no Laboratório de Biomecânica LIM-41, com o auxílio de um tecnólogo.

Ainda não se estabeleceu qual o tratamento ideal das lesões do ligamento cruzado posterior. A necessidade do tratamento cirúrgico nas lesões do LCP associadas a de outros ligamentos do joelho está bem definida na literatura (Hagemeister et al., 2003, Harner e Höher, 1998, Wang et al., 2002b). Já nos casos de lesão isolada do LCP, o tratamento é controverso. Há autores que defendem o método conservador e outros sua reconstrução cirúrgica.

Amparados por um melhor conhecimento da anatomia e biomecânica do joelho, os resultados cirúrgicos têm melhorado, embora ainda não se tenha estabelecido na literatura qual a melhor técnica de reconstrução.

Alguns autores sugerem que a reconstrução do LCP com dois feixes através de dois túneis femorais reproduz melhor a anatomia e função do ligamento (Ahmad et al., 2003, Chambat et al., 1995, Morgan et al., 1997, Harner e Höher, 1998). Assim, foram conduzidos ensaios em laboratório comparando as técnicas de reconstrução com um e dois feixes. Race e Amis (1998) e Harner et al. (2000b) concluem que a reconstrução com dois feixes é superior àquela com um feixe e que com ela é possível in-vitro se restabelecer a estabilidade do joelho perdida após a lesão isolada do LCP. É importante enfatizar, todavia, que em ambos os trabalhos a comparação ocorre entre uma reconstrução de dois feixes com enxerto de maior espessura (18mm no trabalho de Race e Amis, 17-18mm no de Harner et al.) do que a reconstrução com um feixe (10mm em ambos os estudos). Kokron (2000), pioneiro no estudo biomecânico da reconstrução do LCP em nosso meio, compara as duas técnicas com enxertos de mesma espessura nas duas condições (10mm de enxerto do tendão quadricipital) e não observa diferença entre as duas, embora não tenha sido possível com nenhuma delas restaurar a estabilidade do joelho à normalidade. No mesmo estudo, compara a estabilidade da reconstrução com um e dois feixes utilizando o enxerto dos tendões dos músculos semitendíneo e grácil quádruplos e obtém resultados similares aos da reconstrução com o tendão quadricipital.

Diante disso surgiu a pergunta que motivou o desenvolvimento deste trabalho: a restauração da estabilidade do joelho alcançada com o duplo feixe de Race e Amis (1998) e Harner et al. (2000b) se deve à confecção de dois feixes ou ao volume maior de enxerto?

Para responder a esta pergunta foi realizado este estudo, no qual foram comparadas as técnicas de reconstrução dos dois feixes, com enxerto do tendão quadricipital de 10mm para o feixe AL e semitendíneo duplo de sete milímetros para o PM, com a técnica de reconstrução apenas do feixe ântero-lateral do LCP. Com esta última foram testadas duas situações: a primeira utilizando como enxerto apenas o tendão quadricipital de 10mm (tradicional), e a segunda utilizando um volume de enxerto quantitativamente e qualitativamente igual ao utilizado na reconstrução dos dois feixes femorais, isto é, o tendão quadricipital de 10mm associado ao semitendíneo duplo de sete milímetros atravessando um único túnel femoral que simula o feixe AL do LCP.

As pesquisas biomecânicas têm um papel muito importante para o aperfeiçoamento das técnicas de reconstrução do LCP. Em virtude da baixa incidência dessas lesões, ensaios clínicos randomizados são extremamente difíceis de serem realizados, ainda mais se considerarmos na prática clínica a grande frequência de lesões associadas de outros ligamentos do joelho. Concordamos com Kokron (2000) que os ensaios biomecânicos da estabilidade da reconstrução do LCP são a base para futuros ensaios clínicos que comparem técnicas cirúrgicas diferentes.

Enquanto não há estudos clínicos randomizados disponíveis, os ensaios biomecânicos são os únicos meios de comparação dos resultados de diferentes técnicas de reconstrução do LCP. Como afirma Kokron (2000), esse método apresenta algumas vantagens importantes em relação aos ensaios clínicos com pacientes. Permite que se tome como parâmetro de

normalidade os resultados obtidos com o mesmo joelho com o LCP íntegro, o que não é possível em ensaios clínicos. Na prática clínica, utiliza-se como padrão de normalidade o joelho contra-lateral; sabe-se, todavia, por estudos em cadáver e em joelhos normais de voluntários que pode haver diferenças superiores a 2mm no deslocamento posterior da tíbia entre os joelhos normais da mesma pessoa (Markolf et al., 1976, Markolf et al., 1978). Esta diferença não é, pois, considerada em ensaios clínicos. Outras vantagens ainda citadas por Kokron (2000) incluem a certeza do não-envolvimento de outras lesões ligamentares no mesmo joelho e a possibilidade de mensurar a estabilidade com imparcialidade e precisão muito superior à mensuração clínica ou radiológica.

A utilização de joelhos de cadáveres humanos foi preferida à utilização de joelhos de animais pois concordamos com Beynnon e Amis (1998) e com Kokron (2000) que os resultados obtidos em modelos experimentais em animais podem não ter validade para os joelhos humanos.

O método utilizado permitiu que em cada joelho fossem realizadas todas as condições de avaliação. Dessa forma, os resultados de cada técnica puderam ser comparados entre si e com o comportamento biomecânico do mesmo joelho com o LCP íntegro, excluindo qualquer viés imposto eventualmente por efeito de variações inter-espécimes.

Embora as lesões combinadas sejam as de indicação cirúrgica mais freqüente, optou-se pelo estudo apenas da reconstrução do LCP na lesão isolada, pois mesmo no tratamento do joelho com lesões combinadas a reconstrução do LCP é um passo fundamental que deve ser realizado de

forma adequada. Além disso, como a presença de outras lesões ligamentares altera significativamente a biomecânica do joelho em relação à lesão isolada do LCP (Harner et al., 2000a), estaríamos incluindo muitas outras variáveis que nos desviariam do objetivo principal deste trabalho.

6.1 Testes Biomecânicos

A padronização utilizada para a coleta, o armazenamento e o preparo das peças anatômicas deste estudo seguiu a metodologia das teses desenvolvidas no LIM-41 e apresentadas à Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (Albuquerque, 1994, Albuquerque, 1999, Barreto, 2000, Górios, 2000, Hernandez, 1994, Kokron, 2000, Sasaki, 2003) e também preconizada por Beynnon e Amis (1998).

A idade dos cadáveres cujos joelhos foram avaliados variou de 43 a 70 anos, média de 52 anos. Beynnon e Amis (1998) recomendam a utilização de joelhos de cadáver com 65 anos ou menos para o sexo masculino e de 50 anos ou menos para o feminino, e cujos cadáveres não tivessem sido portadores de doenças metabólicas, como por exemplo diabetes. Em virtude da dificuldade de obtenção das peças não foi possível obedecer estritamente ao preconizado por tais autores no que diz respeito à faixa etária, embora apenas um cadáver de cada sexo extrapolasse a idade sugerida. Sabe-se que a faixa etária dos joelhos aqui estudados não corresponde à idade mais comumente acometida pelas lesões do LCP,

contudo a legislação vigente limita a utilização de peças de pessoas falecidas por causa de violência estabelecida ou suspeita, que corresponde à principal causa de óbito da faixa etária mais jovem em nosso país. Não incluímos em nosso trabalho joelhos de cadáveres portadores não somente de doenças metabólicas como diabetes, mas também de doenças infecciosas ou que apresentassem sinais de doenças ósteo-articulares ou seqüelas de traumatismos do membro inferior. Além disso, antes de incluirmos a peça em nosso estudo realizávamos a artrotomia para inspeção intra-articular do joelho e desse modo também excluir aqueles com lesões degenerativas macroscópicas avançadas ou portadores de quaisquer lesões ligamentares ou meniscais. Ainda assim, em relação a outros estudos que utilizam espécimes para avaliar a estabilidade após diversas técnicas de reconstrução do LCP, a nossa idade média só não foi menor que a de Kokron (2000) que foi de 47 anos (Bomberg et al., 1990, Burns II et al., 1995, Galloway et al., 1996, Harner et al., 2000a, Kokron, 2000, Mannor et al., 2000, Markolf et al., 1997a, Pearsall IV et al., 1996, Race e Amis, 1998).

Como a maioria dos estudos biomecânicos da reconstrução do LCP, neste trabalho foi avaliada apenas a estabilidade passiva obtida com a reconstrução, sem simular a ação de quaisquer grupos musculares (Bomberg et al., 1990, Burns II et al., 1995, Galloway et al., 1996, Harner et al., 2000b, Kokron, 2000, Markolf et al., 1997a, Pearsall IV et al., 1996, Stone et al., 1996, Race e Amis, 1998).

O limite do deslocamento posterior da tíbia e a rigidez ao deslocamento posterior da tíbia foram estudados nas diversas condições de

avaliação por testes em uma máquina de ensaios eletromecânica de precisão, conforme protocolo aprimorado a partir do utilizado por Kokron (2000) no mesmo laboratório, LIM-41 e discutido a seguir. Este protocolo também teve como bases alguns estudos publicados sobre a biomecânica da reconstrução do LCP (Beynnon e Amis, 1998, Burns II et al., 1995, Galloway et al., 1996, Markolf et al., 1997b, Pearsall IV et al., 1996, Race e Amis, 1998).

Conforme descrito por Beynnon e Amis (1998), Bomberg et al. (1990), Kokron (2000) e Race e Amis (1998), a fíbula foi fixada à tíbia proximalmente com parafuso, já que a sindesmose tibiofibular é um estabilizador da fíbula, e sua ausência afetaria de modo importante a função do ligamento colateral fibular.

As garras cilíndricas foram fixadas ao fêmur e à tíbia sempre pelo autor em conjunto com o tecnólogo do LIM-41 para assegurar que os seus eixos coincidissem com o eixo dos ossos, e que o seu posicionamento não interferisse na realização das reconstruções, que eram realizadas com o joelho fixo às garras (Figura 8).

