

Márcio de Paula e Oliveira

**“DESEMPENHO ISOCINÉTICO DO JOELHO APÓS A
LESÃO E RECONSTRUÇÃO PRIMÁRIA DO LIGAMENTO
CRUZADO ANTERIOR UTILIZANDO ENXERTO DO
LIGAMENTO PATELAR CONTRALATERAL”**

Dissertação aprovada como requisito parcial para a obtenção do título de **Mestre** no Programa de **Pós-Graduação Stricto Sensu**, da Faculdade de Ciências da Saúde, da Universidade de Brasília.

Orientador:
Professor Doutor Demóstenes Moreira

Brasília - 2008

OLIVEIRA, Márcio.

Desempenho Isocinético do Joelho após a Lesão e Reconstrução Primária do Ligamento Cruzado Anterior Utilizando Enxerto do Ligamento Patelar Contralateral. Brasília, 2008.

159p.

Dissertação – Mestrado – Universidade de Brasília. Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde – 2008.

1. Joelho; 2. Ligamento cruzado anterior; 3. Avaliação isocinética
4. Fisioterapia desportiva.

Márcio de Paula e Oliveira

***"Desempenho Isocinético do Joelho após a Lesão e
Reconstrução Primária do Ligamento Cruzado Anterior
Utilizando Enxerto do Ligamento Patelar Contralateral"***

Dissertação aprovada como requisito parcial para obtenção do título de **Mestre** no Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu*, da Faculdade de Ciências da Saúde, da Universidade de Brasília, pela Comissão formada pelos professores:

Presidente:	<i>Professor Doutor Demóstenes Moreira</i> Universidade de Brasília – UnB
Membro Interno:	<i>Professor Doutor Paulo Henrique Azevêdo</i> Universidade de Brasília - UnB
Membro Externo:	<i>Professor Doutor Waltercides Silva Júnior</i> Universidade Federal de Uberlândia - UFU
Membro Suplente:	<i>Professor Doutor Ramón Afonso López</i> Universidade de Brasília – UnB

Brasília (DF), 24 de julho de 2008.

Dedicatória

Dedico este trabalho ao meu orientador, Prof. Dr. Demóstenes Moreira, e aos amigos, Dr. Paulo Lobo, Felipe Machado, Dr. K, Donald Shelbourne e Angie Biggs, por todo apoio e incentivo, além de constituírem exemplos de vida pessoal e profissional.

Sem vocês nada teria se concretizado.

“Glória seja dada a Deus, que pelo seu grandioso poder operando em nós é capaz de fazer muito mais do que nós jamais ousaríamos pedir ou mesmo imaginar, infinitamente além de nossas mais sublimes orações, anseios, pensamentos ou esperanças”.

Efésios 3:20

Agradecimentos

Ao meu orientador, Professor Dr. Demóstenes Moreira, pelo conhecimento técnico-científico dispensado durante a elaboração deste trabalho.

Ao meu co-orientador, Dr. Paulo Lobo, pela confiança, apoio e incentivo ao longo dos últimos anos, além de representar um exemplo a ser seguido.

Ao fisioterapeuta e amigo, Felipe Machado, por ter me recebido em São Paulo e ensinado todos os passos do teste isocinético, além do apoio e motivação.

Ao Dr. K. Donald Shelbourne, sua secretária, Tinker Gray, sua fisioterapeuta, Angie Biggs, e toda equipe do Shelbourne Knee Center (Indianapolis - USA), por terem me recebido, hospedado e ensinado a filosofia de tratamento que hoje faz parte da minha vida profissional.

Ao estagiário, Fernando Gertrudes, pelo apoio e dedicação na realização da avaliação isocinética dos pacientes.

Aos profs., Dr. Jonatas de França Barros, coordenador da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília – FeF/UnB, e Dr. Martin Bottaro, coordenador do Laboratório de Biomecânica, por terem disponibilizado a realização deste trabalho.

Ao laboratório de Biomecânica da FeF/UnB e seus técnicos de nível superior, Harley Azevedo e Arley Guimarães.

Ao recente amigo e grande incentivador desta pesquisa, Gustavo Duarte, proprietário da Academia Body Work, e sua equipe de professores e funcionários. Será impossível retribuir a sua consideração e ajuda.

Aos meus pais, Willian S. de Oliveira e Terezinha de Paula e Oliveira, que me deram condições para fazer este agradecimento.

Ao meu irmão, Gustavo de Paula e Oliveira, pela ajuda ao longo dos anos.

À minha sogra, Nalba Carolino, e cunhada, Ana Beatriz Carolino, por me receberem, apoiarem e me fazerem sentir parte da sua família.

À minha namorada e futura esposa, Mariana Carolino, pela compreensão nos momentos de ausência. Sem ela, nada teria sentido.

Ao amigo Adimir Cambraia, pelo auxílio e colaboração na abordagem estatística deste trabalho.

Ao prof. e amigo, José Roberto Pimenta de Godoy, pela revisão final do trabalho, além de ter despertado o meu interesse pela ciência e vida universitária.

Aos ex-alunos e hoje fisioterapeutas, Carlos Moura e Paulo Henrique Sebba, pelo auxílio na revisão da literatura.

Aos profs. Waltercides Silva Júnior, Sérgio Tadeu Bandeira, Régis Correia, André Maia do Vale, Wagner Martins e Sérgio Thomaz, amigos, mestres, parceiros de docência e incentivadores do meu trabalho, entre outros não mencionados.

Às profas. Mirna Anjos, Juliana Gai e Tissi Freitas, colegas de trabalho na Clínica-Escola de Fisioterapia do Centro Universitário de Brasília - UniCEUB, por terem me apoiado e ajudado nos dias de ausência ao trabalho.

Ao eterno amigo e companheiro, Leonardo Castro, pelo apoio e incentivo nessa fase marcante da minha vida.

À todos profissionais que fazem parte da equipe multidisciplinar de atendimento a pacientes que sofreram lesão do LCA, em especial à fisioterapeuta Révia Lima, proprietária da Clínica Sport Físio, ao fisioterapeuta José Renato Bulhões, da equipe MedFísio, e às secretárias do Dr. Paulo Lobo, Vivi e Marina, por todo apoio e aprendizado ao longo dessa pesquisa.

À todas Instituições de Ensino Superior que investem na qualificação de seu corpo docente e se preocupam em formar profissionais aptos para o exercício da profissão com compromisso ético e moral, em especial ao UniCEUB.

Aos meus novos amigos, pacientes submetidos à cirurgia de reconstrução do LCA, sem os quais seria impossível a realização deste trabalho.

À todas pessoas não mencionadas que participaram direta ou indiretamente da realização deste trabalho.

Sumário

<i>Lista de Figuras.....</i>	<i>xii</i>
<i>Lista de Tabelas.....</i>	<i>xv</i>
<i>Lista de Gráficos.....</i>	<i>xvi</i>
<i>Lista de Anexos.....</i>	<i>xvii</i>
<i>Lista de Abreviaturas.....</i>	<i>xx</i>
1 <i>Introdução.....</i>	<i>1</i>
1.1 O Problema e Sua Importância.....	1
1.2 Busca por Novas Respostas.....	5
1.3 Problema de Pesquisa.....	6
1.4 Objetivo Geral.....	6
1.5 Objetivos Específicos.....	6
1.6 Hipóteses.....	7
1.7 Limitações do Estudo.....	7
1.8 Delimitações do Estudo.....	8
1.9 Relevância do Estudo.....	8
2 <i>Revisão de Literatura.....</i>	<i>10</i>
2.1 Estrutura e Função da Articulação do Joelho.....	10
2.2 Lesão do Ligamento Cruzado Anterior.....	51
2.3 Tratamento Após a Lesão do Ligamento Cruzado Anterior.....	65
2.4 Avaliação Isocinética do Joelho.....	80
3 <i>Material e Métodos.....</i>	<i>83</i>
3.1 Delineamento do Estudo.....	83
3.2 Seleção da Amostra.....	83
3.3 Instrumentos de Coleta dos Dados.....	84
3.4 Procedimentos da Pesquisa.....	91
3.5 Local e Data de Coleta dos Dados.....	99
3.6 Riscos e Benefícios.....	100
3.7 Análise dos Dados.....	100
4 <i>Resultados.....</i>	<i>102</i>

5	<i>Discussão.....</i>	<i>113</i>
6	<i>Conclusões.....</i>	<i>131</i>
7	<i>Sugestões.....</i>	<i>132</i>
8	<i>Referências Bibliográficas.....</i>	<i>133</i>

Lista de Figuras

Figura 1 – Vista anterior da articulação do joelho em flexão.....	10
Figura 2 – Vista anterior das superfícies articulares tibiofemorais medial e lateral.....	11
Figura 3 – Vista anterior do fêmur direito.....	12
Figura 4 – Vista posterior do fêmur direito.....	13
Figura 5 – Vista inferior da extremidade distal do fêmur.....	14
Figura 6 - Vistas anterior e posterior da patela.....	15
Figura 7 – Vista lateral do joelho em flexão e extensão.....	16
Figura 8 – Vista anterior da tíbia e fíbula.....	17
Figura 9 – Vista posterior da tíbia e fíbula.....	18
Figura 10 - Vista superior da tíbia e fíbula.....	19
Figura 11 – Vista inferior da tíbia e fíbula.....	20
Figura 12 - Vistas medial e lateral da fíbula.....	21
Figura 13 - Vista anterior da articulação do joelho em extensão.....	22
Figura 14 - Vista posterior da articulação do joelho.....	23
Figura 15 – Secção sagital demonstrando a disposição da membrana sinovial.....	24
Figura 16 – Vista superior da superfície articular tibial com os meniscos.....	25
Figura 17 – Estruturas fixadas à superfície superior da tíbia.....	25
Figura 18 – Disposição histológica das fibras colágenas no menisco.....	26
Figura 19 – Disposição vascular na periferia meniscal.....	27
Figura 20 – Movimentos dos meniscos.....	28
Figuras 21 e 22 – Vistas anterior e posterior do joelho (flexão e extensão).....	29
Figura 23 – Vista anterior do joelho demonstrando o duplo feixe do LCA.....	30
Figura 24 – Fixações dos ligamentos cruzados anterior e posterior.....	31
Figura 25 – Fixações dos ligamentos cruzados e dos meniscos	32
Figura 26 - Estrutura e função dos ligamentos cruzados anterior e posterior.....	33
Figura 27 - Estrutura e função dos ligamentos colaterais medial e lateral.....	34
Figura 28 – Diferenças sexuais do ângulo do quadríceps.....	36
Figura 29 – Músculo reto femoral.....	38
Figura 30 – Músculo vasto lateral.....	38
Figura 31 – Músculo vasto medial.....	39
Figura 32 – Músculo vasto intermédio.....	40
Figura 33 – Músculo bíceps femoral.....	41

Figura 34 – Músculo semitendinoso.....	42
Figura 35 – Músculo semimembranoso.....	43
Figura 36 – Músculos gastrocnêmios.....	44
Figura 37 – Músculo plantar.....	44
Figura 38 – Músculo poplíteo.....	45
Figura 39 – Músculo articular do joelho.....	46
Figura 40 – Músculo grácil.....	47
Figura 41 – Músculo tensor da fáscia lata e banda iliotibial.....	48
Figura 42 – Distribuição dos pacientes com lesão do LCA por idade e gênero.....	52
Figura 43 – Distribuição das lesões do LCA por modalidade esportiva e gênero.....	53
Figura 44 – A influência do ângulo Q para lesão do LCA.....	54
Figura 45 – Região intercondilar do fêmur.....	55
Figura 46 – Padrões distintos de chuteiras.....	57
Figura 47 – Lesão torcional do LCA.....	58
Figura 48 - Derrame articular e diminuição do trofismo pós-lesão aguda do LCA.....	60
Figura 49 – Diminuição da ADM de hiperextensão após a lesão do LCA.....	61
Figura 50 – Teste de Lachman.....	62
Figura 51 – Mensuração da estabilidade articular com KT-1000®.....	63
Figura 52 – Exame normal e rotura completa do LCA vistos por RM.....	64
Figura 53 – Aplicação de gelo, compressão e elevação no joelho.....	66
Figuras 54 e 55 – Flexão do joelho aproximando o calcanhar da região glútea.....	66
Figura 56 – Cadeira adutora.....	67
Figura 57 – Exercício de propriocepção na cama elástica.....	68
Figura 58 – Etapas da cirurgia de reconstrução do LCA.....	71
Figura 59 – Enxertos comumente utilizados para reconstrução do LCA.....	72
Figura 60 – Retirada do ligamento patelar para reconstrução do LCA.....	73
Figura 61 – Utilização do CPM para mobilização no pós-operatório imediato.....	76
Figura 62 – Mensuração do ganho de ADM durante a mobilização pós-operatória.....	77
Figura 63 – Utilização do Shuttle para fortalecimento muscular no PO imediato.....	78
Figura 64 – Retorno aos treinamentos pós-reconstrução do LCA.....	78
Figura 65 – Estetoscópio e esfigmomanômetro BD®.....	85
Figura 66 - Balança digital LÍDER® e estadiômetro SOEHNLE®.....	85
Figura 67 – Bicicleta ergométrica ERGO-FIT® modelo Cycle 177 Med.....	86
Figura 68 - Dinamômetro Isocinético Biodex System 3 Pro®.....	87

Figura 69 – Unidade de aceitação de força com célula de carga.....	88
Figura 70 – Braço de alavanca e cabeça do dinamômetro.....	88
Figura 71 – Assento.....	89
Figura 72– Unidade de controle.....	90
Figura 73 – Acessórios do dinamômetro.....	90
Figuras74 e 75 – Coleta do peso e estatura.....	93
Figura 76 – Aquecimento na bicicleta ergométrica.....	93
Figura 77 e 78 – Alongamentos para os músculos do joelho.....	94
Figura 79 – Posicionamento do paciente no dinamômetro.....	95
Figura 80 – Familiarização do teste.....	96
Figura 81 – Determinação da ADM de teste e cálculo do peso do membro.....	96
Figuras 82 e 83 – Movimentos do teste sob estímulo verbal e <i>feedback</i> visual.....	97
Figura 84 – Aplicação de gelo pós-teste.....	98
Figura 85 – Laboratório de biomecânica da Faculdade de Educação Física.....	99

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Percentual de força dos substitutos do LCA em relação ao mesmo.....	71
Tabela 2 – Sobrecarga relativa imposta ao LCA sob diferentes atividades.....	75
Tabela 3 – Distribuição dos indivíduos do grupo de pesquisa por n.º de indivíduos, gênero, média de idade (anos), estatura (cm) e peso (Kg). Brasília - DF, 2008.....	102
Tabela 4 – Distribuição dos indivíduos do grupo de pesquisa por modalidade esportiva praticada. Brasília - DF, 2008.....	104
Tabela 5 – Distribuição dos indivíduos do grupo de pesquisa pelo tempo tratamento pré-operatório. Brasília - DF, 2008.....	105
Tabela 6 – Distribuição dos indivíduos do grupo de pesquisa pelo tempo tratamento pós-operatório. Brasília - DF, 2008.....	106
Tabela 7 – Valores médios e desvio padrão de pico de torque (PT), trabalho total (TT), potência média (PM) e fadiga ao trabalho (FT) nos membros doador (MD) e receptor (MR) para o movimento de extensão, diferença dos valores médios (\neq), diferença percentual das medidas (Δ) e análise de variância One-Way ANOVA (p). Brasília – DF, 2008.....	107
Tabela 8 – Valores médios e desvio padrão de pico de torque (PT), trabalho total (TT), potência média (PM) e fadiga ao trabalho (FT) nos membros doador (MD) e receptor (MR) para o movimento de flexão, diferença dos valores médios (\neq), diferença percentual das medidas (Δ) e análise de variância One-Way ANOVA (p). Brasília – DF, 2008.....	108
Tabela 9 – Valores médios e desvio padrão da relação isquiotibiais/quadríceps (Rel. I/Q) nos membros doador (MD) e receptor (MR), diferença dos valores (\neq) e análise de variância One-Way ANOVA (p). Brasília – DF, 2008.....	109
Tabela 10 – Correlação (r) dos valores médios e desvio padrão do tempo de tratamento pré-operatório (Tempo L-C) em meses e pico de torque para extensão (Nm) nos membros doador (MD) e receptor (MR), Brasília-DF, 2008.....	110
Tabela 11 – Correlação (r) dos valores médios e desvio padrão do tempo de tratamento pós-operatório (Tempo LPO) em meses e pico de torque para extensão (Nm) nos membros doador (MD) e receptor (MR), Brasília-DF, 2008.....	111

Lista de Gráficos

Gráfico 1 - Distribuição (%) dos indivíduos do grupo de pesquisa pela dominância. Brasília - DF, 2008.....	102
Gráfico 2 - Distribuição (%) dos indivíduos do grupo de pesquisa pelo membro lesionado. Brasília - DF, 2008.....	103
Gráfico 3 - Distribuição (%) do membro lesionado por dominância. Brasília - DF, 2008.	103
Gráfico 4 - Distribuição (%) dos indivíduos do grupo de pesquisa por modalidade esportiva praticada. Brasília - DF, 2008.....	104
Gráfico 5 - Distribuição (%) dos indivíduos do grupo de pesquisa pelo tempo de tratamento pré-operatório. Brasília (DF), 2008.....	105
Gráfico 6 - Distribuição (%) dos indivíduos do grupo de pesquisa pelo tempo de tratamento pós-operatório. Brasília (DF), 2008.....	106
Gráfico 7 - Valores médios dos parâmetros avaliados nos membros doador e receptor dos indivíduos do grupo de pesquisa para o movimento de extensão. Brasília-DF, 2008.....	107
Gráfico 8 - Valores médios dos parâmetros avaliados nos membros doador e receptor dos indivíduos do grupo de pesquisa para o movimento de flexão. Brasília-DF, 2008.....	108
Gráfico 9 - Valores médios da relação isquiotibiais/quadríceps nos membros doador e receptor dos indivíduos do grupo de pesquisa. Brasília-DF, 2008.....	109
Gráfico 10 - Correlação existente entre tempo de tratamento pré-operatório e pico de torque para extensão no membro doador. Brasília - DF, 2008.....	110
Gráfico 11 - Correlação existente entre tempo de tratamento pré-operatório e pico de torque para extensão no membro receptor. Brasília - DF, 2008.....	110
Gráfico 12 - Correlação existente entre tempo de tratamento pós-operatório e pico de torque para extensão no membro doador. Brasília - DF, 2008.....	111
Gráfico 13 - Correlação existente entre tempo de tratamento pós-operatório e pico de torque para extensão no membro receptor. Brasília - DF, 2008.....	112

Lista de Anexos

Anexo 1 – Termo de Responsabilidade.....	153
Anexo 2 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	154
Anexo 3 – Termo de Aprovação pelo CEP/FS/UNB.....	157
Anexo 4 – Ficha de Avaliação Isocinética do Joelho.....	158
Anexo 5 - Declaração de Ciência Institucional.....	159

Resumo

Desempenho Isocinético do Joelho após a Lesão e Reconstrução Primária do Ligamento Cruzado Anterior Utilizando Enxerto do Ligamento Patelar Contralateral

Embora as técnicas convencionais de cirurgia de reconstrução do LCA e os princípios que norteiam a reabilitação já tenham sido estabelecidos, o surgimento de alternativas que proporcionam uma recuperação mais precoce e segura dos pacientes ainda é observado. O advento da utilização primária do enxerto do ligamento patelar contralateral, onde a reabilitação é realizada no pré-operatório e imediatamente após a cirurgia, de forma separada para cada joelho, têm se mostrado muito eficiente, proporcionando aos pacientes tal evolução. Porém, estes devem ser avaliados segundo diferentes parâmetros, sendo o desempenho muscular um dos mais importantes, pois a assimetria entre os membros é considerada um fator risco para novas lesões. O presente trabalho teve por objetivo avaliar o nível de simetria existente entre o desempenho muscular dos membros doador e receptor de pacientes submetidos a esse procedimento, comparar com os achados descritos na literatura para a mesma técnica, bem como para outras técnicas de reconstrução do LCA, verificar se existe correlação entre o tempo de tratamento pré e pós-operatório com os valores obtidos para pico de torque no movimento de extensão e avaliar se os pacientes estariam em condições de retornar à prática desportiva. Foi realizado um estudo transversal não-controlado, onde foram avaliados 22 pacientes, de ambos os gêneros, praticantes de esportes em nível recreacional, ao final do tratamento pós-operatório ($5,09 \pm 0,92$ meses). Para coleta dos dados foi utilizado o dinamômetro Biodex System 3[®] às velocidades 60°/s, 180°/s e 300°/s. Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os membros doador e receptor, para os parâmetros de pico de torque, potência média, fadiga ao trabalho e relação isquiotibiais/quadríceps dos indivíduos avaliados. Para trabalho total, não foi encontrada diferença significativa. Os resultados estão de acordo com os achados descritos para o mesmo procedimento, porém não foram encontrados níveis semelhantes de simetria do desempenho muscular entre os membros após a utilização de outras técnicas para reconstrução do LCA, dentro do mesmo tempo de recuperação, independente do programa de reabilitação utilizado. Foi encontrada uma baixa correlação entre o tempo de tratamento pré e pós-operatório com os valores obtidos para pico de torque no movimento de extensão dos membros doador e receptor. Concluiu-se que, apesar de os pacientes apresentarem melhores resultados que quando submetidos a outros procedimentos, ainda não estavam totalmente reabilitados para o retorno às atividades esportivas, devido à existência de fraqueza muscular no quadríceps do membro doador, gerando assimetria significativa.

Palavras-chave: joelho, ligamento cruzado anterior, avaliação isocinética, fisioterapia desportiva.

Abstract

Isokinetic Evaluation of the Knee after Anterior Cruciate Ligament Injury and Primary Reconstruction Using the Contralateral Patellar Ligament

Although the conventional techniques of ACL reconstruction and the principles that orientate the rehabilitation have already been established, the appearance of alternatives that provide a more fast and insurance recovery of the patients is still observed. The coming of the primary use of the graft from the contralateral knee, where the rehabilitation is accomplished in the preoperative and immediately after the surgery, in separate way for each knee, have shown to be very efficient, providing to the patients such evolution. However, these should be appraised second different parameters, being the muscular strength one of the most important, because the asymmetry among the members is considered a risk factor for new lesions. The present work had for objective to evaluate the level of symmetry existent between the donor and the ACL-reconstructed knees for muscular strength of patients submitted to that surgery procedure, to compare the results with the discoveries described in the literature for the same technique, as well as for other techniques of ACL reconstruction, to verify if correlation exists among the time of treatment pre and postoperative with the values obtained for peak torque in the extension movement and to evaluate if the patients would be in conditions to return to the sport practice. A cross-sectional study was accomplished, where they were appraised 22 patients, of both gender, recreacional athletes, at the end of the postoperative treatment ($5,09 \pm 0,92$ months). For data collection, we used a Biodex System 3[®] dynamometer at the speeds $60^\circ/s$, $180^\circ/s$ and $300^\circ/s$. They were found significant differences between the members, donor and ACL, for the parameters of peak torque, AVG power, work fatigue and agon/antag ratio. No significant difference was found for total work. The results are in agreement with the discoveries described for the same procedure, however they were not found similar levels of symmetry of the muscular strength among the members after the use of other techniques for reconstruction of LCA, inside of the same time of recovery, independent of the rehabilitation program used. It was found a low correlation among the time of treatment pre and postoperative with the values obtained for peak torque in the extension for both knees. It was ended that, in spite of the patients present better results than when submitted the other procedures, they were not still totally rehabilitated for the return to the sporting activities, due to the existence of muscular weakness in the member donor's quadriceps, generating significant asymmetry.