O posicionamento da tíbia em relação ao fêmur foi modificado a partir do trabalho de Kokron (2000) e inspirado no dispositivo de Beynnon et al. (1994). A garra tibial era fixada à máquina de ensaios com a tíbia sempre posicionada na horizontal, com sua margem anterior voltada inferiormente. A garra femoral foi fixada à máquina de modo que quando o joelho estivesse com 90 graus de flexão, o fêmur encontrar-se-ia em posição vertical (Figura 4). O grau de flexão do joelho era baseado no posicionamento do fêmur. Este

dispositivo permitia que o fêmur realizasse os movimentos de translação em relação à tibia na direção superior e inferior (correspondendo aos sinais das gavetas anterior e posterior), cuja magnitude foi medida pela própria máquina. Ao contrário de outros dispositivos que restringem quaisquer outros movimentos que não o deslocamento ântero-posterior (Amis, 1989), esse sistema também permitia que ocorressem movimentos associados à translação ântero-posterior do fêmur: translação da tibia ao longo do seu eixo em sentidos proximal e distal (correspondendo aos movimentos de aproximação ou de afastamento da tibia em relação ao fêmur), rotação da tibia ao redor do seu próprio eixo (correspondendo aos movimentos de rotação externa e interna da tibia) e rotação da tibia em seu plano coronal (varo e valgo). Segundo Beynnon e Amis (1998), a principal vantagem deste último dispositivo está em permitir a ação dos restritores secundários ao movimento estudado, cuja função pode estar bloqueada no dispositivo que permite apenas um grau de liberdade. Nos ensaios em que os movimentos associados da tibia não são permitidos, a magnitude do deslocamento posterior da tibia é significativamente menor. Por exemplo, ao se realizar uma translação da tibia no sentido posterior, ela rodará externamente sem que seja aplicado momento de rotação externa. Assim, se esta rotação é bloqueada, o deslocamento posterior será menor (Fukubayashi et al., 1982, Noyes et al., 1989).

Em relação ao deslocamento ântero-posterior do fêmur em relação à tibia, o ponto inicial dos testes foi determinado de acordo com o ponto de inflexão que foi encontrado para cada ângulo testado. Tal ponto

correspondia à região de menor tensionamento das estruturas envolvidas nesse tipo de solicitação mecânica e era encontrado por meio de um programa de computador especialmente desenvolvido para este fim no LIM-41, que o determinava com base em dados colhidos em um teste de translação ântero-posterior do fêmur em relação à tíbia com magnitude de 50N em cada direção. Ma et al. (2003) relatam que esta posição inicial é alterada após as reconstruções e se isso não for considerado, a avaliação do deslocamento A-P após as reconstruções pode ser equivocada. Tal equívoco foi evitado neste trabalho da seguinte maneira. O posicionamento das garras na máquina de ensaio em cada ponto de inflexão era registrado. Assim, ao reposicionarmos as garras na máquina de ensaios após cada reconstrução, a posição exata do ponto inicial registrada com o joelho íntegro era reproduzida.

A partir do ponto inicial (ponto de inflexão) o fêmur era deslocado em sentido posterior à tíbia até que se alcançasse um deslocamento de 2mm (gaveta anterior). A partir de então é que se aplicava a força no sentido contrário (gaveta posterior). Assim, da mesma forma que na tese de Kokron (2000), a força de anteriorização do fêmur (ou posteriorização da tíbia) era aplicada a partir de uma posição ligeiramente anteriorizada da tíbia em relação ao fêmur. Procuramos com isso relaxar por completo o LCP ou seu substituto, permitindo, assim, uma avaliação mais completa do deslocamento posterior da tíbia (Kokron, 2000).

O valor de 134N para a força de anteriorização do fêmur (posteriorização da tíbia) corresponde ao mesmo valor aplicado em outros

trabalhos que avaliam os resultados da reconstrução do LCP (Harner et al., 2000b, Harner et al., 2000c, Ma et al., 2003). Este valor encontra-se dentro da região elástica do ligamento e dos enxertos, não acarretando alongamento definitivo (Hamner et al., 1999, Race e Amis, 1998, Schatzmann et al., 1998, Stone et al., 1996). Segundo Race e Amis (1998), a força necessária para romper o LCP por deslocamento posterior da tíbia com o joelho a 90° de flexão é bem superior, próxima de 2000N.

A velocidade constante de 20mm/min foi aplicada durante os ensaios biomecânicos deste trabalho por ser a mesma velocidade utilizada por outros estudos da biomecânica do joelho (Albuquerque, 1994, Albuquerque, 1999, AmatuZZi et al., 1993, Barreto, 2000, Gorios, 2000, Hernandez, 1994, Kokron, 2000, Sasaki et al., 2003, Stone et al., 1996).

Da mesma forma que no trabalho de Kokron (2000), o valor do deslocamento ântero-posterior foi mensurado pelo deslocamento da célula de carga da própria máquina e não pela mensuração direta do deslocamento entre a tíbia e o fêmur. Concordamos com Kokron (2000) que defende este método ao afirmar que a rigidez do sistema máquina-garra-osso é muito superior à rigidez dos estabilizadores primários e secundários do deslocamento ântero-posterior do joelho. O sistema de fixação do joelho deste estudo foi rígido o suficiente para a avaliação com forças até 134 N. Não houve movimentos entre as garras e os ossos ou das garras em relação à máquina de ensaios.

Para todas as condições de avaliação, exceto na condição Lesado, foram utilizados três ciclos consecutivos de deslocamento ântero-posterior

da tibia. Estas repetições objetivaram minimizar a influência das propriedades visco-elásticas dos tecidos. Durante os testes pilotos e no trabalho de Kokron (2000), foi observado que a acomodação ocorria sobretudo nos dois primeiros ciclos, motivo pelo qual optamos em reduzir seu número de cinco para três em relação ao trabalho de Kokron (2000). Na condição Lesado optou-se pela realização de apenas dois ciclos, pois como Kokron (2000) já havia demonstrado e também foi constatado em nossos testes-piloto, em tal condição de avaliação o LDPT era significativamente maior que nas demais. Como nosso objetivo era a comparação das técnicas entre si e com o joelho íntegro, optamos por apenas dois ciclos de repetição na condição Lesado. Todas as comparações do LDPT e da rigidez foram baseadas apenas no último ciclo.

Para evitar sua desidratação, as peças eram hidratadas com compressas umedecidas em solução de cloreto de sódio a 0,9% durante todas as fases dos testes biomecânicos, assim como preconizado por Beynnon e Amis (1998). A preservação da cápsula articular e a sutura das artrotomias também ajudaram para este fim (Kokron, 2000).

Nos ensaios biomecânicos sobre a reconstrução do LCP, o parâmetro mais comumente utilizado para avaliação dos resultados é a medida do limite do deslocamento posterior da tibia ao se aplicar uma força de posteriorização tibial que dependendo dos trabalhos varia de 50 a 156N (Bomberg et al., 1990, Burns II et al., 1995, Galloway et al., 1996, Harner et al., 2000b, Harner et al., 2000c, Kokron, 2000, Ma et al., 2003, Mannor et al., 2000, Markolf et al., 1997a, Pearsall IV et al., 1996). Concordamos com

Bercovy e Weber (1995) e Kokron (2000) quanto à importância da avaliação também da rigidez do joelho. A rigidez, por ser a proporção da força aplicada com o deslocamento produzido, traduz o comportamento mais global de cada condição de avaliação. Enquanto o LDPT expressa um valor de deslocamento provocado por um determinado valor de força, através da rigidez ao deslocamento posterior da tíbia pode-se inferir o que aconteceria com o LDPT sob força menores ou maiores (Kokron, 2000). Portanto, os dois parâmetros se completam para uma adequada avaliação, e por isso ambos foram utilizados neste trabalho.

6.2 Técnicas Operatórias

Em todas as técnicas de reconstrução realizadas neste trabalho, com exceção da fixação tibial, se procuraram reproduzir com o maior realismo possível as etapas da cirurgia de um paciente. Todos os procedimentos foram realizados pelo autor como forma de minimizar o viés de execução que pode ocorrer quando mais de uma pessoa executa os procedimentos estudados.

Apesar de a maioria dos ortopedistas preferir a via artroscópica à aberta para efetuar as reconstruções do LCP, concordamos com Kokron (2000) que afirma que, desde que os tempos cirúrgicos sejam os mesmos, os resultados da estabilidade também o serão. Em laboratório a via aberta é de mais fácil e rápida execução. Assim, como os demais trabalhos sobre a biomecânica da reconstrução do LCP, utilizamos a via aberta (Bomberg et

al., 1990, Burns II et al., 1995, Galloway et al., 1996, Harner et al., 2000b, Mannor et al., 2000, Margheritini et al., 2004, Markolf et al., 1997a, Race e Amis, 1998, Wang et al., 2002a).

Para Höher et al. (2003), o enxerto ideal para o LCP é aquele com propriedades estruturais idênticas ao LCP intacto, a mesma geometria, que não apresente morbidade do sítio doador, de fácil inserção, que permita uma fixação segura em uma posição anatômica e rápida incorporação. Fica claro que tal enxerto não existe. Isto sobretudo devido à sua anatomia complexa, com dois feixes, sua inserção femoral ampla de cerca de 32mm e sua inserção tibial na face posterior. Deve-se ainda lembrar que diante das lesões associadas é freqüente a necessidade de outros enxertos além do empregado para o LCP.

Os enxertos utilizados na reconstrução do ligamento cruzado posterior incluem os autólogos (que provêm do próprio paciente) e os aloenxertos (que provêm de outros doadores humanos). Segundo Frank e Jackson (1997) e Höher et al. (2003), os ligamentos artificiais devem ser evitados.

Os enxertos autólogos utilizados na reconstrução do LCP são: o terço central do ligamento da patela, os tendões dos músculos semitendíneo e grácil e o tendão do músculo quadríceps da coxa. Os aloenxertos mais empregados são o tendão calcâneo, os tendões dos músculos tibial anterior e tibial posterior, o tendão do músculo quadríceps da coxa e o ligamento da patela (Höher et al., 2003, Wojtys, 2004*).

* Wojtys EM. (University of Michigan). Selection criteria for PCL reconstruction and available grafts. [Conferência proferida no curso Posterior cruciate ligament: surgical treatment, combined instabilities durante o American Academy of Orthopedic Surgeons 71st. Annual Meeting; 2004; San Francisco].

Além das vantagens tradicionalmente conhecidas, o emprego dos aloenxertos na reconstrução do LCP em particular permite a utilização de enxertos de maior diâmetro e comprimento, já que se sabe que em relação à reconstrução do LCA, os enxertos devem ser maiores (Höher et al., 2003). Contudo a disponibilidade desses enxertos no Brasil ainda não é ampla. E deve-se lembrar também da possibilidade de transmissão de doenças infecciosas, da qualidade do tecido e dos problemas quanto à incorporação do enxerto. Os enxertos autólogos, dessa forma, continuam sendo os mais utilizados em nosso meio.