Key-words: knee, anterior cruciate ligament, isokinetic evaluation, sportive physiotherapy.

Lista de Abreviaturas

LCA - Ligamento cruzado anterior

ADM - Amplitude de movimento

PO – Pós-operatório

LCP - Ligamento cruzado posterior

LCM - Ligamento colateral medial

LCL - Ligamento colateral lateral

VMO - Vasto medial oblíquo

VML - Vasto medial longo

TFL - Tensor da fáscia lata

RM – Ressonância Magnética

CPM - Continuous Passive Motion

CEP/FS - Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências da Saúde

H:Q - Relação entre a força muscular dos isquiotibiais e do quadríceps

1. INTRODUÇÃO

1.1 O PROBLEMA E SUA IMPORTÂNCIA

O joelho está localizado entre os segmentos proximal (coxa) e médio (perna) dos membros inferiores. Trata-se de uma articulação com fundamental importância para o desenvolvimento da marcha, que está composta pelos ossos da coxa (fêmur e patela) e da parte medial da perna (tíbia) (GALWAY, 1997).

O joelho é uma das articulações mais lesionadas do corpo humano (HASEBE, 2005). Pelo fato de ser destinado à realização de movimentos rápidos e complexos e, ao mesmo tempo, ter suas tarefas dificultadas pelo peso do corpo, o joelho torna-se vulnerável em muitas ocupações e esportes (MACNICOL, 2002).

Além de elevada prevalência, as lesões do joelho se manifestam com acentuada repercussão clínica. A incidência de instabilidade articular permanente pós-lesão no joelho é maior que em qualquer outra lesão articular traumática sofrida em atividades esportivas (HASEBE, 2005).

A estabilidade estática do joelho é mantida pelos ligamentos cruzados anterior e posterior e pelas demais estruturas ósteo-articulares que fazem parte de sua constituição morfológica – ligamentos, cápsula, e geometria óssea. A estabilidade dinâmica é proporcionada pelos músculos que cruzam a articulação por todas as suas faces (MACNICOL, 2002).

O ligamento cruzado anterior (LCA) representa a contenção primária para a translação tibial anterior sobre o fêmur. BEYNNON *et al.* (2005) relatou que o LCA é responsável por 85% desse mecanismo entre 30° a 90° de flexão. Além disso, o LCA ainda auxilia no mecanismo de controle dos estresses em varo, valgo e em hiperextensão, contribuindo dessa forma com a maior parte da estabilidade estática do joelho (KING, 1986; FULKERSON, 1989; LUTZ, 1990; TAKEDA *et al.*, 1994).

As lesões do ligamento cruzado anterior têm sido objeto de estudo desde o século IX (JENSEN *et al.*, 1983). Segundo FEAGIN (1979), a lesão do LCA é uma das mais freqüentes e debilitantes lesões do joelho. Nos Estados Unidos, a lesão do ligamento cruzado anterior acomete 60.000 a 100.000 indivíduos por ano (ARNOLD, 2000). No Brasil, não existem dados que demonstrem de forma clara a sua

prevalência. Com o aumento da população interessada na prática de atividade física, estas lesões tendem a aumentar consideravelmente (ARNOLD, 2000).

O tratamento das lesões do LCA deve levar em conta o tipo de paciente, sua atividade física e pretensões nesse sentido. O tratamento pode ser conservador ou cirúrgico e depende das condições anteriormente citadas. O tratamento conservador apresenta um elevado índice de maus resultados (HAWKINS, 1986; FOWLER, 1987; FEAGIN, 1985; CLANCY, 1988). Esses dados levam em conta inclusive o fato de que esses pacientes realizavam apenas a atividade física permitida. Segundo FEAGIN (1985), somente 10 a 30% dos jovens podem viver bem sem o LCA, tendo sempre a sua atividade física direcionada para isso.

A reconstrução do ligamento cruzado anterior é um procedimento comum entre cirurgiões ortopédicos (SHELBOURNE, 2000; 2007). Historicamente, o procedimento era utilizado primariamente em atletas que desejavam retornar ao nível de atividade anterior à lesão. Recentemente, como resultado da melhora na técnica, bem como na propedêutica de reabilitação, a cirurgia passou a ser indicada para a população de maior idade (PLANCHER, 1998; SHELBOURNE, 2000). Atualmente, a cirurgia é indicada principalmente para pacientes jovens ou atletas que perderam a capacidade de executar movimentos bruscos ou aparentemente normais, em decorrência da instabilidade e perda proprioceptiva que o joelho adquire após uma lesão aguda ou crônica do LCA (PINTO, 2000; ANDRADE *et al.*, 1999; SHELBOURNE, 2000).

Existem várias técnicas de cirurgia para a reconstrução do LCA. A força tênsil tardia, a qualidade da fixação, a viabilidade biológica do enxerto e a morbidade do sítio doador são fatores a considerar nesta escolha (NIXON *et al.*, 1995; VICTOR, *et al.*, 1997).

Entre os enxertos disponíveis, pode-se citar o trato iliotibial, aloenxertos, semitendinoso/grácil, tendão quadricipital, enxertos sintéticos, bem como o ligamento patelar (ROSENBERG *et al.*, 1992; NIXON *et al.*, 1995; RECHT *et al.*, 1996; VICTOR, *et al.*, 1997).

O enxerto do ligamento patelar talvez seja a opção mais utilizada em todo o mundo, sendo realizada a técnica de Djour, que utiliza o terço médio do ligamento patelar, acompanhado de uma porção óssea da tuberosidade da tíbia e outra da

face anterior da patela, que serão introduzidos na tíbia e fêmur através de túneis e posteriormente fixados por parafusos. O enxerto ficará no sentido original do LCA (PINTO, 2000). Suas principais vantagens são a disponibilidade, viabilidade biológica, qualidade de fixação e elevada força tênsil (ROSENBERG *et al.*, 1992; NIXON *et al.*, 1995; RECHT *et al.*, 1996; VICTOR, *et al.*, 1997; HASEBE, 2005; SHELBOURNE, 2007).

Apesar do bom prognóstico associado a este procedimento, o tempo de recuperação pós-cirúrgico é grande e pode vir acompanhado de complicações, largamente descritas na literatura, como artrofibrose, fraqueza do quadríceps, crepitações e dor na articulação fêmoropatelar, tendinite patelar ou quadricipital, fratura da patela, entre outras (BILKO *et al.*, 1986; HAMER *et al.*, 1992; RUBINSTEIN *et al.*, 1994; RUBINSTEIN *et al.*, 1995; SHELBOURNE, 1999; SHELBOURNE, 2000; SHELBOURNE, 2007).

RUBINSTEIN *et al.* (1994) demonstrou os resultados da utilização do enxerto do ligamento patelar do joelho contralateral à lesão para reconstrução secundária do LCA em pacientes que sofreram nova ruptura. Seus objetivos eram definir e quantificar a morbidade no local de retirada do enxerto. Os resultados demonstraram baixa morbidade, que se manifestou por curto período de tempo e facilmente reversível.

No mesmo ano eles operaram, desta vez com a utilização primária do enxerto contralateral, um jogador de basquete que almejava retornar às suas atividades esportivas com o menor prazo de tempo possível. Com seis semanas o atleta estava jogando e participou de 32 jogos da temporada, começando o jogo em 23 deles (KARLO, 1999).

Logo após e com seguimento de 39 meses, ele acompanhou 831 pacientes submetidos à reconstrução do LCA. Destes, em 434 foi utilizado o enxerto primário contralateral e, em 228, o ipsilateral. Os demais foram operados com outras técnicas. Ao final desse período, ele observou que o primeiro grupo apresentou precocemente a restauração da amplitude de movimento (ADM) e força muscular e retornou mais cedo às atividades esportivas. Concluiu sugerindo que a técnica e a reabilitação precoce são seguras e excelentes opções para aqueles que necessitam de uma recuperação rápida e sem complicações (SHELBOURNE, 2000).

Segundo SHELBOURNE (2006), seus resultados podem ser atribuídos à possibilidade de iniciar o tratamento fisioterapêutico precocemente, com a reabilitação ocorrendo de forma simultânea, porém separada, para ambos os joelhos, que poderiam adquirir melhores ganhos funcionais, sem edema e prejuízo à estabilidade, e se tornar simétricos, ou seja, apresentar valores semelhantes de amplitude de movimento e força muscular.

OLIVEIRA (2006), demonstrou os resultados da recuperação à curto prazo de uma atleta profissional de voleibol que foi submetida à mesma cirurgia e reabilitação, no Brasil, e que com três semanas de pós-operatório (PO) apresentou ADM completa de flexão e extensão em ambos os joelhos e independência funcional para todas as suas AVD's. Ao final do mês apresentou valores de perimetria semelhantes àqueles medidos ao final do período pré-operatório. Com base nos seus resultados, afirmou que, se realizada desde a fase pré-operatória, a reabilitação desse tipo de paciente pode ter uma evolução precoce, acarretando em um retorno seguro às suas atividades profissionais.

LOBO *et al.* (2006), com o objetivo de demonstrar os resultados clínicos e funcionais de pacientes operados e reabilitados sob as mesmas condições, submeteu, com acompanhamento de 2 anos pós-cirurgia, 256 pacientes, de faixa etária variando entre treze e sessenta anos, sendo 160 do gênero masculino e 27 do feminino, a avaliação da estabilidade ligamentar, amplitude de movimento, trofismo muscular, propriocepção, satisfação objetiva e subjetiva, bem como o retorno às atividades de vida diária e esportivas. Seus resultados comprovaram o sucesso do método, proporcionando uma independência funcional ao paciente desde o primeiro dia pós-operatório até o retorno integral às suas funções. Concluíram consolidando esse procedimento como sendo sua primeira escolha na reconstrução do LCA.

Apesar de seguirem a mesma propedêutica de tratamento descrita por SHELBOURNE (1999; 2000; 2006; 2007), bem como demonstrar resultados semelhantes, os trabalhos de OLIVEIRA (2006) e LOBO *et al.* (2006) não avaliaram o desempenho muscular de forma objetiva, tal como realizado pelo primeiro, utilizando o dinamômetro isocinético. Portanto, apesar de os pacientes exibirem o restabelecimento de variados parâmetros para alta do tratamento, o desempenho muscular, cuja assimetria entre os membros é descrita como um fator limitante para

o retorno seguro às atividades (HARTER, 1989; HIEMSTRA *et al.*, 2000; ANDRADE *et al.*, 2002; JOHNSON, 2007), não foi verificado nos mesmos, limitando assim a obtenção de novas informações sobre a condição dos pacientes no momento da alta.

1.2 BUSCA POR NOVAS RESPOSTAS

Neste ponto acredita-se ser possível fazer três observações mais conclusivas no que se refere à lesão e tratamento do ligamento cruzado anterior. Inicialmente, parece plausível que a prevalência de lesões do LCA apresenta considerável significância. Em segundo lugar, o seu tratamento apresenta diferentes opções, que variam desde o tratamento conservador, pouco eficiente e utilizado para condições específicas, como em pacientes de idade avançada e que não exigirão maiores demandas funcionais do joelho, e o cirúrgico, que abrange diferentes técnicas e que, embora largamente utilizadas e com bom prognóstico para os pacientes, são acompanhadas de um longo período de recuperação e, muitas vezes, de uma série de complicações. Finalmente, o advento da reconstrução primária do LCA utilizando enxerto autógeno do ligamento patelar contralateral, onde a reabilitação é realizada no pré-operatório e imediatamente após a cirurgia, de forma separada para cada joelho e seguida de um acompanhamento consciente do paciente, têm se mostrando muito eficiente, proporcionando um retorno precoce e seguro às atividades de vida diária. Porém, os pacientes devem ser avaliados segundo diferentes parâmetros, sendo o desempenho muscular um dos mais importantes, pois a assimetria entre os membros é considerada um fator limitante para o retorno seguro às atividades, sejam elas esportivas ou não.