Baseados nos estudos de suas propriedades biomecânicas e nas do LCP, optamos pela utilização do enxerto do tendão quadricipital e do semitendíneo duplo em nossos ensaios (Fulkerson e Langeland, 1995, Hamner et al., 1999, Race e Amis, 1994, Schatzmann et al., 1998). Chen et al. (2002) comparam o enxerto quadricipital com o quádruplo do semitendíneo e grácil na reconstrução do LCP em 49 pacientes após seguimento mínimo de dois anos. Afirmam que se pode realizar uma boa reconstrução do LCP com qualquer um dos dois enxertos. Não observam diferenças estatísticas entre os dois grupos. Chen et al. (2004) publicam resultados satisfatórios com a reconstrução do LCP com um feixe do tendão quadricipital após um seguimento mínimo de 3 anos de pós-operatório. Deehan et al. (2003) descrevem bons resultados após um seguimento mínimo de dois anos em 31 pacientes operados pela técnica de reconstrução de um feixe com enxerto quádruplo do semitendíneo e grácil. A utilização do enxerto semitendíneo duplo para reconstruir o feixe PM do LCP é considerada adequada por Harner

et al. (2000b) e Chen et al. (2003a). Chen et al. (2003b) sugerem a utilização do enxerto quadricipital para substituir o feixe AL do LCP e o semitendíneo duplo para o feixe PM na reconstrução dos dois feixes do LCP, situação reproduzida em nossa condição de avaliação Rec 2.

Os dispositivos de fixação utilizados foram os mesmos para todas as reconstruções testadas. Optamos pela fixação femoral com parafuso cortical de 4,5mm de diâmetro e arruela conforme descrito por AmatuZZi et al. (1993) já que estudos biomecânicos demonstram não haver diferença entre esta técnica e a dita mais anatômica com parafuso de interferência (AmatuZZi et al., 1993, Wang et al., 2002a). Além disso, a técnica de fixação apenas com o parafuso de interferência depende não só dos diâmetros do túnel e do enxerto, mas também da qualidade do osso hospedeiro para garantir uma boa fixação. Sabe-se que esta qualidade diminui com a idade e, embora a média de idade dos doadores dos joelhos aqui utilizados (52 anos) fosse menor que a da maioria dos outros autores, ela ainda é mais alta que a faixa etária dos pacientes usualmente submetidos a esta cirurgia. Assim, optamos pela fixação convencional e com os enxertos ocupando toda a extensão do túnel femoral. O parafuso foi fixado o mais próximo possível da saída do túnel para minimizarmos o efeito do alongamento dos fios de poliéster que prendiam o enxerto ao parafuso (Spencer et al., 1996). Uma outra opção interessante ao nosso ver e descrita por alguns autores, porém não utilizada em nosso estudo, seria a fixação híbrida ou dupla, isto é, uma combinação do parafuso de interferência com a fixação convencional, sobretudo na tíbia (Chen et al., 2003a, Nargakatti et al., 2001, Scheffler et al., 2002, Weiler et al., 1998).

Quanto à fixação tibial, para podermos garantir a fixação dos enxertos com os valores de tração preconizados na literatura, foi necessário o desenvolvimento no LIM-41 de um dispositivo especialmente para esta pesquisa, e que possibilitou o cumprimento desse objetivo com precisão. Os dois fios de poliéster provenientes do enxerto atravessavam o espaço entre as duas plaquetas metálicas até alcançar o tracionador acoplado ao dinamômetro (Figuras 11, 12, 13 e 14). Uma vez atingido o valor de tração estipulado para o enxerto em questão (Figura 15), o parafuso convencional que atravessava as duas plaquetas e as duas corticais da tíbia era apertado, comprimindo as duas plaquetas e prendendo assim os fios. A pega deste parafuso, fundamental para a adequada fixação do enxerto, era garantida por meio de uma porca e arruela colocadas na outra extremidade do parafuso de encontro à segunda cortical da tíbia. Com isto a pega era assegurada independente da qualidade óssea do espécime.

A tração no enxerto era exercida por um aparelho que o tracionava por meio de um gancho (Figura 13). Esta tração era aumentada à medida que se girava um botão no aparelho (Figura 14). Dessa forma, obtinha-se uma precisão bem maior que a com tração manual. O valor da tração era acompanhado em tempo real na tela do computador (Figura 15).

Este dispositivo foi exaustivamente testado em vários ensaios na fase piloto desta pesquisa da seguinte forma: marcava-se a porção do fio de poliéster imediatamente proximal às plaquetas e procedia-se aos ensaios, durante os quais esta marca era monitorada. Se ao final dos ensaios a posição da marca fosse alterada em relação à plaqueta, isto

significaria uma fixação inadequada, ou seja o escorregamento do fio. Entretanto, ao fim de todos os ensaios, notou-se que a marca permanecia na mesma posição em relação às plaquetas. Comprovou-se assim sua eficiência pelo fato de não permitir o deslizamento dos fios em nenhum dos testes. A utilização de um parafuso convencional ao invés de um cortical ou esponjoso (iguais aos utilizados in-vivo) foi feita para permitir a colocação de uma porca e arruela na extremidade do parafuso que atravessava a segunda cortical e assim assegurar uma pega adequada. Repetimos que esse método de fixação foi desenvolvido para permitir a execução da metodologia planejada para este trabalho. Neste passo em particular não foi nossa intenção desenvolver um método aplicável aos pacientes. Como não fez parte de nosso objetivo avaliar as técnicas de fixação, e sim comparar diferentes técnicas entre si e com o joelho íntegro, acreditamos que a utilização deste método de fixação tibial foi válido no momento em que foi utilizado da mesma forma nas diferentes técnicas avaliadas e que permitiu a execução do método planejado.

O valor de tração para o feixe AL de 88N e para o feixe PM de 67N seguiu o preconizado em estudo biomecânico de Harner et al. (2000b). O feixe ântero-lateral foi fixado com o joelho a 90° de flexão baseado nos estudos da literatura que apontam que a fixação do enxerto que reproduz este feixe restaura melhor a biomecânica do joelho se realizada neste ângulo (Burns II et al., 1995, Galloway et al., 1996, Harner et al., 2000b, Harner et al., 2000c). Burns II et al. (1995) relatam que a aplicação de uma força de 156N para anteriorizar a tibia no momento da fixação do enxerto

com o joelho a 90° de flexão melhora a estabilidade da reconstrução, pois além de reduzir a subluxação posterior da tíbia também permite um melhor tensionamento ao longo de todo o enxerto por folgá-lo no orifício do túnel tibial dentro da articulação. Harner et al. (2000c) obtêm resultados semelhantes ao de Burns II et al. (1995) porém com força de 134N. Com o mesmo intuito destes autores (Burns II et al., 1995, Harner et al., 2000c) aplicamos no fêmur 134N em sentido posterior (anteriorização da tíbia) ao fixarmos tanto o feixe AL a 90° de flexão como também durante a fixação do feixe PM em extensão. Embora não tenha utilizado a força para anteriorizar a tíbia durante a fixação do enxerto em extensão, Burns II et al. (1995) sugerem que esta técnica poderia proporcionar melhor estabilidade que a fixação em extensão sem a anteriorização tibial. Realizamos este passo durante a fixação do feixe PM, de modo similar ao executado por Kokron (2000).

Para minimizar o efeito do relaxamento à tração dos enxertos e também melhorar a acomodação das suturas dos fios de poliéster nas extremidades tendíneas, realizamos seu pré-tensionamento mediante tração axial de 20N por pelo menos 20 minutos (Kokron, 2000); este era interrompido apenas quando os enxertos eram introduzidos nos túneis ósseos, já que de acordo com alguns autores (Graf et al., 1994, Górios, 2000) embora o efeito do pré-tensionamento seja sensível até 30 minutos, o enxerto começa a encurtar assim que o pré-tensionamento é interrompido.

Para que fosse possível realizar todas as reconstruções no mesmo espécime, a ordem da realização dos ensaios não pôde ser randomizada.

Após a avaliação da condição Íntegro, a primeira técnica de reconstrução realizada foi a Rec 1 que utilizou os menores diâmetros nos túneis (10mm no fêmur e tibia). Na realização das técnicas Rec 2 e Rec M o túnel tibial teve diâmetro de 12mm. Na Rec M o túnel femoral ântero-lateral tinha diâmetro também de 12mm. Portanto se qualquer uma dessas duas últimas técnicas fossem realizadas antes da Rec 1, o enxerto quadricipital nesta condição de avaliação atravessaria túneis com diâmetro 2 milímetros maior que o seu, o que poderia influir nos resultados. Da mesma forma a condição de avaliação Rec M não poderia ser realizada antes da Rec 2 já que também faria com que o feixe AL nesta última atravessasse um túnel de diâmetro 2mm maior que o seu. Assim, a única condição que poderia ter sua ordem cronológica alterada era a condição Lesado, que também poderia ser avaliada logo após a Íntegro. Optou-se porém, da mesma forma que Kokron (2000), por efetuá-la por último por duas razões. A primeira para evitar o alongamento dos restritores secundários ao deslocamento posterior da tibia antes das reconstruções. A segunda pois, embora cuidados para evitar a desidratação do joelho fossem tomados, era preferível que os efeitos de uma eventual desidratação progressiva das peças ocorressem nesta condição de avaliação do que nas outras (Kokron, 2000).

Como os ligamentos menisco-femorais não foram observados com frequência constante nos joelhos deste trabalho, optamos por sempre removê-lo quando presente junto com o LCP com o objetivo de uniformizar a amostra. Um dos motivos para a inconstância de sua presença pode ser a faixa etária estudada. Gupte et al. (2002) observam, com base em 84 joelhos,

que aqueles que apresentam os dois ligamentos meniscofemorais possuíam idade significativamente menor que os demais. Apesar de se reconhecer a importância dos ligamentos menisco-femorais como restritores secundários à gaveta posterior (Gupte et al., 2003) e suas propriedades biomecânicas, não foi possível mantê-lo, como preconizado por Ahn et al. (2003) e Harner (2004)*, já que sua presença não foi observada em todos os joelhos. Concordamos com Ahn et al. (2003) que quando presentes e íntegros estes ligamentos devem ser mantidos já que possuem módulo de elasticidade semelhante ao do feixe AL e rigidez semelhante à do feixe PM do LCP, além de contribuírem com 70,1% da resistência total ao deslocamento posterior da tibia no joelho sem o LCP (Gupte et al., 2003, Harner et al., 1995). Da mesma forma, estudos devem ser conduzidos para avaliar formas de reconstruí-los quando lesados.

A determinação da posição dos túneis em nosso estudo foi baseada nos resultados dos estudos descritos na revisão da literatura.

O centro do túnel tibial foi determinado como o centro da inserção anatômica do LCP na tibia. Não há muita divergência na literatura quanto a este posicionamento, já que ele influi pouco no resultado da reconstrução quando comparado ao túnel femoral (Bach Jr. et al., 1992, Bomberg et al., 1990, Burns II et al., 1995, Galloway et al., 1996, Markolf et al., 2003).

A inserção do LCP no fêmur é ampla, correspondendo, segundo alguns autores, a 150% da área de inserção femoral do LCA, e abrangendo

*Harner CD (University of Pittsburgh). PCL reconstruction: one versus two bundle. [Conferência proferida no curso Posterior cruciate ligament: surgical treatment, combined instabilities durante o American Academy of Orthopedic Surgeons 71st. Annual Meeting; 2004; San Francisco].

cerca de 32 mm no fêmur (Girgis et al., 1975, Harner et al., 1995). Quando se opta pela reconstrução apenas de um feixe, o escolhido é o AL por suas características anatômicas e pelos resultados dos testes biomecânicos. O feixe ântero-lateral possui maior número de fibras e maior resistência máxima que o PM (Covey et al., 1996, Harner et al., 1995). A reconstrução com o túnel femoral anterior à linha isométrica resulta em maior estabilidade imediata que o da reconstrução isolada do feixe pósteromedial (Bomberg et al., 1990, Burns II et al., 1995, Galloway et al., 1996, Race e Amis, 1998, Stone et al., 1996) e que a reconstrução com o túnel na região isométrica (Bomberg et al., 1990, Burns II et al., 1995, Galloway et al., 1996, Race e Amis, 1998, Pearsall IV et al., 1996, Stone et al., 1996). Assim, na reconstrução do LCP com um feixe optamos pelo feixe AL atravessando um túnel femoral em posição não-isométrica anterior. Reproduzimos a posição do túnel AL do trabalho de Kokron (2000) e que corresponde também ao túnel S1 de Mannor et al. (2000) e ao túnel AL de Harner et al. (2000b).

Nas reconstruções dos dois feixes a localização dos dois túneis femorais pode variar dentro da inserção anatômica do LCP. O túnel AL costuma ser posicionado na região mais distal da inserção anatômica do LCP (Harner et al., 2000b, Kokron, 2000, Mannor et al., 2000), já a localização do feixe PM varia de acordo com o autor. Harner et al. (2000b) o posicionam em região distal, bem próximo ao túnel AL; Kokron (2000) o centraliza na linha isométrica, 8mm posteriormente ao centro do túnel AL; Race e Amis (1998) o posicionam na região adjacente à margem da

cartilagem mais posterior da parede medial da fossa intercondilar e distalmente à linha isométrica. O túnel PM utilizado na condição Rec2 deste trabalho foi planejado no centro da inserção anatômica do feixe PM do LCP, e com o cuidado para evitar que na condição Rec M a ponte óssea entre os dois túneis femorais fosse violada. Assim o centro do túnel femoral PM foi localizado na intersecção de duas linhas. A primeira, perpendicular ao teto da fossa intercondilar, saindo de um ponto 5mm proximalmente à linha isométrica. A segunda, paralela ao teto da fossa intercondilar, localizada 9 milímetros posteriormente ao centro do túnel do feixe AL (Figura 16). Em comparação ao utilizado por Kokron (2000), o túnel PM deste trabalho foi confeccionado cinco milímetros mais proximalmente; o mesmo ocorrendo em relação ao túnel PM de Harner et al. (2000b). Mannor et al. (2000) avaliam, na reconstrução dos dois feixes com o mesmo túnel AL, dois diferentes posicionamentos do túnel PM: um mais distal e um mais proximal. Observam que ambos restauram a estabilidade normal do joelho, porém com padrões distintos em relação à distribuição da força nos enxertos. Com o túnel PM mais distal, ambos os feixes resistiram ao deslocamento posterior da tíbia se tensionando em flexão. Já com o túnel PM mais proximal a resistência ocorreu de forma recíproca entre os feixes: o AL tenso em flexão e o PM em extensão. Nossa condição de avaliação Rec 2 se aproxima mais desta última configuração de Mannor et al. (2000), embora nosso túnel PM se localize ainda um pouco mais posterior.

6.3 Resultados Obtidos

Como podemos considerar o resultado da reconstrução adequado? Na literatura, os ensaios da reconstrução do LCP em laboratório se baseiam na análise estatística comparando os valores após as reconstruções aos colhidos com o ligamento íntegro (Bomberg et al., 1990, Burns II et al., 1995, Galloway et al., 1996, Gill et al., 2003, Hagemeister et al., 2003, Harner et al., 2000b, Mannor et al., 2000). Já Race e Amis (1998), estudando reconstruções em laboratório, estipulam como aceitável uma diferença de até 1mm entre o LDPT do espécime reconstruído e o do joelho com LCP intacto. Kokron (2000) alerta para o fato de que no estudo de Galloway et al. (1996) embora não haja diferença estatisticamente significativa entre o LDPT após a reconstrução e com o LCP íntegro, existe uma diferença superior a 1mm a 30° de flexão, não considerado pelos autores. Enfatiza ainda que essa diferença pode ser bastante influenciada pelo tamanho da amostra.

Em 1993, Hefti et al. publicam o formulário do Comitê Internacional para Documentação do Joelho (International Knee Documentation Committee- IKDC) para avaliação dos resultados dos tratamentos após dois anos das lesões ligamentares do joelho. Avaliam oito itens dentre os quais a estabilidade do joelho lesado quando comparado ao contra-lateral normal. Definem como normal uma diferença no deslocamento posterior da tíbia de até 2mm entre os joelhos para estudos clínicos.

Além da análise estatística, Kokron (2000) na avaliação de seus resultados considera também como um resultado insatisfatório uma

diferença superior a 2mm entre o LDPT do joelho reconstruído em relação ao do intacto.

Optamos neste trabalho por considerar além da análise estatística, o critério de Race e Amis (1998), segundo o qual uma diferença no LDPT superior a 1mm entre os joelhos reconstruídos e o joelho intacto seria considerada inadequada. Adotamos esse critério já que, como estamos avaliando o momento zero após a reconstrução, esse deslocamento pode aumentar após ciclagens repetidas em função das propriedades viscoelásticas dos enxertos.

6.3.1 Comparação da estabilidade entre as condições Íntegro e Lesado

A comparação da estabilidade entre o joelho com o LCP íntegro e o joelho com o LCP lesado demonstrou um aumento significativo do LDPT em todos os ângulos avaliados na condição Lesado em relação à Íntegro, com tendência de um aumento progressivo à medida que se aproximava de 90° de flexão. Tais resultados enfatizam a função do LCP e dos ligamentos menisco-femorais, quando presentes, em resistir ao deslocamento posterior da tibia, oferecendo uma resistência crescente à medida que se aumenta o grau de flexão do joelho (Burns II et al., 1995, Butler et al., 1980, Fukubayashi et al., 1982, Galloway et al., 1996, Gill et al., 2003, Gollehon et al., 1987, Gupte et al., 2003, Harner et al., 2000, Kokron, 2000, Kumagai et al., 2002, Mannor et al., 2000, Markolf et al., 1997b, Pearsall IV et al., 1996, Race e Amis, 1998).

Da mesma forma, a rigidez do joelho com o LCP íntegro foi significativamente maior que a do espécime com o LCP lesado também em todos os ângulos avaliados.

6.3.2 Comparação da estabilidade entre as condições com o LCP reconstruído e a condição Lesado

Em relação ao joelho com o LCP lesado, todas as técnicas realizadas (Rec 1, Rec 2 e Rec M) diminuíram significativamente o deslocamento posterior da tíbia, melhorando, assim, a estabilidade do joelho com lesão isolada do LCP em todos os ângulos avaliados.

Resultados semelhantes foram observados em outros estudos biomecânicos (Bomberg et al., 1990, Burns II et al., 1995, Galloway et al., 1996, Gill et al., 2003, Harner et al., 2000b, Kokron, 2000, Mannor et al., 2000, Markolf et al., 1997a, Pearsall IV et al., 1996 Race e Amis, 1998).

Ao analisarmos a rigidez ao deslocamento posterior da tíbia, observamos que nenhuma das técnicas testadas se diferenciou estatisticamente da condição Lesado, porém não podemos baseados nisso afirmar que a reconstrução do LCP não melhora a rigidez em relação ao joelho com lesão do LCP por um motivo destacado por Kokron (2000). Assim como em seu trabalho, em nosso estudo a mensuração da rigidez foi realizada em diferentes deslocamentos da tíbia, enquanto o ideal seria comparar a rigidez na mesma magnitude de deslocamento. Nas condições de avaliação com LCP íntegro e reconstruído a rigidez foi mensurada em

magnitude deslocamento equivalente, permitindo a comparação da rigidez nestas condições; porém, na condição de avaliação com o LCP lesado, assim como no trabalho de Kokron (2000), a rigidez foi medida em deslocamento bem maior.

Kokron (2000) explica que no deslocamento da tíbia em que foi mensurada a rigidez com LCP íntegro e após as reconstruções, os restritores secundários ofereceram pouca resistência. Já em um deslocamento maior da tíbia, como o observado na condição Lesado, os restritores secundários foram responsáveis pela força de resistência. Afirma ainda que quando a força é aplicada nas condições com LCP reconstruído até alcançar o mesmo deslocamento registrado na condição Lesado, a rigidez dos restritores secundários é adicionada à rigidez da reconstrução.

Da mesma forma que no estudo de Kokron (2000), a rigidez da condição com o LCP lesado não foi calculada com o mesmo deslocamento tibial das condições com LCP íntegro e reconstruído pois no gráfico do deslocamento pela força na condição de avaliação Lesado a fase elástica iniciou apenas com um deslocamento posterior bem maior.

6.3.3 Comparação da estabilidade entre as condições com o LCP reconstruído e a condição Íntegro

A técnica de reconstrução do LCP com o enxerto quadricipital de 10mm em um feixe (condição de avaliação Rec 1) não foi capaz de restaurar a estabilidade do joelho ao normal em nenhum dos ângulos avaliados. O

mesmo resultado foi alcançado em laboratório por Kokron (2000) com o mesmo enxerto e Harner et al. (2000b) com enxerto do tendão calcâneo de 10mm. Ambos reproduzindo o mesmo feixe AL também não conseguiram restaurar a estabilidade do joelho em nenhum ângulo.

Entretanto, outros autores obtêm resultados diferentes. Race e Amis (1998) utilizando enxerto do ligamento da patela de 10 mm para reproduzir o feixe AL conseguem restaurar a estabilidade do joelho entre 0 e 60° de flexão. Seu método de tensionamento, porém, é diferente do nosso. O enxerto é tensionado até ser capaz de restaurar a estabilidade do joelho intacto a 60° de flexão e então fixado.

Harner et al. (2000c) também chegam a resultados diferentes do nosso ao utilizar como enxerto o tendão calcâneo de 11mm de largura fixo ao fêmur com parafuso de interferência e por um dispositivo especial na tibia. O LDPT medido não se diferencia significativamente do joelho intacto entre 30 e 120°.