Este trabalho objetiva estudar o desempenho muscular de pacientes submetidos à essa técnica cirúrgica. A escolha desse parâmetro baseia-se nos resultados descritos pelos preconizadores do método, que se mostraram extremamente satisfatórios, quando comparados a pacientes submetidos a outras técnicas.

1.3 PROBLEMA DE PESQUISA

De acordo com o contexto delineado, o problema que leva ao desenvolvimento desta pesquisa está caracterizado da seguinte maneira: faz-se necessário que investigações sejam realizadas, no sentido de conhecer os parâmetros de desempenho muscular, durante o processo de reabilitação, de indivíduos submetidos à reconstrução do LCA utilizando enxerto do ligamento patelar contralateral, afim de corroborar a eficácia deste método de tratamento e verificar a reprodutibilidade do mesmo na população brasileira, visto que a menor assimetria entre os membros, associada a outros parâmetros já evidenciados, será determinante para garantir um retorno seguro dos pacientes às suas atividades.

1.4 OBJETIVO GERAL

Avaliar, por meio de dinamometria isocinética, o desempenho muscular de pacientes submetidos à reabilitação após a lesão e cirurgia de reconstrução primária do ligamento cruzado anterior utilizando enxerto do ligamento patelar contralateral.

1.5 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Verificar o nível de simetria existente entre os membros doador e receptor, para os parâmetros avaliados – pico de torque, trabalho total, potência média, fadiga ao trabalho e relação isquiotibiais/quadríceps, e comparar com os achados descritos na literatura para o mesmo procedimento, bem como para outras técnicas cirúrgicas de reconstrução do LCA;
- Verificar o nível de correlação existente entre o tempo de tratamento pré e pós-operatório, com os valores obtidos de pico de torque no movimento de extensão dos membros doador e receptor;
- Verificar a condição atual dos pacientes, observando se os mesmos estariam aptos para retornar à prática desportiva.

1.6 HIPÓTESES

1.6.1 H0 (Verdadeira)

Pacientes submetidos à reabilitação após a lesão e cirurgia de reconstrução primária do ligamento cruzado anterior utilizando enxerto do ligamento patelar contralateral, apresentam melhores níveis de simetria do desempenho muscular entre os membros quando comparados a pacientes que são submetidos a outras técnicas cirúrgicas, proporcionando um retorno seguro às suas atividades.

1.6.2 H1 (Nula)

Pacientes submetidos à reabilitação após a lesão e cirurgia de reconstrução primária do ligamento cruzado anterior utilizando enxerto do ligamento patelar contralateral, não apresentam melhores níveis de simetria do desempenho muscular entre os membros quando comparados a pacientes que são submetidos a outras técnicas cirúrgicas, impedindo um retorno seguro às suas atividades.

1.7 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Trata-se de um estudo de caráter transversal, onde os sujeitos avaliados precisavam ter se comprometido em participar efetivamente do procedimento, principalmente sozinhos, quando realizavam os exercícios em casa. Além disso, a rápida recuperação dos sintomas leva a uma independência considerável, que permite que ao paciente exagerar nas atividades do dia-a-dia, podendo comprometer o resultado do tratamento.

A formação de um grupo controle e até outros grupos de pesquisa, submetidos à outras técnicas cirúrgicas, bem como a avaliação pré-operatória e em diferentes períodos do tratamento pós-operatório, poderia trazer outras informações, ainda mais relevantes que as encontradas, porém exigiriam uma infra-estrutura mais apropriada e um maior tempo para realização da coleta de dados.

Para um melhor acompanhamento dos pacientes no processo de reabilitação e para um retorno seguro à prática esportiva, é fundamental que além da variável força muscular, fatores importantes como a dor, edema, amplitude de

movimento, estabilidade articular estática e dinâmica, controle neuromuscular, confiança e nível de satisfação dos pacientes, sejam testados e comparados juntos.

1.8 DELIMITAÇÕES DO ESTUDO

Este estudo limita-se indivíduos de ambos os gêneros (masculino e feminino), praticantes de esportes em nível recreacional, com ocupações distintas, na faixa etária de 15 a 45 anos, que sofreram a lesão traumática do ligamento cruzado anterior e foram submetidos à reabilitação e cirurgia de reconstrução primária utilizando enxerto do ligamento patelar contralateral.

1.9 RELEVÂNCIA DO ESTUDO

As lesões do ligamento cruzado anterior apresentam considerável prevalência na população normal e principalmente no meio esportivo (MACNICOL, 2002; AMATUZZI, 2004). Trata-se de uma ocorrência grave, que acarreta uma série de complicações físicas, psicológicas e econômicas para o paciente (SHELBOURNE, 2000). No esporte, pode significar a diminuição precoce do rendimento e até mesmo a interrupção da carreira do atleta (ANDREWS, 2000).

Com o advento da cirurgia artroscópica, as técnicas de reconstrução do LCA evoluíram consideravelmente, assim como a fisioterapia, que passou a ser realizada antes e após a cirurgia, promovendo resultados cada vez mais eficazes, com os pacientes adquirindo melhores condições funcionais, além do menor prazo de dependência e recuperação mais eficiente e duradoura (ANDREWS, 2000).

Embora as técnicas convencionais de cirurgia e os princípios que norteiam a reabilitação já tenham se estabelecidos, o surgimento de alternativas que levam a uma recuperação mais precoce e segura dos pacientes ainda é observado (SHELBOURNE, 1999; SHELBOURNE, 2000). A utilização primária do enxerto autógeno do ligamento patelar contralateral associado à reabilitação precoce, bem orientada e com início no pré-operatório, tem-se mostrado eficiente, desde que acompanhada da avaliação criteriosa dos pacientes, que envolve, entre outros parâmetros objetivos e subjetivos, a avaliação do desempenho muscular (RUBINSTEIN, 1994; SHELBOURNE, 1999; SHELBOURNE, 2000; SHELBOURNE, 2007; JOHNSON, 2007).

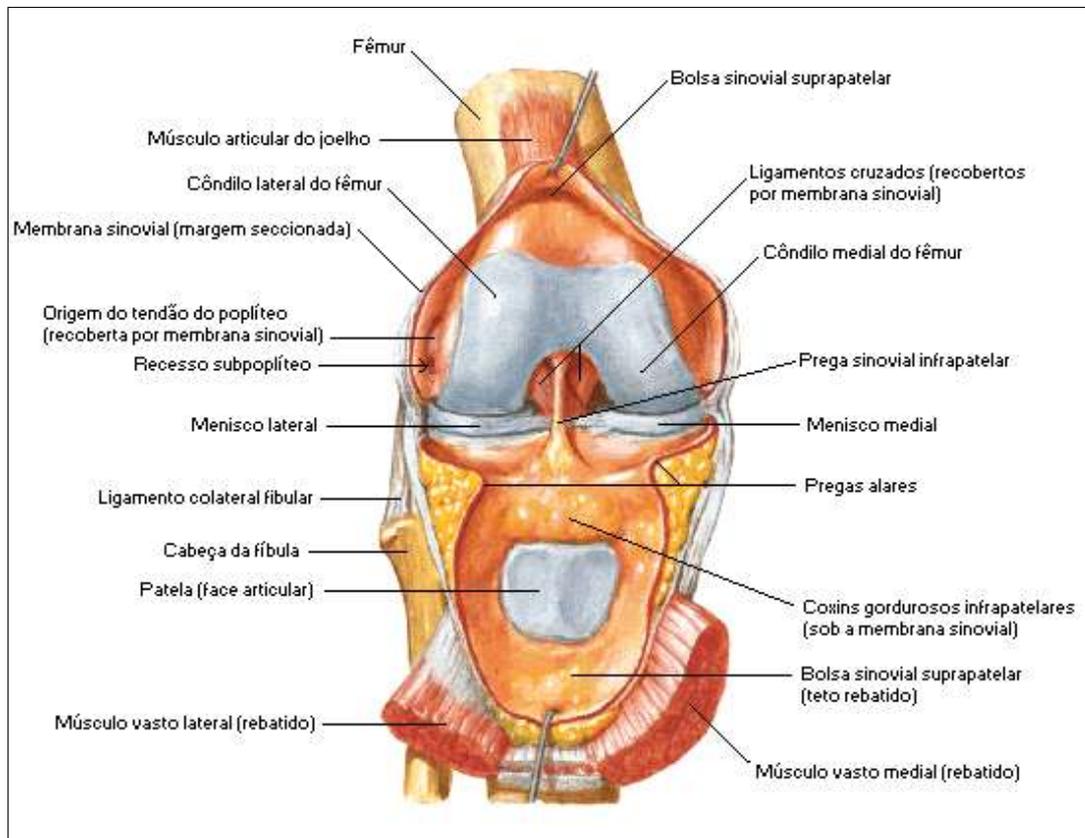
O acompanhamento da evolução desses pacientes é a primeira justificativa para a pertinência deste projeto. Além disso, investigar de forma objetiva uma variável que ainda não foi testada nessa população permitirá uma melhor avaliação da aplicabilidade desse procedimento. Os resultados desse trabalho contribuirão para o estabelecimento de uma propedêutica mais eficiente na abordagem do paciente com lesão do LCA.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 ESTRUTURA E FUNÇÃO DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO

A articulação do joelho é formada por três ossos: o fêmur, a tíbia e a patela (DI DIO, 2002). A fíbula se encontra indiretamente associada (MOREIRA *et al.*, 2004). Ocasionalmente observa-se a fabela, um osso sesamóide, pouco freqüente, localizado no tendão de origem da cabeça lateral do músculo gastrocnêmio (MOREIRA *et al.*, 2004).

Sua estrutura articular complexa é subdividida em três articulações: uma intermédia entre a patela e o fêmur (articulação patelofemoral); e duas outras, medial e lateral, entre os côndilos do fêmur e da tíbia (articulações tibiofemorais medial e lateral) (DI DIO, 2002; MOREIRA *et al.*, 2004) (Figuras 1 e 2).



Fonte: NETTER - Atlas Interativo de Anatomia Humana, 1998.

Figura 1 – Vista anterior da articulação do joelho em flexão



Fonte: Pesquisa do Autor, 2008.

Figura 2 – Vista anterior das superfícies articulares tibiofemorais medial e lateral

2.1.1 Estrutura Óssea

2.1.1.1 Fêmur

O fêmur ou osso da coxa, na posição anatômica, transmite o peso do tronco da pelve para a tíbia. É um osso longo e o maior do corpo humano (DI DIO, 2002).

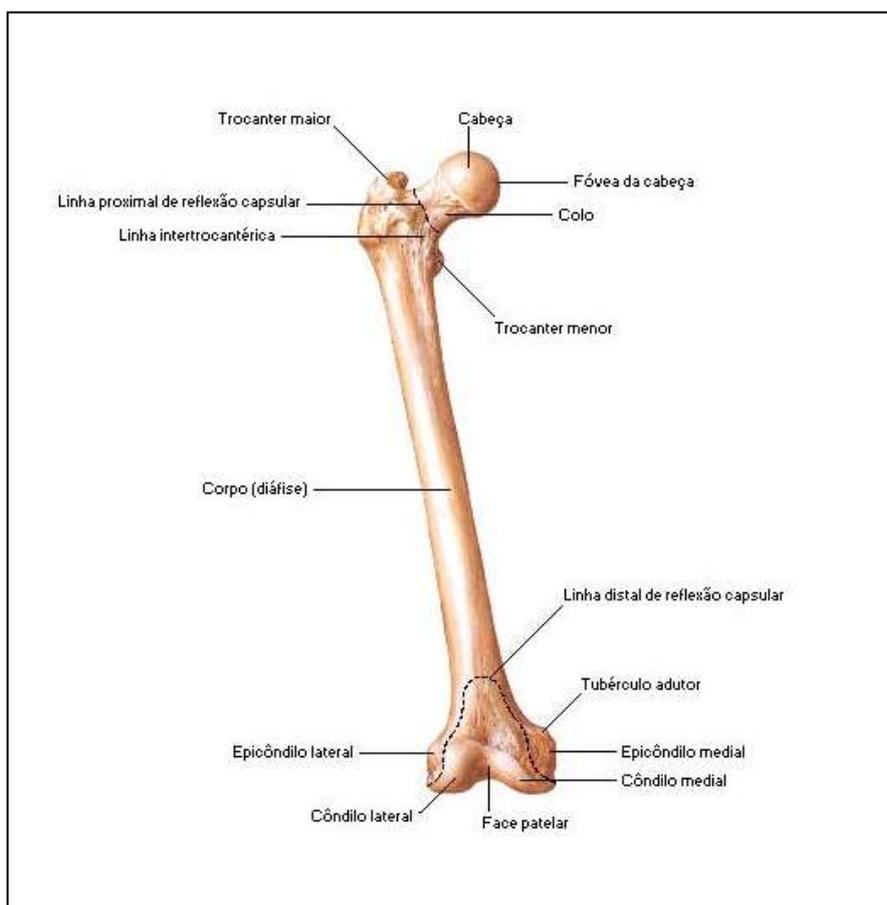
A epífise femoral proximal apresenta a cabeça do fêmur, que é uma esfera quase completa, que se aloja no acetábulo para se articular com o osso do quadril. Está ligada aos trocânters maior e menor pelo colo do fêmur (DI DIO, 2002) (Figuras 3 e 4).