Burns II et al. (1995) conseguem restaurar a estabilidade do joelho entre 0 e 90° com a reconstrução com um feixe AL utilizando como enxerto o ligamento da patela de 10mm fixado à tibia com parafuso de interferência e ao fêmur por um dinamômetro especialmente confeccionado para o trabalho. Este, após o teste em cada ângulo, reajusta a tensão do enxerto de volta ao valor inicial para então retomar os testes. Esta correção da tensão a cada ângulo não foi realizada em nosso estudo e ao nosso ver possui pouca aplicação prática.

Mannor et al. (2000) também conseguem restaurar a estabilidade do joelho a 5, 60, 90 e 120°, porém não a 30°, com a reconstrução de um feixe AL com enxerto do ligamento da patela de apenas 5mm de largura. Este enxerto é tensionado a 90° até restaurar a estabilidade ao normal e então fixado. Outra diferença em relação ao presente estudo é o valor da força de posteriorização da tibia, de 50N, enquanto a nossa foi de 134 N.

A rigidez da condição Rec 1, da mesma forma que o LDPT, foi significativamente menor que a do joelho com LCP íntegro, ampliando ainda mais a diferença de estabilidade.

Com a reconstrução dos dois feixes (Rec 2), o LDPT do joelho não apresentou diferenças estatísticas em relação ao do joelho com LCP íntegro a 0 e 30° de flexão.

Nos ângulos de 60 e 90°, contudo, O LDPT da condição Rec 2 foi significativamente maior que o do joelho com LCP íntegro. Como o nosso segundo feixe foi posicionado em um túnel femoral na região mais posterior da inserção anatômica do LCP, mais posterior que o segundo feixe descrito de Harner et al (2000b), Race e Amis (1998) e Mannor et al. (2000), acreditamos que ele ofereceu pouca resistência ao deslocamento posterior da tibia nesses ângulos maiores de flexão. Ao nosso ver, nestes ângulos o papel fundamental foi exercido pelo feixe AL representado pelo enxerto quadricipital de 10mm que, como na condição Rec 1, não foi capaz de manter o LDPT próximo ao da condição Íntegro.

Este resultado obtido com a técnica dos dois feixes em nosso estudo se diferenciou do publicado por outros autores que avaliam em laboratório a

estabilidade do joelho após a reconstrução do LCP com dois feixes (Harner et al., 2000b, Kokron, 2000, Mannor et al., 2000, Race e Amis, 1998).

A técnica de reconstrução dos dois feixes realizada por Kokron (2000) apresenta LDPT significativamente maior que o do joelho com LCP íntegro a 0, 30, 60 e 90°. Entretanto, em seu trabalho, essa técnica é realizada com feixes de enxerto de menor espessura (de 5mm cada quando utilizou o tendão quadricipital, ou então com os tendões duplos dos músculos semitendíneo e grácil, um para cada feixe) para cada um dos dois túneis femorais, motivo pelo qual, ao nosso ver, não alcança estabilidade melhor.

Mannor et al. (2000) com enxerto do ligamento da patela de 5mm de largura para cada feixe alcança com duas formas de posicionamento femoral (S1-S2 e S1-P) resultados que não diferem do obtido com o joelho com o LCP íntegro. Apesar das dimensões pequenas dos enxertos, acreditamos que esse resultado é obtido em muito devido à sua técnica de tensionamento. Os autores tensionam a 90° ambos os enxertos nas duas técnicas de reconstrução com dois feixes até que o deslocamento da tibia se aproxime ao do joelho com LCP intacto, e então os fixam. Na técnica S1-S2 os dois feixes são posicionados na região distal da inserção anatômica do LCP no fêmur. Na S1-P, o segundo feixe (P) é posicionado apenas ligeiramente mais proximal que o primeiro feixe. O feixe PM utilizado em nosso trabalho foi posicionado mais proximal e posteriormente que o segundo feixe (P) de Mannor et al. (2000), motivo também pelo qual acreditamos que os resultados alcançados nos dois trabalhos foram diferentes.

Race e Amis (1998), utilizando como enxerto o ligamento da patela de 18mm de largura, bifurcado longitudinalmente em “Y” em uma porção de 10mm para o feixe AL e outra de 8mm para o PM, alcançam com a reconstrução dos dois feixes do LCP um LDPT sempre com diferença menor que 1mm em relação ao do joelho com LCP intacto entre 0 e 130°. Da mesma forma, Harner et al. (2000b), utilizando o enxerto do tendão calcâneo de 10mm para o feixe AL e o semitendíneo duplo de 7-8mm para o feixe PM, obtêm resultados que não diferem significativamente do joelho com o LCP íntegro entre 0 e 120°. Acreditamos que a diferença principal entre nosso trabalho e os de Race e Amis (1998) e Harner et al. (2000b) foi, como já descrito, quanto à posição do feixe PM, que foi localizado em posição mais distal que o nosso e, portanto, oferecendo um maior número de fibras para resistir ao deslocamento posterior da tíbia em graus maiores de flexão. Entretanto, acreditamos que ainda que confeccionássemos nosso túnel PM na mesma posição descrita por Harner et al. (2000b) e Kokron (2000), ou seja 5 milímetros mais distalmente, nossos resultados não seriam diferentes, já que mesmo a reconstrução onde o enxerto semitendíneo duplo era colocado no túnel AL não foi capaz de restaurar a estabilidade normal do joelho a 90° de flexão.

Com a reconstrução do LCP com um feixe com enxerto em maior quantidade (Rec M), o LDPT não foi significativamente maior que o do joelho com o LCP íntegro a 0, 30 e 60° de flexão. A diferença em nenhum desses ângulos superou 1 milímetro. A 90°, porém, os valores do LDPT foram significativamente superiores aos do joelho com LCP íntegro. Em termos

absolutos a diferença média do LDPT em relação à condição íntegro a 90° foi de 2mm, que se classificássemos tendo como padrão o formulário do IKDC (Hefti et al., 1993) estaria incluso no grupo normal. Dentro do nosso conhecimento, este é o primeiro estudo a reconstruir o LCP com um feixe de enxerto desta espessura (tendão quadricipital de 10mm + semitendíneo duplo de 7mm) em um único túnel femoral ântero-lateral.

Ao analisarmos a rigidez do joelho após qualquer uma das técnicas verificamos que todas foram significativamente inferiores à rigidez do joelho com LCP íntegro, em todos os ângulos. Não houve diferença estatística nos valores de rigidez na comparação das técnicas entre si. A avaliação da rigidez nas reconstruções do LCP em laboratório foi introduzida por Kokron (2000) que também obteve com suas reconstruções valores significativamente inferiores aos do joelho com LCP intacto. Os outros estudos comparativos entre as reconstruções com um e dois feixes não avaliam a rigidez ao deslocamento posterior da tibia das reconstruções do LCP.

6.3.4 Influência da espessura do enxerto

A influência da espessura do enxerto sobre a estabilidade da reconstrução do LCP foi avaliada ao se comparar os resultados alcançados com a técnica de reconstrução do LCP com um feixe com enxerto quadricipital de 10mm de espessura (Rec 1) com os resultados obtidos ao se aumentar o calibre do enxerto acrescentando o tendão do músculo semitendíneo duplo de 7mm através dos mesmos túneis ósseos (Rec M).

O aumento da espessura do enxerto reduziu significativamente ($p<0,05$) o deslocamento posterior da tíbia em todos os ângulos testados, porém não influenciou na rigidez.

6.3.5 Influência do segundo feixe de enxerto

Quando se compararam os resultados alcançados com a técnica de reconstrução do LCP com um feixe com enxerto quadricipital de 10mm de espessura (Rec 1) com aqueles obtidos ao se acrescentar o segundo feixe (semitendíneo duplo de 7mm) através de um segundo túnel femoral (Rec 2), observou-se que o acréscimo do segundo túnel reduziu significativamente ($p<0,05$) o deslocamento posterior da tíbia em todos os ângulos avaliados, porém não influenciou na rigidez.

Mas esta maior estabilidade ocorreu devido à confecção do segundo túnel ou ao aumento do volume do enxerto representado pela adição do enxerto do semitendíneo duplo?

Para responder a esta pergunta comparamos a técnica onde o enxerto do tendão do músculo semitendíneo duplo é acrescentado no mesmo túnel femoral AL (Rec M) com a técnica onde esse enxerto é acrescentado através da confecção de um segundo túnel femoral PM (Rec 2).

O local onde o enxerto semitendíneo foi acrescentado não fez diferença em termos do LDPT nem da rigidez com o joelho em extensão ou a 30° de flexão. Entretanto a 60 ($p=0,005$) e a 90° ($p=0,001$) a colocação do enxerto extra em um segundo túnel femoral aumentou significativamente o

LDPT se comparado a acrescentá-lo através do mesmo túnel femoral. Em outras palavras, a divisão do enxerto em dois feixes piorou a estabilidade da reconstrução a 60 e 90° de flexão do joelho.

6.3.6 Aplicação dos resultados obtidos em pacientes com lesão do LCP

O objetivo maior dos estudos biomecânicos do joelho em laboratório é obter dados que sejam utilizados para melhorar a prática diária da especialidade. Contudo, alguns comentários devem ser feitos antes de aplicarmos as conclusões deste trabalho para o tratamento dos pacientes.

Os resultados deste estudo se referem à lesão isolada do LCP e podem não ser aplicáveis a pacientes com outras lesões associadas, o que requer outros estudos.

A impossibilidade de randomização na ordem dos ensaios realizados, em virtude do método adotado, não exclui um possível viés pela ordem da realização das reconstruções.

Outro ponto passível de crítica é quanto à idade média dos joelhos utilizados neste estudo, superior à faixa etária normalmente acometida por essa lesão e onde se realiza a reconstrução. Como já foi explicado, não há como contornar este problema em virtude da legislação vigente.

O método de fixação tibial desenvolvido no LIM-41 e utilizado neste trabalho não pode ser aplicado in-vivo, e sabe-se que a tibia é o ponto mais suscetível à falha de fixação nas reconstruções ligamentares do joelho (Scheffler et al., 2002, Höher et al., 2003). Concordamos com os autores que

recomendam a utilização de uma fixação híbrida na tíbia para aumentar a resistência inicial do enxerto (Chen et al., 2003a, Nargakatti et al., 2001, Scheffler et al., 2002, Weiler et al., 1998). A técnica de fixação tibial “inlay” (Berg, 1995), onde o fragmento ósseo do enxerto é fixado diretamente à face posterior da tíbia, dispensando assim o túnel tibial, tem sido bastante estudada nos últimos anos como uma forma de melhorar os resultados da reconstrução do LCP (Berg, 1995, Bergfeld et al., 2001, Margheritini et al., 2004, Markolf et al., 2002, Oakes et al., 2002). Estudos biomecânicos demonstram que no momento zero, logo após a reconstrução, não há diferenças estatísticas entre a técnica “inlay” e o túnel transtibial (Margheritini et al., 2004, Oakes, et al., 2002); porém após 2000 ciclos de aplicação repetida de força de posteriorização da tíbia, Markolf et al. (2002) descrevem que a técnica “inlay” é superior à do túnel transtibial por apresentar menor falha do enxerto, menor adelgaçamento e menor aumento permanente do comprimento do enxerto. Bergfeld et al. (2001) sugerem que a técnica de fixação “inlay” na tíbia pode causar um excesso de constrição do joelho na reconstrução do LCP. As principais desvantagens deste modo de fixação, segundo alguns autores, está na via de acesso posterior com mudança do decúbito do paciente durante a cirurgia e a dificuldade de retirada do material de fixação em caso de revisão (Christel, 2003, Höher et al., 2003). Concordamos com o consenso divulgado pelo grupo de estudo do LCP da Sociedade Européia de Medicina Esportiva, Cirurgia do Joelho e Artroscopia (ESSKA) pelo qual deve-se preferir o túnel transtibial nas cirurgias primárias e reservar a utilização da técnica “inlay” para os casos de revisão, osteopenia ou presença de calcificações na face posterior da tíbia (Christel, 2003).

Avaliamos no presente estudo a estabilidade passiva obtida com a reconstrução, sem simular a ação de quaisquer grupos musculares. Embora alguns autores afirmem que o objetivo da reconstrução é restaurar a estabilidade passiva, sem depender da função muscular (Bomberg et al., 1990, Burns II et al., 1995, Galloway et al., 1996, Kokron, 2000, Markolf et al., 1997b, Pearsall IV et al., 1996, Stone et al., 1996, Race e Amis, 1998), acreditamos que o estudo da estabilidade do joelho em um ambiente que simule ao máximo as condições a que é submetido o joelho em diferentes tipos de atividade é um caminho importante a seguir. Entretanto, do nosso ponto de vista, os modelos disponíveis até o momento para esses testes ainda precisam ser mais aprimorados para alcançar tal objetivo de modo fidedigno.

No único estudo que avalia a reconstrução do LCP sob ação também da musculatura, Gill et al. (2003) simulam o efeito da ação muscular do quadríceps da coxa, bíceps femoral, semitendíneo e semimembranáceo sobre a reconstrução de um feixe (AL) com enxerto do tendão calcâneo de 11mm. Concluem que sob efeito da musculatura a cirurgia não consegue restabelecer a estabilidade normal do joelho, apesar de fazê-lo quando se avalia o LDPT provocado apenas pela força de posteriorização tibial.

Há ainda alguns fatores muito importantes no resultado final da reconstrução que não podem porém ser avaliados por estudos em peças anatômicas, tais como os relacionados à biologia do enxerto e de sua incorporação no túnel ósseo, e os relacionados aos métodos de reabilitação pós-operatória.

Apesar de alguns autores relatarem uma reprodução mais fisiológica da anatomia do joelho e melhor estabilidade com a reconstrução dos dois feixes, não constatamos esta vantagem em nosso trabalho. Assim como a condição Rec M, a técnica de reconstrução dos dois feixes (Rec 2) diminuiu significativamente o LDPT do joelho quando comparada à técnica de reconstrução de um feixe com enxerto de 10mm de largura. Contudo, essa melhoria ocorreu não devido à confecção de um segundo túnel femoral e sim devido ao acréscimo de mais enxerto em relação à condição Rec 1. Isto foi comprovado ao compararmos a condição Rec 2 com a Rec M, onde ambas possuíam enxertos de mesma espessura. Nesta comparação a condição Rec M apresentou valores do LDPT significativamente menores que os da condição Rec 2 a 60 e 90° de flexão.

Portanto, em nosso ponto de vista, não se justifica a realização da reconstrução dos dois feixes, técnica mais complexa e demorada, nas lesões isoladas do LCP, uma vez que resultados melhores podem ser obtidos pelo acréscimo do enxerto não através de um segundo túnel femoral, mas sim através do túnel femoral único ântero-lateral.

Christel (2003) afirma que a reconstrução dos dois feixes do LCP tem sua melhor indicação nos casos de lesão associada às lesões do canto pósterolateral devido à ação sinérgica do feixe PM do LCP com as estruturas pósterolaterais entre 0 e 30° de flexão. Esta afirmação contudo ainda carece de confirmação experimental.

Na literatura até o momento, Houe e Jørgensen (2003), no único estudo clínico que compara as técnicas de reconstrução de um e dois feixes

na lesão isolada do LCP, não encontram diferença entre as duas técnicas após um seguimento mínimo de 25 meses. A técnica de reconstrução de um feixe foi realizada com enxerto do ligamento da patela de nove milímetros e a reconstrução dos dois feixes com o enxerto do tendão duplo do semitendíneo para o feixe AL e o tendão duplo do grácil para o feixe PM. Entretanto, não podemos considerar este trabalho como uma evidência clínica conclusiva; sobretudo, como os próprios autores reconhecem, por não se tratar de um estudo clínico randomizado. Além disso, o número de pacientes é pequeno (dezesseis) e os enxertos e métodos de fixação utilizados foram diferentes nas duas técnicas. Dentro de suas limitações, contudo, este trabalho obtém resultado parecido com o de Kokron (2000) que, ao comparar a reconstrução com dois feixes utilizando os tendões duplos do semitendíneo e grácil com a reconstrução com um feixe com enxerto quadricipital de 10mm, também não observou diferença estatística entre os grupos.

Baseado no presente trabalho, para melhorarmos a técnica atual (que utiliza um enxerto de 10mm em média) devemos utilizar um enxerto com diâmetro de 12mm, abrindo mais uma discussão sobre qual ou quais enxertos utilizar.

Ao pensarmos em enxertos autólogos a opção recai sobretudo nos enxertos do tendão quadricipital e do ligamento da patela. Quando comparado ao do ligamento da patela de mesma largura, o enxerto quadricipital possui a área de secção transversa 50% maior (Fulkerson e Langeland, 1995), seu comprimento também é maior, o que também é um

fator importante já que o enxerto na reconstrução do LCP com túnel transtibial deve ser maior que o na reconstrução do LCA (Höher et al, 2003). O enxerto quádruplo de tendões flexores tem a vantagem do comprimento e da menor morbidade no sítio doador, contudo seu diâmetro dificilmente supera nove milímetros, além de apresentar maior relaxamento à tração (Boylan, 2003, Górios, 2000) . O comprimento do enxerto do ligamento da patela é seu principal inconveniente, que porém pode ser minimizado optando-se pela fixação tibial “inlay” (Berg, 1995). Sua vantagem está na maior rigidez que o quadricipital e menor relaxamento à tração que os tendões flexores (Górios, 2000, Schatzmann et al., 1998, Staubli et al., 1996). Por possuir fragmento ósseo nas duas extremidades, a técnica cirúrgica com o ligamento da patela é mais trabalhosa durante a passagem deste pelo ângulo agudo do túnel tibial na articulação. Devemos enfatizar também que a retirada do enxerto quadricipital ou do ligamento da patela com as dimensões aqui preconizadas aumenta a morbidade e possíveis complicações no local de sua retirada. A interferência no mecanismo extensor do joelho, cuja importância aumenta em um joelho com lesão do LCP, é uma questão que deve ser levada em consideração ao se optar pelo enxerto quadricipital ou do ligamento da patela ipsilaterais.

Uma outra opção seria a utilização de enxertos autólogos compostos como o utilizado na condição Rec M que combina o enxerto quadricipital de 10mm com o semitendíneo duplo de 7mm atravessando os mesmos túneis. Acreditamos, contudo, que caso se utilize apenas um tipo de enxerto com as mesmas dimensões de um composto, poder-se-ão alcançar resultados

ainda melhores, porém isto constitui uma hipótese a ser confirmada em outros estudos.

Diante dos possíveis problemas com a utilização dos enxertos autólogos na técnica com enxerto de maior espessura, uma opção válida que deve ser considerada é a utilização de aloenxertos. Oferece várias vantagens: reduz o tempo cirúrgico, é disponível em diâmetro e comprimento adequados e elimina a morbidade do sítio doador que não é pequena em se tratando de um enxerto de 12mm retirado em parte ou todo do aparelho extensor. Ao lembrarmos da alta frequência de lesões ligamentares associadas ao do LCP, a utilização dos aloenxertos parece ainda mais atraente, como afirmam Höher et al. (2003). Sua utilização, contudo, possui também algumas desvantagens: risco de transmissão de doenças infecciosas, dificuldade de incorporação, qualidade do tecido, e obtenção difícil, disponível em poucos centros no Brasil (Höher et al., 2003, Kokron, 2000).

Os resultados deste estudo foram obtidos no momento zero após a reconstrução. Ao considerarmos o freqüente alongamento do enxerto no período pós-operatório (Noyes e Westin, 1994), surge a necessidade de mais estudos para avaliar a reprodução destes resultados após ciclagens repetidas.

7. CONCLUSÕES

7. CONCLUSÕES

Os resultados deste estudo biomecânico da influência da espessura do enxerto e da técnica de dois feixes na reconstrução ligamentar da lesão isolada do ligamento cruzado posterior nos permitiram concluir que:

1. O aumento da espessura do enxerto melhora significativamente a estabilidade da reconstrução do ligamento cruzado posterior;
2. A divisão do enxerto para reconstruir os dois feixes piora a estabilidade da reconstrução do ligamento cruzado posterior a 60 e 90° de flexão do joelho.

8. REFERÊNCIAS

8. REFERÊNCIAS

Ahmad CS, Cohen ZA, Levine WN, Gardner TR, Ateshian GA, Mow VC. Codominance of the individual posterior cruciate ligament bundles. An analysis of bundle lengths and orientation. *Am J Sports Med.* 2003;31(2):221-5.

Ahn JH, Chung YS, Oh I. Arthroscopic posterior cruciate ligament reconstruction using the posterior trans-septal portal. *Arthroscopy.* 2003;19(1):101-7.

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 intra-articular do ligamento cruzado anterior com tendão do músculo quadríceps da coxa através de túnel femoral único e duplo [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 1999.

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

Amis AA. Anterior cruciate ligament replacement: knee stability and the effects of implants. *J Bone Joint Surg (Br).* 1989; 71:819-24.

Amis AA, Beynon B, Blankevoort L, Chambat P, Christel P, Durselen L, Friederich N, Grood E, Hertel P, Jakob R, Müller W, O'Brien M, O'Connor J.

Proceedings of the ESSKA Scientific Workshop on Reconstruction of the Anterior and Posterior Cruciate Ligaments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1994; 2(3): 124-32.

Arnoczky SP, Rubin RM, Marshall JL. The microvasculature of the cruciate ligaments and its response to injury. An experimental study in dogs. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1979; 61:1221-29.