O colo do fêmur sustenta a cabeça, tem 3,5 a 4cm de comprimento e é oblíquo para lateral e para baixo, formando um ângulo com a diáfise de 120° a 130°. Quanto menor for este ângulo, tanto maior é a carga do peso do corpo sobre o colo

do fêmur (DI DIO, 2002). A presença da angulação do colo facilita o movimento do quadril, permitindo o membro oscilar livre da pelve (Figuras 3 e 4).

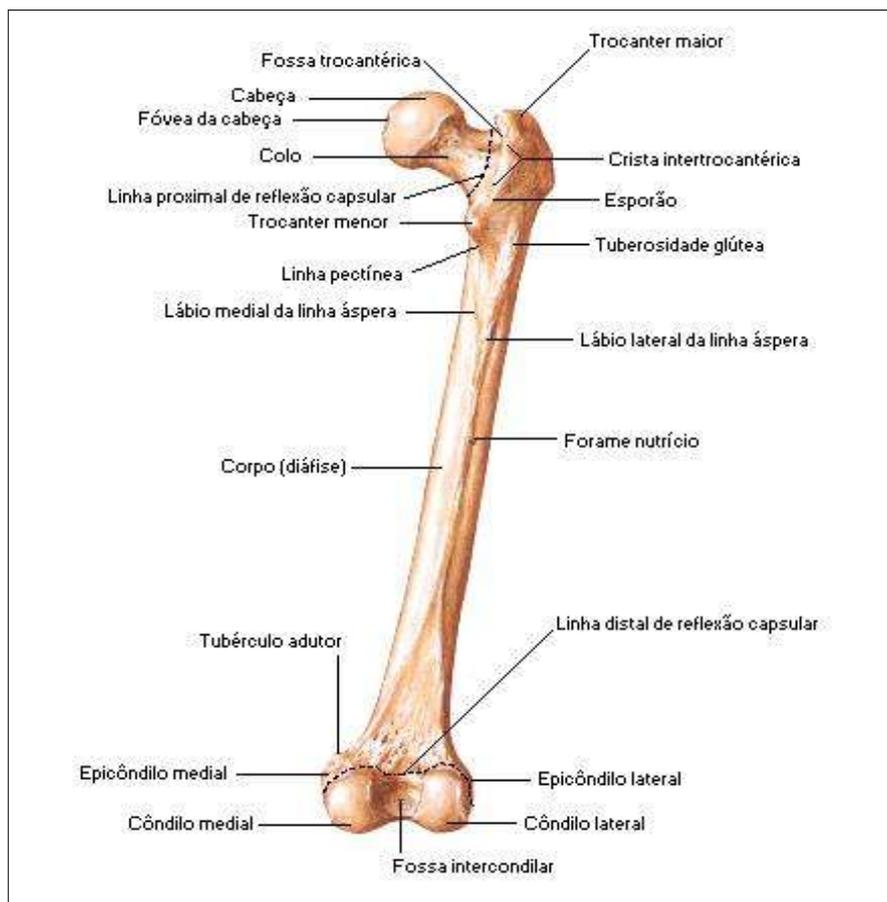
Em sua diáfise, distingui-se 3 faces, uma anterior, uma lateral e uma medial. As faces lateral e medial são separadas pela linha áspera, que apresenta lábios que se afastam proximal e distalmente, formando áreas triangulares (DI DIO, 2002; MOREIRA *et al.*, 2004) (Figuras 3 e 4).

O lábio lateral estende-se até o epicôndilo lateral constituindo a linha supracondilar lateral, enquanto que o lábio medial estende-se como linha supracondilar medial, que é interrompida por uma área lisa relacionada com a artéria femoral superficial e termina no tubérculo adutor. Abaixo deste está localizado o epicôndilo medial. A área triangular delimitada pelos prolongamentos distais dos lábios da linha áspera é denominada face poplítea (DI DIO, 2002; MOREIRA *et al.*, 2004) (Figuras 3 e 4).



Fonte: NETTER - Atlas Interativo de Anatomia Humana, 1998.

Figura 3 – Vista anterior do fêmur direito



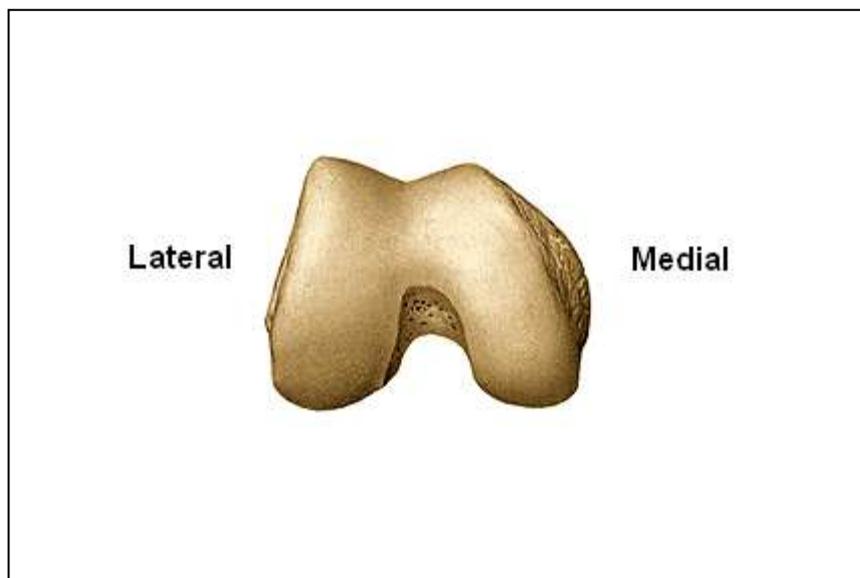
Fonte: NETTER - Atlas Interativo de Anatomia Humana, 1998.

Figura 4 – Vista posterior do fêmur direito

Na maior parte de seu comprimento, a diáfise femoral é arqueada para frente (GRAY, 1988) (Figuras 3 e 4).

A extremidade distal é formada por duas grandes saliências recurvadas em espiral, os cêndilos lateral e medial que são contínuos anteriormente e separados posterior e inferiormente pela fossa intercondilar. Anterior e medialmente, os dois cêndilos formam a face patelar, que se apresenta dividida por um sulco vertical em duas porções desiguais. A porção lateral é mais larga e projeta-se mais anteriormente para se articular com a face articular lateral da patela, enquanto que a porção medial, mais estreita, se corresponde com a face articular medial da patela. O cêndilo lateral é mais maciço e mais diretamente alinhado com o corpo do fêmur. Por esta razão transmite mais peso à tibia. O medial projeta-se distalmente, de modo que, a despeito da obliquidade do corpo, o contorno da extremidade distal é

quase horizontal. A linha intercondilar limita posteriormente a face poplíteia da fossa intercondilar (MOREIRA *et al.*, 2004) (Figura 5).



Fonte: Pesquisa do Autor, 2008.

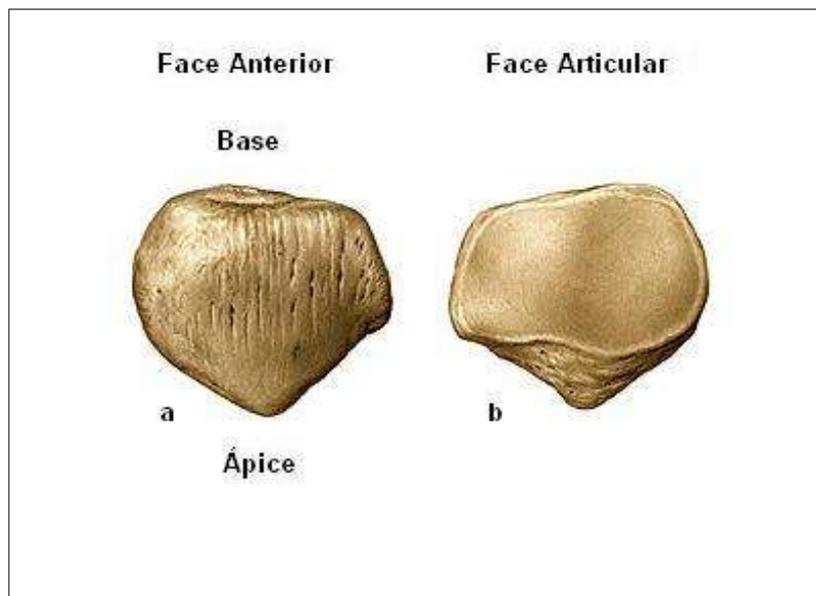
Figura 5 – Vista inferior da extremidade distal do fêmur

Na posição ereta, os fêmures são oblíquos, suas cabeças separadas pela largura pélvica, suas diáfises convergindo para baixo e medialmente até onde os joelhos quase se tocam. Como os ossos da perna descem verticalmente a partir dos joelhos, a obliquidade do fêmur aproxima os pés, trazendo-os para baixo da linha do peso do corpo na posição ereta ou ao andar. A estreiteza dessa base diminui a estabilidade, mas facilita o movimento para frente aumentando a velocidade e suavidade.

Segundo GRAY (1988), o fêmur é o osso mais forte do corpo humano.

2.1.1.2 Patela

A patela consiste em um osso sesamóide incluído no tendão de inserção do músculo quadríceps femoral, que funciona como um obstáculo mecânico à extensão quando a articulação do joelho é fletida. Mede cerca de 5 cm de diâmetro e apresenta forma triangular com base superior e um ápice, voltado para baixo (MOREIRA *et al.*, 2004) (Figura 6).



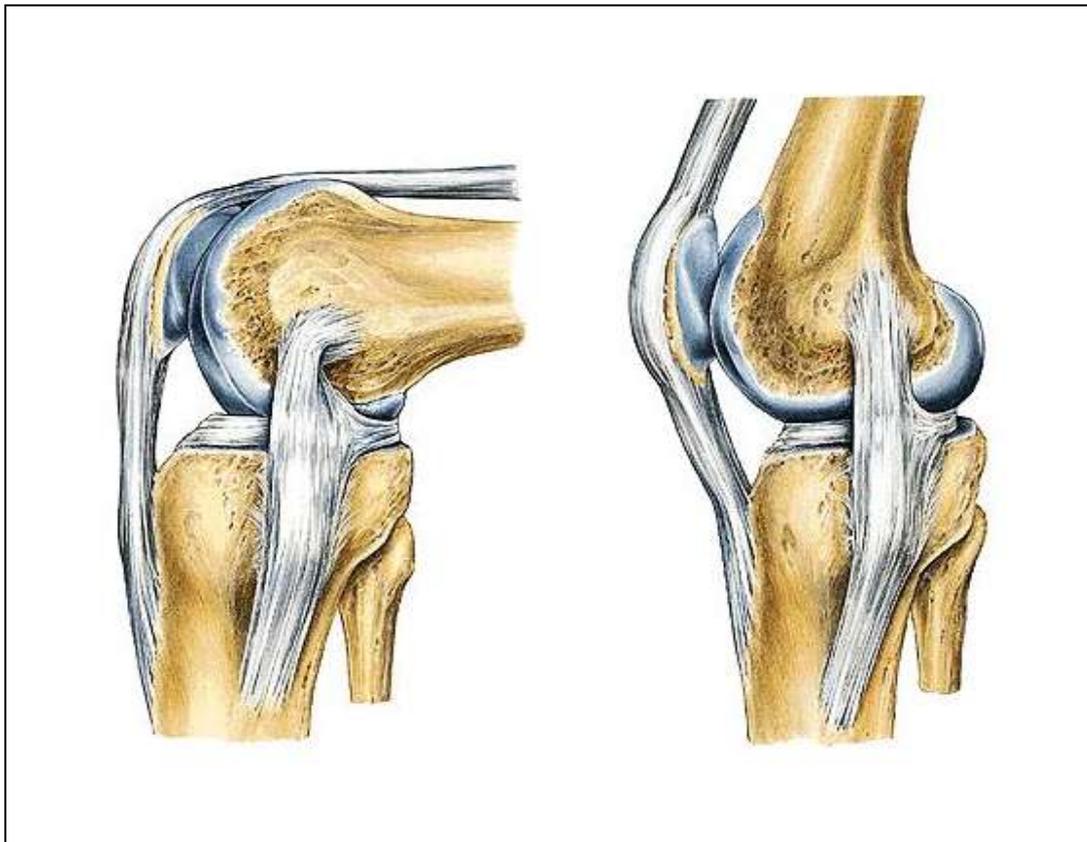
Fonte: Sobotta - Atlas Van de menselijke Anatomie, 2000.

Figura 6 - Vistas anterior e posterior da patela

Sua face anterior é convexa látero-lateralmente e súpero-inferiormente. A face articular, posterior, apresenta facetas que se articulam com os respectivos côndilos do fêmur e entre elas uma crista arredondada que se corresponde com o sulco da face patelar. A porção não articular da face posterior se relaciona com o corpo adiposo infrapatelar e fixa o ligamento patelar, fixação distal do quadríceps femoral (DI DIO, 2002, MOREIRA *et al.*, 2004) (Figura 6). Sua superfície articular pode possuir até sete facetas, devido a sua excursão em vários ângulos em relação ao fêmur, que ocorre mais por arrasto do que por congruência articular (HEBERT, 2003).

No indivíduo vivo, quando na posição ereta, o ápice patelar é um pouco proximal à linha da articulação do joelho (DUTON, 2006).

A patela tem como principais funções o aumento da vantagem mecânica do músculo quadríceps e a proteção à articulação do joelho. O aumento da vantagem mecânica é conseguido aumentando o braço de momento que é a distância perpendicular entre a linha de ação do músculo e o centro da articulação. Assim, a linha de ação do músculo quadríceps fica mais longe, colocando a patela entre o tendão do quadríceps e o fêmur. Com isso, o braço de momento é aumentado, permitindo ao músculo ter maior força angular (DUTON, 2006) (Figura 7).



Fonte: Sobotta - Atlas Van de menselijke Anatomie, 2000.

Figura 7 – Vista lateral do joelho em flexão e extensão

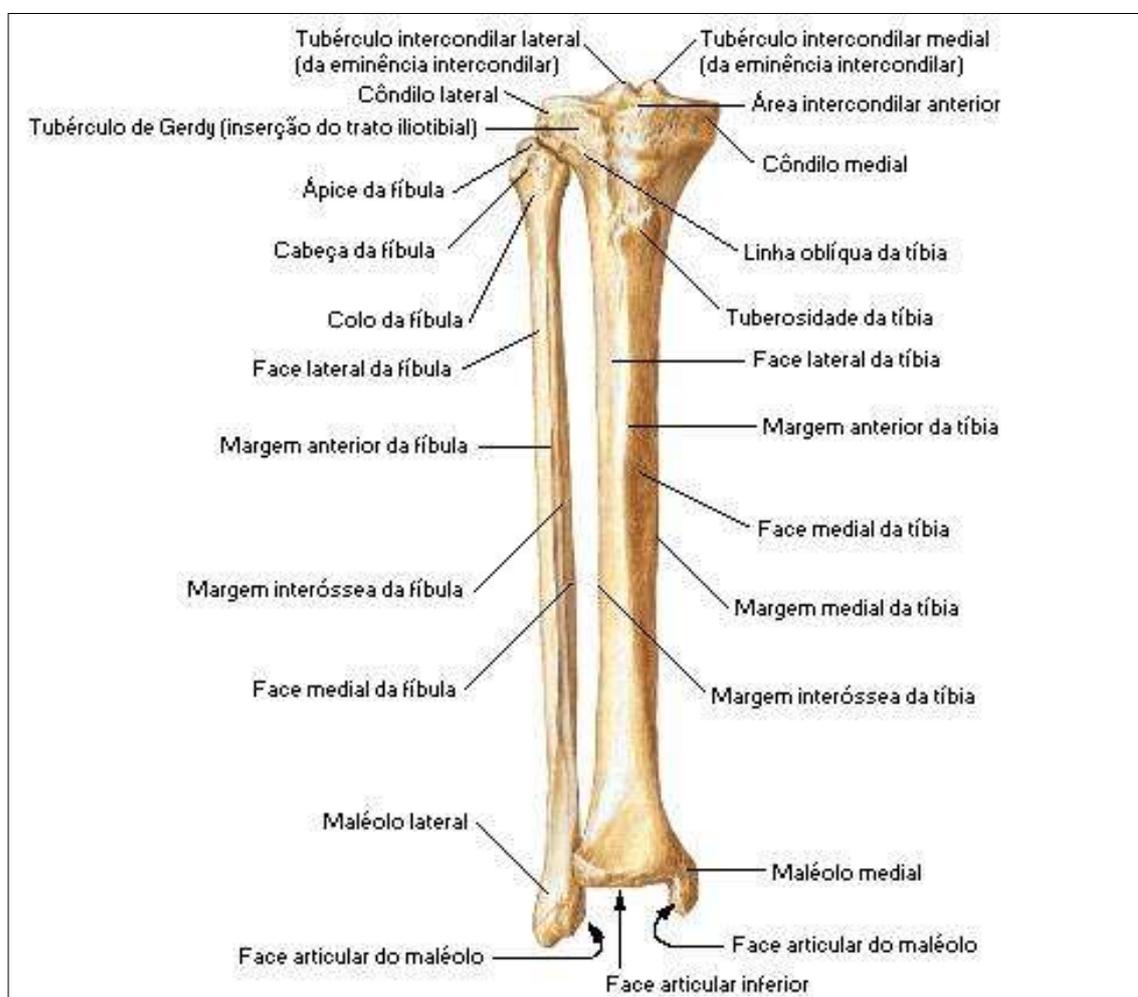
2.1.1.3 Tíbia

A tíbia é o osso medial da perna ou osso da canela (DI DIO, 2002). Depois do fêmur, é o mais pesado e mais longo osso do corpo (MOREIRA *et al.*, 2004). Mede cerca de 1/4 a 1/5 da estatura do indivíduo e na posição ereta transmite o peso, do fêmur para os ossos do tornozelo e pé (MOREIRA *et al.*, 2004).

Como qualquer osso longo, possui uma diáfise e duas epífises. Quando observada superiormente, a diáfise apresenta-se torcida, de modo que a epífise proximal se encontra rodada medialmente em relação à distal, formando com esta um ângulo de aproximadamente 15° a 20°, denominado ângulo de torção tibial (MOREIRA *et al.*, 2004) (Figuras 8 e 9).

A extremidade superior dilatada, plana e inclinada posteriormente, é representada pelos côndilos lateral e medial para articulação com os respectivos côndilos do fêmur. A face superior de cada côndilo é ampla, ovóide e lisa. Estas

faces são separadas pela área intercondilar anterior, eminência intercondilar e área intercondilar posterior (fossa). A eminência intercondilar divide-se em tubérculo intercondilar lateral e tubérculo intercondilar medial (DI DIO, 2002) (Figuras 8 e 9).



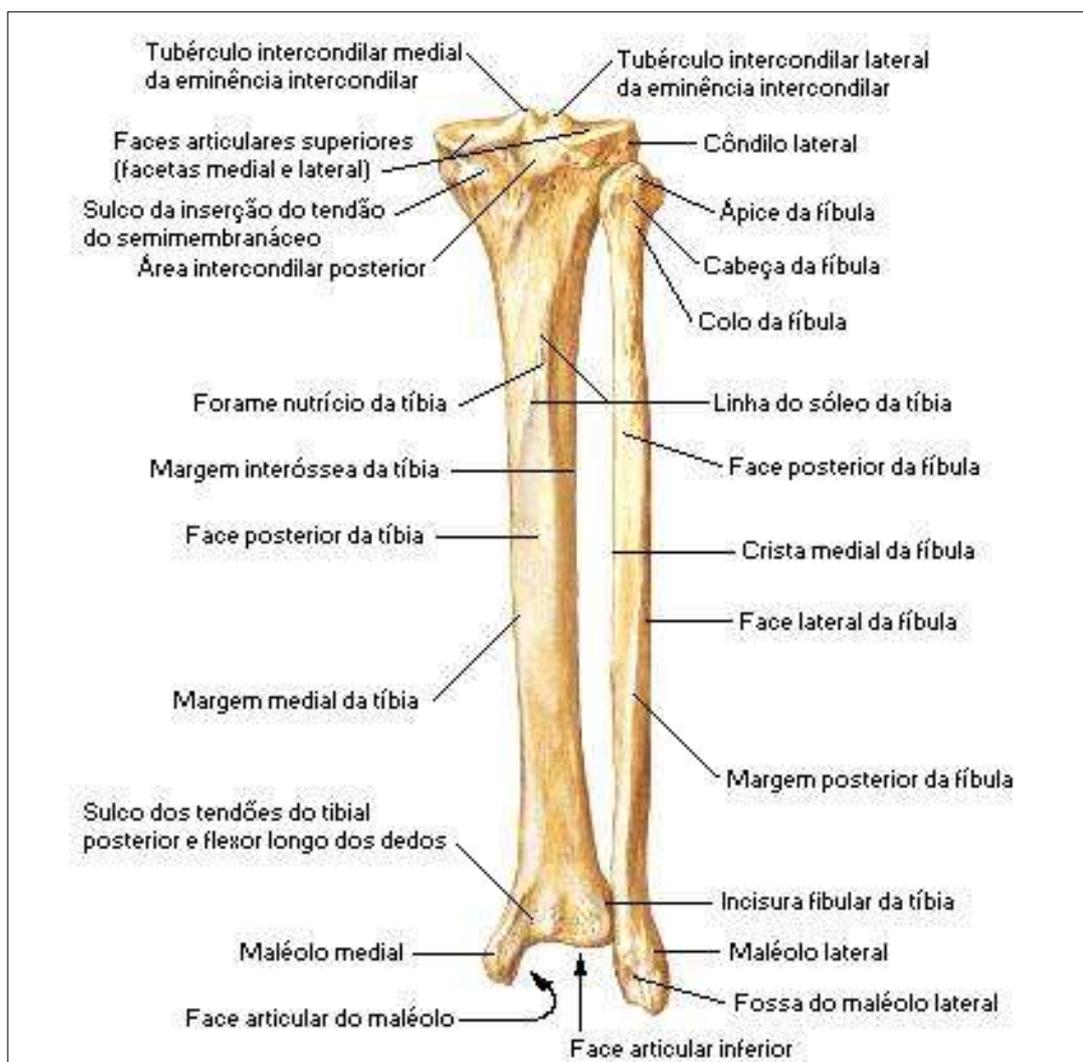
Fonte: NETTER - Atlas Interativo de Anatomia Humana, 1998.