Bach Jr. BR, Daluga DJ, Mikosz R, Andriacchi TP, Seidl R. Force displacement characteristics of the posterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.* 1992; 20(1): 67-71; discussion: 71-72.

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

Bercovy M, Weber E. Évaluation de la laxité, de la rigidité et de la compliance du genou normal et pathologique. Application à la courbe de survie des ligamentoplasties. *Rev Chir Orthop.* 1995; 81: 114-27.

Berg EE. Posterior cruciate ligament tibial inlay reconstruction. *Arthroscopy*, 1995; 11(1): 69-76.

Bergfeld JA, McAllister DR, Parker RD, Valdevit AD, Kambic HE. A biomechanical comparison of posterior cruciate ligament reconstruction techniques. *Am J Sports Med.* 2001; 29:129-36.

Beynon BD, Johnson RJ, Toyama H, Renström PA, Arms SW, Fischer RA. The relationship between anterior-posterior knee laxity and the structural properties of the patellar tendon graft. *Am. J. Sports Med.* 1994; 22:812-20.

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

Bomberg BC, Acker JH, Boyle J, Zarins B. The effect of posterior cruciate ligament loss and reconstruction on the knee. *Am. J. Knee Surg.* 1990;3:85-96.

Boylan D, Greis PE, West JR, Bachus KN, Burks RT. Effects of initial graft tension on knee stability after anterior cruciate ligament reconstruction using hamstring tendons: a cadaver study. *Arthroscopy.* 2003; 19(7):700-5.

Brand JR J, Weiler A, Caborn DN, Brown JR CH, Johnson DL. Graft fixation in cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2000; 28(5):761-74.

Burns II WC, Draganich LF, Pyevich M, Reider B. The effect of femoral tunnel position and graft tensioning technique on posterior laxity of the posterior cruciate ligament-reconstructed knee. *Am J Sports Med.* 1995; 23(4):424-30.

Butler DL, Noyes FR, Grood ES. Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg Am.* 1980; 62(2):259-70.

Chambat P, Neyret P, Siegrist O, Panisset JC. La reconstruction du LCP – principes généraux. *Rev. Chir. Orthop.* 1995; 81(Supplement II):57-62.

Chen CH, Chen WJ, Shih CH. Arthroscopic reconstruction of the posterior cruciate ligament: a comparison of quadriceps tendon autograft and quadruple hamstring tendon graft. *Arthroscopy.* 2002; 18(6):603-12.

Chen CH, Chou SW, Chen WJ, Shih CH. Fixation strength of three different graft types used in posterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 2003a; 12(5):371-5.

Chen CH, Chen WJ, Shih CH. Double-bundle posterior cruciate ligament reconstruction with quadriceps and semitendinosus tendon grafts. *Arthroscopy.* 2003b; 19(9):1023-6.

Chen CH, Chen WJ, Shih CH, Chou SW. Arthroscopic posterior cruciate ligament reconstruction with quadriceps tendon autograft: minimal 3 years follow-up. *Am J Sports Med.* 2004; 32(2):361-8.

Christel P, Djian P, Peyrache MD. Biomécanique du ligament croisé postérieur et des structures capsule-ligamentaires postéro-internes et postéro-externes. *Rev. Chir. Orthop.* 1995; 81(Supplement II):26-31.

Christel P. Basic principles for surgical reconstruction of the PCL in chronic posterior knee instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2003; 11(5):289-96.

Clancy Jr. WG, Shelbourne KD, Zoellner GB, Keene JS, Reider B, Rosenberg TD. Treatment of knee joint instability secondary to rupture of the posterior cruciate ligament. Report of a new procedure. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1983; 65:310-22.

Cooper DE, Stewart D. Posterior cruciate ligament reconstruction using single-bundle patella tendon graft with tibial inlay fixation: 2- to 10-year follow-up. *Am J Sports Med.* 2004; 32(2):346-60.

Covey DC, Sapega AA, Sherman GM. Testing for isometry during reconstruction of the posterior cruciate ligament. Anatomic and biomechanical considerations. *Am J Sports Med.* 1996; 24(6):740-6.

Daniel DM, Stone ML, Barnett P, Sachs R. Use of the quadriceps active test to diagnose posterior cruciate-ligament disruption and measure posterior laxity of the knee. *J.Bone Joint Surg.Am.* 1988; 70:386-91.

Deehan DJ, Salmon LJ, Russell VJ, Pinczewski LA. Endoscopic single-bundle posterior cruciate ligament reconstruction: results at minimum 2-year follow-up. *Arthroscopy.* 2003; 19(9):955-62.

Dejour H, Walch G, Peyrot J, Eberhard P. The natural history of rupture of the posterior cruciate ligament. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1988; 74(1):35-43.

Fox RJ, Harner CD, Sakane M, Carlin GJ, Woo SL. Determination of the in situ forces in the human posterior cruciate ligament using robotic technology. A cadaveric study. *Am J Sports Med.* 1998; 26(3):395-401.

Fowler PJ, Messieh SS. Isolated posterior cruciate ligament injuries in athletes. *Am J Sports Med.* 1987; 15(6):553-7.

Frank CB, Jackson DW. The science of reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am.* 1997; 79(10):1556-76.

Friederich NF, O'Brien WR. Functional anatomy of the cruciate ligaments. In: JAKOB, R.P.; STÄUBLI, H.U., editores. *The knee and the cruciate ligaments.* Berlin: Springer-Verlag; 1992. p. 78-91.

Fukubayashi T, Torzilli PA, Sherman MF, Warren RF. An in vitro biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1982; 64:258-64.

Fulkerson JP, Langeland R. An alternative cruciate reconstruction graft: the central quadriceps tendon. *Arthroscopy.* 1995; 11:252-5.

Galloway MT, Grood ES, Mehalik JN, Levy M, Saddler SC, Noyes FR. Posterior cruciate ligament reconstruction. An in vitro study of femoral and tibial graft placement. *Am J Sports Med.* 1996; 24(4):437-45.

Geissler WB, Whipple TL. Intraarticular abnormalities in association with posterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med.* 1993; 21(6):846-9.

Gill TJ, Defrate LE, Wang C, Carey CT, Zayontz S, Zarins B, Li G. The biomechanical effect of posterior cruciate ligament reconstruction on knee joint function. Kinematic response to simulated muscle loads. *Am J Sports Med.* 2003; 31(4):530-6.

Girgis FG, Marshall JL, Monajem A. The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clin. Orthop.* 1975; 106:216-31.

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; 69:233-42.

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

Graf BK, Vanderby R, Ulm MJ, Rogalski RP, Thielke RJ. Effect of preconditioning on the viscoelastic response of primate patellar tendon. *Arthroscopy.* 1994; 10:90-6.

Grood ES, Noyes FR, Butler DL, Suntay WJ. Ligamentous and capsular restraints preventing straight medial and lateral laxity in intact human cadaver knees. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1981; 63:1257-69.

Grood ES, Stowers SF, Noyes FR. Limits of movement in the human knee. *J Bone Joint Surg Am.* 1988; 70:88-97.

Grood ES, Hefzy MS, Lindenfield TN. Factors affecting the region of most isometric femoral attachments. *Am J Sports Med.* 1989; 17:197-207.

Gupte CM, Smith A, McDermott ID, Bull AM, Thomas RD, Amis AA. Meniscomfemoral ligaments revisited. Anatomical study, age correlation and clinical implications. *J Bone Joint Surg Br.* 2002; 84(6):846-51.

Gupte CM, Bull AM, Thomas RD, Amis AA. The meniscomfemoral ligaments: secondary restraints to the posterior drawer. Analysis of anteroposterior and rotary laxity in the intact and posterior-cruciate-deficient knee. *J Bone Joint Surg Br.* 2003; 85(5):765-73.

Hagemeister N, Duval N, Yahia L, Krudwig W, Witzel U, De Guise JA. Computer based method for the three-dimensional kinematic analysis of combined posterior cruciate ligament and postero-lateral complex reconstructions on cadaver knees. *Knee.* 2003; 10(3):249-56.

Hamner DL, Brown Jr CH, Steiner ME, Hecker AT, Hayes WC. Hamstring tendon grafts for reconstruction of the anterior cruciate ligament: biomechanical evaluation of the use of multiple strands and tensioning techniques. *J Bone Joint Surg Am.* 1999; 81(4):549-57.

Harner CD, Xerogeanes JW, Livesay GA, Carlin GJ, Smith BA, Kusayama T, Kashiwaguchi S, WOO SL. The human posterior cruciate ligament complex: an interdisciplinary study. Ligament morphology and biomechanical evaluation. *Am J Sports Med.* 1995; 23(6):736-45.

Harner CD, Höher J. Evaluation and treatment of posterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med.* 1998; 26(3):471-82.

Harner CD, Höher J, Vogrin TM, Carlin GJ, Woo SL. The effects of a popliteus muscle load on in situ forces in the posterior cruciate ligament and on knee kinematics. A human cadaveric study. *Am J Sports Med.* 1998; 26(5):669-73.

Harner CD, Vogrin TM, Hoher 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.* 2000a; 28(1):32-9.

Harner CD, Janaushek MA, Kanamori A, Yagi M, Vogrin TM, Woo SL. Biomechanical analysis of a double-bundle posterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2000b; 28(2):144-51.

Harner CD, Janaushek MA, Ma CB, Kanamori A, Vogrin TM, Woo SL. The effect of knee flexion angle and application of an anterior tibial load at the time of graft fixation on the biomechanics of a posterior cruciate ligament-reconstructed knee. *Am J Sports Med.* 2000c; 28(4):460-5.

Hefti F, Muller W, Jakob RP, Staubli HU. Evaluation of knee ligament injuries with the IKDC form. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1993; 1(3-4):226-34.

Heller L, Langman J. The menisco-femoral ligaments of the human knee. *J. Bone Joint Surg. Br.* 1964; 46:307-13.

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.

Hirokawa S, Solomonow M, Lu Y, Lou ZP, D'ambrosia R. Anterior-posterior and rotational displacement of the tibia elicited by quadriceps contraction. *Am J Sports Med.* 1992; 20(3):299-306.

Höher J, Scheffler SU, Withrow JD, Livesay GA, Debski RE, Fu FH, Woo SL. Mechanical behavior of two hamstring graft constructs for reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res.* 2000; 18(3):456-61.

Höher J, Scheffler S, Weiler A. Graft choice and graft fixation in PCL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2003; 11(5):297-306.

Houe T, Jørgensen U. Arthroscopic posterior cruciate ligament reconstruction: one- vs. two-tunnel technique. *Scand J Med Sci Sports.* 2003; 14(2):107-11.

Hughston JC, Andrews JR, Cross MJ, Moschi A. Classification of knee ligament instabilities. Part I. The medial compartment and cruciate ligaments. *J Bone Joint Surg Am.* 1976; 58(2):159-72.

Hughston JC, Bowden JA, Andrews JR, Norwood LA. Acute tears of the posterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am.* 1980; 62:438-50.

Kannus P, Bergfeld J, Jarvinen M, Johnson RJ, Pope M, Renstrom P, Yasuda K. Injuries to the posterior cruciate ligament of the knee. *Sports Med.* 1991; 12(2):110-31.

Keller PM, Shelbourne KD, McCarroll JR, Rettig AC. Nonoperatively treated isolated posterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med.* 1993; 21(1):132-6.

Kennedy JC, Hawkins RJ, Willis RB, Danylchuck KD. Tension studies of human knee ligaments. Yield point, ultimate failure, and disruption of the cruciate and tibial collateral ligaments. *J Bone Joint Surg Am.* 1976; 58(3):350-5.

Kitamura N, Yasuda K, Yamanaka M, Tohyama H. Biomechanical comparisons of three posterior cruciate ligament reconstruction procedures with load-controlled and displacement-controlled cyclic tests. *Am J Sports Med.* 2003; 31(6):907-14.

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

Kokron AEV. *Avaliação da estabilidade da reconstrução 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.

Krackow KA, Thomas SC, Jones LC. A new stitch for ligament-tendon fixation. Brief note. *J Bone Joint Surg Am.* 1986; 68(5):764-6.

Kumagai M, Mizuno Y, Mattessich SM, Elias JJ, Cosgarea AJ, Chao EY. Posterior cruciate ligament rupture alters in vitro knee kinematics. *Clin Orthop*, 2002; 395; 241-8.

Ma CB, Kanamori A, Vogrin TM, Woo SL, Harner CD. Measurement of posterior tibial translation in the posterior cruciate ligament-reconstructed knee: significance of the shift in the reference position. *Am J Sports Med.* 2003; 31(6):843-8.

Mannor DA, Shearn JT, Grood ES, Noyes FR, Levy MS. Two-bundle posterior cruciate ligament reconstruction. An in vitro analysis of graft placement and tension. *Am J Sports Med.* 2000; 28(6):833-45.

Margheritini F, Mauro CS, Rihn JA, Stabile KJ, Woo SL, Harner CD. Biomechanical comparison of tibial inlay versus transtibial techniques for posterior cruciate ligament reconstruction: analysis of knee kinematics and graft in situ forces. *Am J Sports Med.* 2004; 32(3):587-93.

Markolf KL, Mensch JS, Amstutz HC. Stiffness and laxity of the knee – the contributions of the supporting structures: a quantitative study in vitro study. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1976; 58:583-93.

Markolf KL, Graff-Rardford A, Amstutz HC. In vivo knee stability: a quantitative assessment using an instrumented clinical testing apparatus. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1978; 60:664-74.

Markolf KL, Slauterbeck JR, Armstrong KL, Shapiro MS, Finerman GA. A biomechanical study of replacement of the posterior cruciate ligament with a graft. Part 1: Isometry, pre-tension of the graft, and anterior-posterior laxity. *J Bone Joint Surg Am.* 1997a; 79(3):375-80.

Markolf KL, Slauterbeck JR, Armstrong KL, Shapiro MS, Finerman GA. A biomechanical study of replacement of the posterior cruciate ligament with a graft. Part II: Forces in the graft compared with forces in the intact ligament. *J Bone Joint Surg Am.* 1997b; 79(3):381-6.

Markolf KL, Zemanovic JR, McAllister DR. Cyclic loading of posterior cruciate ligament replacements fixed with tibial tunnel and tibial inlay methods. *J Bone Joint Surg Am.* 2002; 84(4):518-24.

Markolf KL, McAllister DR, Young CR, McWilliams J, Oakes DA. Biomechanical effects of medial-lateral tibial tunnel placement in posterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Res.* 2003; 21(1):177-82.

Maynard ML, Deng X, Wickiewicz TL, Warren RF. The popliteofibular ligament: Rediscovery of a key element in posterolateral stability. *Am. J. Sports Med.* 1996; 24:311-16.

More RC, Karras BT, Neiman R, Fritschy D, Woo SLY, Daniel DM. Hamstrings – an anterior cruciate ligament protagonist. An in vitro study. *Am. J. Sports Med.* 1993; 21:231-7.

Morgan CD, Kalman VR, Grawl DM. The anatomic origin of the posterior cruciate ligament: where is it? Reference landmarks for PCL reconstruction. *Arthroscopy.* 1997; 13(3):325-31.

Morrison JB. Mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J. Biomech.* 1970; 3:51-61.

Nargakatti DG, McKeon BP, Donahue BS, Fulkerson JP. Mechanical evaluation of a soft tissue interference screw in free tendon anterior cruciate ligament graft fixation. *Am. J. Sports Med.* 2001; 26:67-71.

Noyes FR, Grood ES, Torzilli PA. Current concepts review the definitions of terms for motion and position of the knee and injuries of the ligaments. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1989; 71:465-72.

Noyes FR, Cummings JF, Grood ES, Walz-Hasselfeld KA, Wroble RR. The diagnosis of knee motion limits, subluxations and ligament injury. *Am.J.Sports Med.* 1991; 19:163-71.

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 knee. *Am.J.Sports Med.* 1993; 21:407-14.

Noyes FR, Westin SDB. Posterior cruciate ligament allograft reconstruction with and without a ligament augmentation device. *Arthroscopy*. 1994; 10:371-82.

Nyland J, Hester P, Caborn DN. Double-bundle posterior cruciate ligament reconstruction with allograft tissue: 2-year postoperative outcomes. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2002; 10(5):274-9.

Oakes DA, Markolf KL, McWilliams J, Young CR, McAllister DR. Biomechanical comparison of tibial inlay and tibial tunnel techniques for reconstruction of the posterior cruciate ligament. Analysis of graft forces. *J Bone Joint Surg Am*. 2002; 84(6):938-44.

Oakes DA, Markolf KL, McWilliams J, Young CR, McAllister DR. The effect of femoral tunnel position on graft forces during inlay posterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*. 2003; 31(5):667-72.

Odensten M, Gillquist J. Reconstruction of the posterior cruciate ligament using a new drill-guide. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc*. 1993; 1:39-43.

Ogata K, McCarthy JA. Measurements of length and tension patterns during reconstruction of the posterior cruciate ligament. *Am J Sports Med*. 1992; 20(3):351-5.

Parolie JM, Bergfeld JA. Long-term results of nonoperative treatment of isolated posterior cruciate ligament injuries in the athlete. *Am J Sports Med*. 1986; 14(1):35-8.

Pearsall IV AW, Pyevich M, Draganich LF, Larkin JJ, Reider B. In vitro study of knee stability after posterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Orthop*. 1996; 327:264-71.

Race A, Amis AA. The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament. *J Biomech.* 1994; 27(1):13-24.

Race A, Amis AA. Loading of the two bundles of the posterior cruciate ligament: an analysis of bundle function in a-p drawer. *J Biomech.* 1996; 29(7):873-9.

Race A, Amis AA. In vitro biomechanical comparison of isometric versus single and double-bundles anatomic grafts. *J. Bone Joint Surg. Br.* 1998; 80:173-9.

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

Ritchie JR, Bergfeld JA, Kambic H, Manning T. Isolated sectioning of the medial and posteromedial capsular ligaments in the posterior cruciate ligament-deficient knee. *Am. J. Sports Med.* 1998; 26:389-94.

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

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.

Scapinelli R. Studies on the vasculature of the human knee joint. *Acta Anat.* 1968; 70:305.

Schatzmann L, Brunner P, Staubli HU. Effect of cyclic preconditioning on the tensile properties of human quadriceps tendons and patellar ligaments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1998; 6(Suppl 1):56-61.

Scheffler SU, Sudkamp NP, Gockenjan A, Hoffmann RF, Weiler A. Biomechanical comparison of hamstring and patellar tendon graft anterior cruciate ligament reconstruction techniques: The impact of fixation level and fixation method under cyclic loading. *Arthroscopy.* 2002; 18(3):304-15.

Selby JB, Johnson DL, Hester P, Caborn DN. Effect of screw length on bioabsorbable interference screw fixation in a tibial bone tunnel. *Am. J. Sports Med.* 2001; 29:614-19.

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

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

Staubli HU, Schatzmann L, Brunner P, Rincón L, Nolte LP. Quadriceps tendon and patellar ligament : cryosectional anatomy and structural properties in young adults. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 1996; 4:100-10.

Stone JD, Carlin GJ, Ishibashi Y, Harner CD, Woo SLY. Assessment of posterior cruciate ligament graft performance using robotic technology. *Am. J. Sports Med.* 1996; 24:824-8.

Torg JS, Barton TM, Pavlov H, Stine R. Natural history of the posterior cruciate ligament-deficient knee. *Clin Orthop.* 1989; 246:208-16.

Toutongji DE, Lu TW, Leardini A, Catani F, O'Connor JJ. Cruciate ligament forces in the human knee during rehabilitation exercises. *Clin. Biomech.* 2000; 15(3):176-87.

Trent PS, Walker PS, Wolf B. Ligament length patterns, strength, and rotational axes of the knee joint. *Clin Orthop.* 1976; 117:263-70.

Trus P, Petermann J, Gotzen L. Posterior cruciate ligament (PCL) reconstruction--an in vitro study of isometry. Part I. Tests using a string linkage model. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1994; 2(2):100-3.

Van Dommelen BA, Fowler PJ. Anatomy of the posterior cruciate ligament. A review. *Am J Sports Med.* 1989; 17(1):24-9.

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

Wang CJ, Chen HH, Chen HS, Huang TW. Effects of knee position, graft tension, and mode of fixation in posterior cruciate ligament reconstruction: a cadaveric knee study. *Arthroscopy.* 2002a; 18(5):496-501.

Wang CJ, Chen HS, Huang TW, Yuan LJ. Outcome of surgical reconstruction for posterior cruciate and posterolateral instabilities of the knee. *Injury.* 2002b; 33(9):815-21.

Wang CJ, Chen HS, Huang TW. Outcome of arthroscopic single bundle reconstruction for complete posterior cruciate ligament tear. *Injury.* 2003; 34(10):747-51.

Weiler A, Richter M, Schmidmaier G, Kandziora F, Südkamp N. Hamstring tendon fixation using interference screws: a biomechanical study in calf tibial bone. *Arthroscopy*. 1998; 14:29-37.

Yasuda K, Sasaki T. Exercise after anterior cruciate ligament reconstruction. The force exerted on the tibia by the separate isometric contractions of the quadriceps or the hamstrings. *Clin. Orthop*. 1987; 220:275-83.

Zheng N, Llesig GS, Escakmmilla RF, Barrentine SW. An analytical model of the knee for estimation of internal forces during exercises. *J. Biomech*. 1998; 31:963-67.