Figura 8 – Vista anterior da tíbia e fíbula

Na área intercondilar fixam-se os ligamentos cruzados e os cornos dos meniscos lateral e medial (DI DIO, 2002) (Figuras 16 e 17).

O côndilo medial é maior, mas projeta-se menos. Inferior e posteriormente ao côndilo lateral encontra-se uma superfície articular para a fíbula denominada face articular fibular. A diáfise tem forma triangular e apresenta anteriormente uma proeminência bastante evidente, a tuberosidade da tíbia, que se continua

inferiormente em uma borda bem marcada, a margem anterior (MOREIRA *et al.*, 2004) (Figuras 8 e 9).



Fonte: NETTER - Atlas Interativo de Anatomia Humana, 1998.

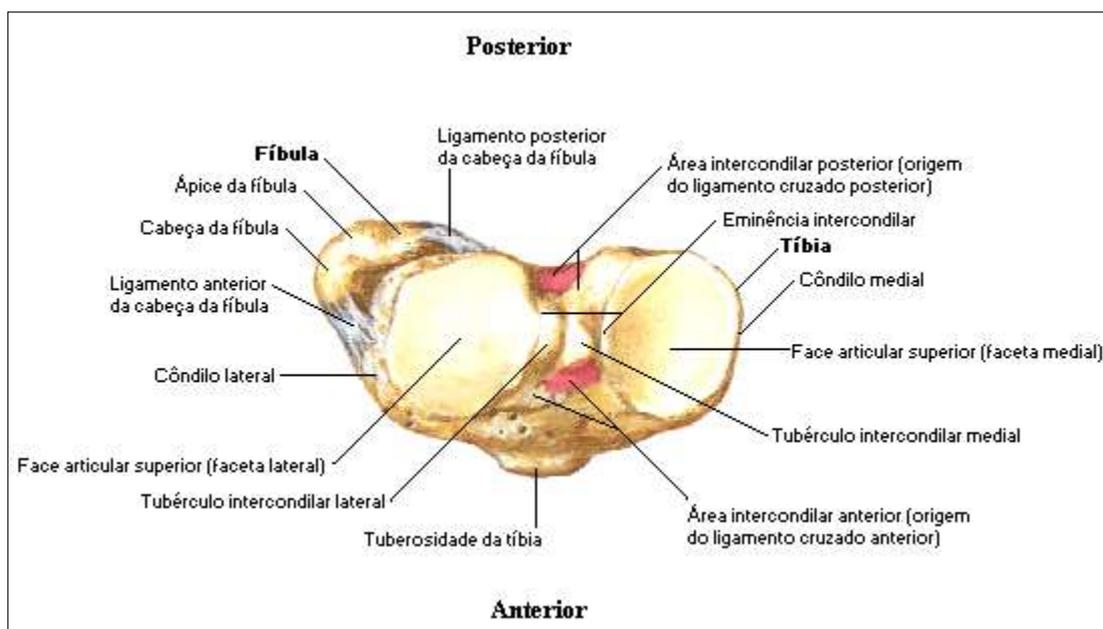
Figura 9 – Vista posterior da tíbia e fíbula

A epífise distal da tíbia é uma expansão quadrangular da diáfise triangular, com as faces anterior, posterior, medial e lateral. Apresenta o maléolo medial, que se projeta para baixo, e uma face articular inferior, para o tálus, que se continua na face medial do mesmo. Na face posterior do maléolo encontra-se o sulco maleolar, onde está alojado o tendão do músculo tibial posterior (DI DIO, 2002) (Figuras 8 e 9).

A face lateral da epífise distal da tíbia apresenta uma escavação triangular, forrada de cartilagem, denominada incisura fibular (DI DIO, 2002) (Figuras 8 e 9).

2.1.1.4 Fíbula

A fíbula apresenta aproximadamente o mesmo comprimento da tíbia e está localizada lateralmente e um pouco posterior à mesma (MOREIRA *et al.*, 2004) (Figuras 4 e 5).

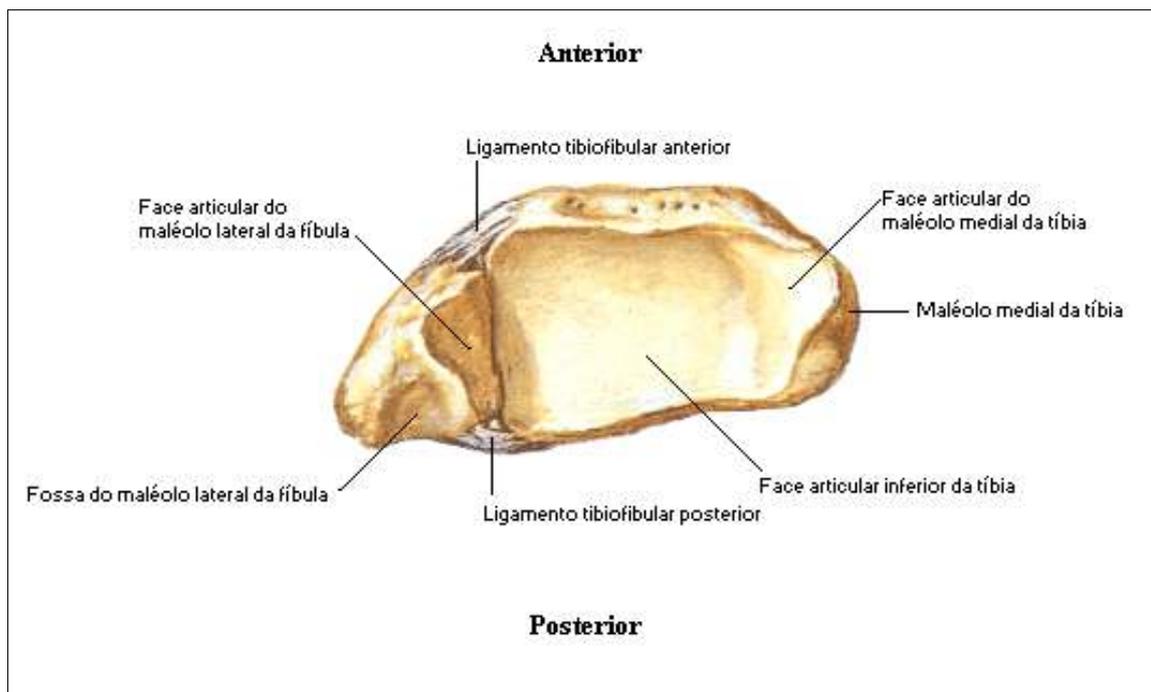


Fonte: NETTER - Atlas Interativo de Anatomia Humana, 1998.

Figura 10 - Vista superior da tíbia e fíbula

A epífise proximal é representada pela cabeça da fíbula com sua face articular dirigida medialmente e uma pequena protuberância, o ápice da cabeça da fíbula (MOREIRA *et al.*, 2004) (Figuras 8 e 9). O nervo fibular passa para frente e lateralmente ao colo da fíbula (DI DIO, 2002).

Apesar de ter comprimento semelhante à tíbia, sua epífise proximal não se estende superiormente até o fêmur e, portanto não têm relação direta com a articulação do joelho. Articula-se apenas com a tíbia e com o tarso em sua epífise distal (DI DIO, 2002) (Figuras 8 e 9).



Fonte: NETTER - Atlas Interativo de Anatomia Humana, 1998.

Figura 11 – Vista inferior da tíbia e fíbula

A extremidade distal é representada pelo maléolo lateral, que desce 1cm mais do que o maléolo medial. A face articular do maléolo lateral para o tálus é medial e triangular. Posteriormente à face articular, encontra-se a fossa do maléolo lateral para a fixação de ligamentos que unem a fíbula à tíbia (DI DIO, 2002) (Figuras 8, 9 e 11).

A face posterior apresenta o sulco maleolar para o tendão do músculo fibular curto (DI DIO, 2002) (Figura 9).

O corpo da fíbula possui faces medial, lateral e posterior e margens anterior, posterior e interóssea (Figura 12).

Na face posterior há uma longa crista medial que separa a origem do músculo tibial posterior daquela do músculo flexor longo do hálux (DI DIO, 2002) (Figura 9).



Fonte: Sobotta - Atlas Van de menselijke Anatomie, 2000.

Figuras 12 - Vistas medial e lateral da fíbula

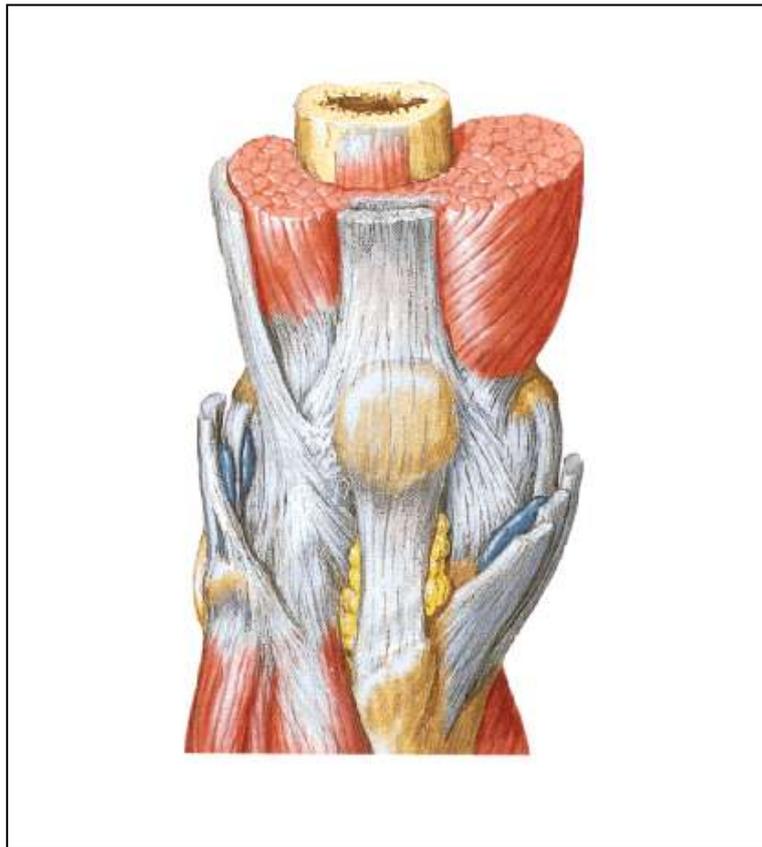
2.1.2 Estrutura Articular

2.1.2.1 Articulação tibiofemoral

A articulação tibiofemoral era classificada como sinovial do tipo gínglimo ou dobradiça porque seus movimentos são restritos, em sua maior parte, à flexão e extensão pelos ligamentos circundantes. Entretanto, possui a estrutura de uma articulação condilar, com os côndilos do fêmur articulando-se com os côndilos levemente côncavos da tíbia, e possibilitando movimentos funcionais de rotação interna e externa quando o joelho está fletido (MOREIRA *et al.*, 2004).

As superfícies articulares condilares são cobertas por cartilagem hialina – cartilagem articular, que é bastante espessa para resistir às forças extremas durante a descarga de peso (GOULD, 1993).

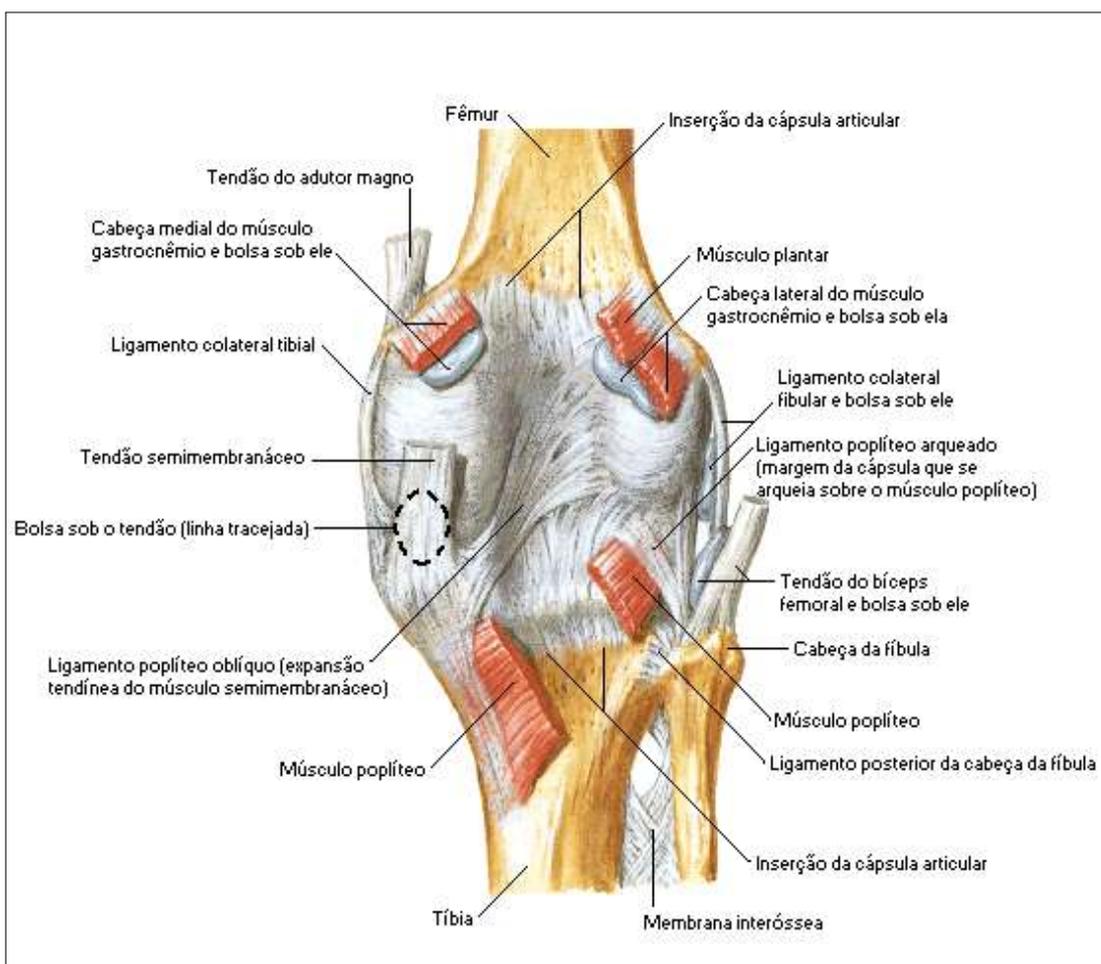
LIPPERT (2003) afirma que o joelho é a maior articulação do corpo humano, sendo suportada e mantida totalmente por músculos e ligamentos, sem nenhuma estabilidade óssea e, portanto, exposta a esforços e estresses severos.



Fonte: NETTER - Atlas Interativo de Anatomia Humana, 1998.

Figura 13 - Vista anterior da articulação do joelho em extensão

A articulação é completamente envolvida por uma cápsula articular que contorna a epífises distal do fêmur e proximal da tíbia, mantendo-as em contato e formando as paredes não-ósseas da articulação (KAPANDJI, 2000). Anteriormente, a fixação femoral é deficiente, onde se funde aos tendões do quadríceps, bem como à fixação tibial na região da tuberosidade da tíbia, onde dá fixação ao ligamento patelar (PALASTANGA, 2000). Posteriormente, a cápsula é reforçada pelos ligamentos poplíteos oblíquo e arqueado. O primeiro é uma larga faixa achatada que está fixada proximalmente à superfície posterior do fêmur logo acima da superfície articular do côndilo lateral. Daqui estende-se para baixo e medialmente para se fixar na superfície posterior da cabeça da tíbia. O ligamento poplíteo arqueado passa da superfície posterior do côndilo lateral do fêmur para o ápice da cabeça da fíbula (MOREIRA *et al.*, 2004) (Figura 14).



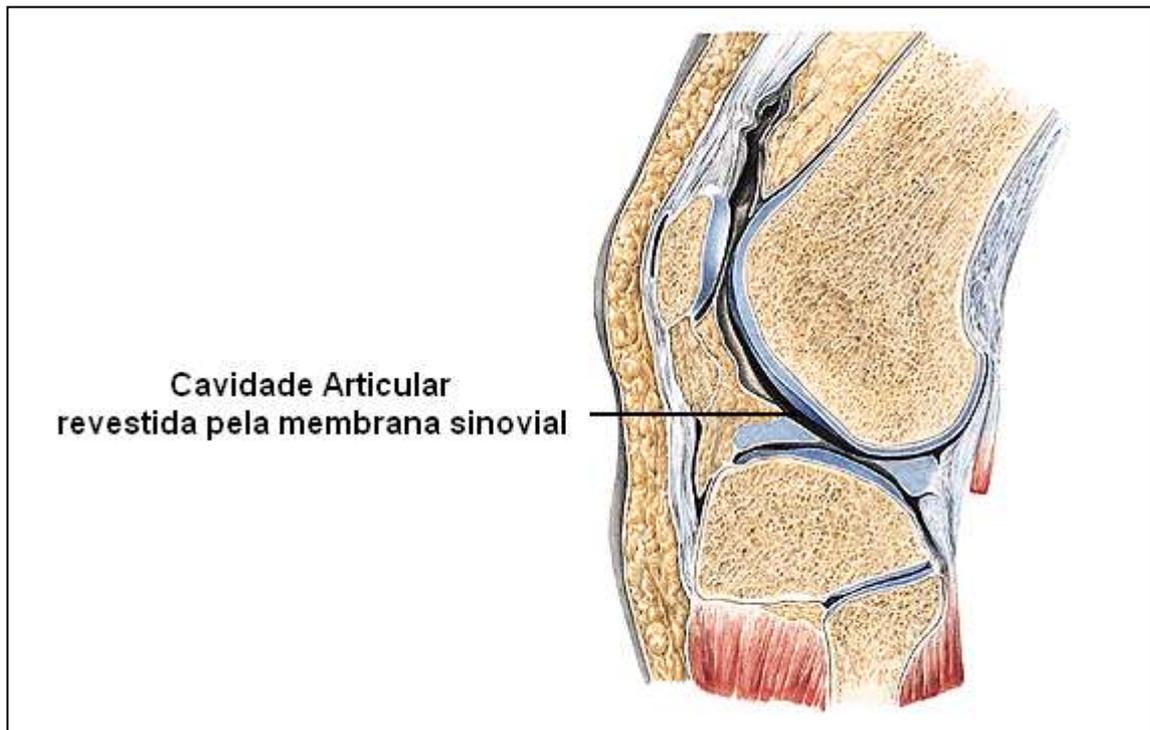
Fonte: NETTER - Atlas Interativo de Anatomia Humana, 1998.

Figura 14 - Vista posterior da articulação do joelho

A cápsula posterior fica frouxa em flexão, mas fica tensa durante a extensão, tornando-se um importante estabilizador da articulação (GOULD, 1993).

A membrana sinovial reveste e alinha a porção interior da cápsula, excluindo os ligamentos da porção interior do joelho, que se tornam extra-sinoviais, apesar de serem intra-articulares (DUTTON, 2006) (Figura 15).

A articulação é reforçada anteriormente pelo ligamento da patela, que se estende desde o ápice patelar até a tuberosidade da tíbia. Trata-se da continuação do tendão central do músculo quadríceps femoral (DUTTON, 2006) (Figuras 7 e 13).



Fonte: Sobotta - Atlas Van de menselijke Anatomie, 2000.

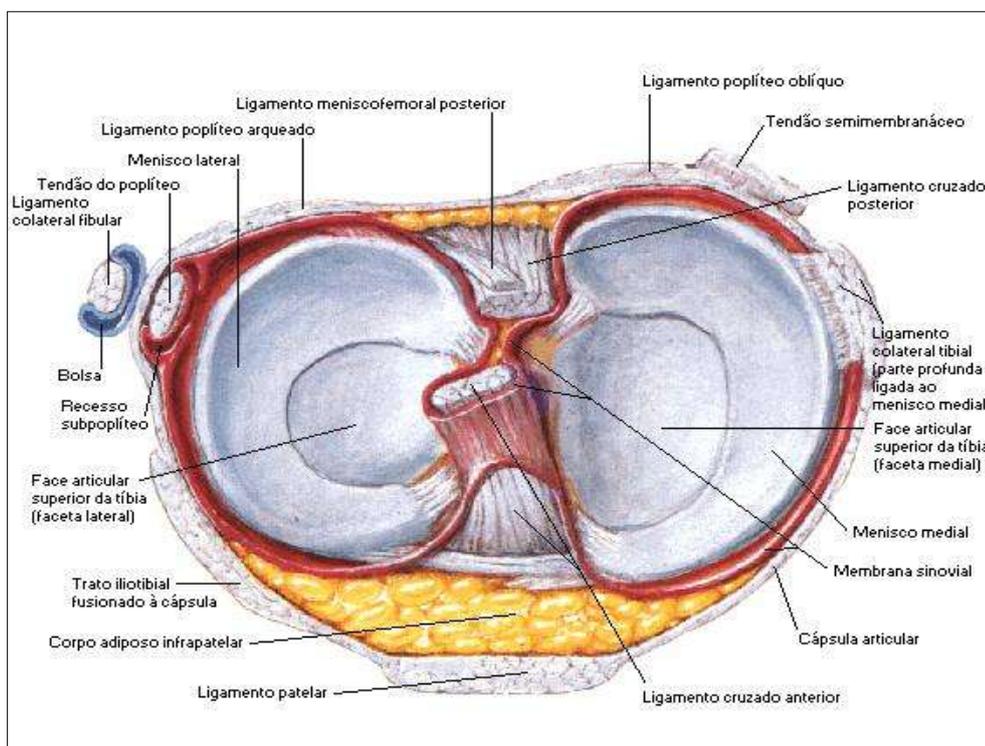
Figura 15 – Secção sagital demonstrando a disposição da membrana sinovial

As superfícies superiores e achatadas dos côndilos da tíbia, que são as maiores superfícies que sustentam peso no corpo, são aprofundadas por cartilagens em forma decrescente chamadas meniscos medial e lateral (MOREIRA *et al.*, 2004) (Figura 16).

Os meniscos, além de auxiliar a sustentação de peso na articulação, contribuem para a lubrificação e participam do mecanismo de travamento do joelho. Quanto à primeira função, são responsáveis por 50% a 60% do amortecimento de cargas compressivas sobre o joelho. Em 90° de flexão, esse valor sobe para 85% (PLACZEK, 2004).

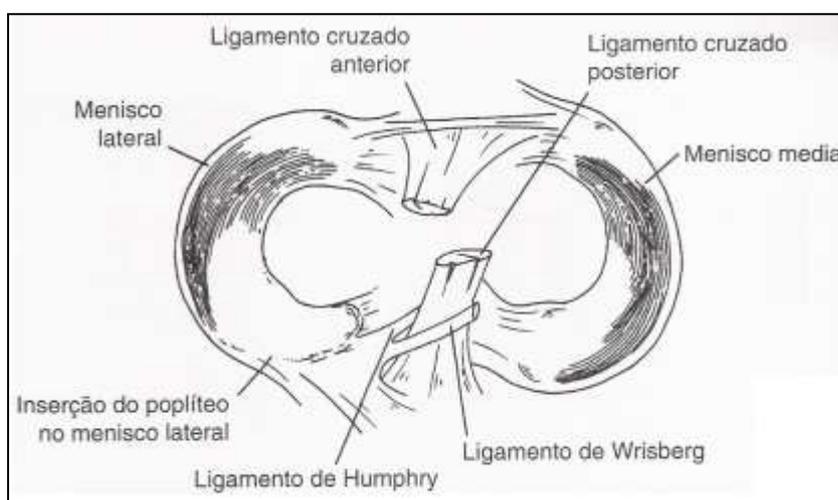
As diferenças anatômicas e algumas diferenças funcionais dos dois meniscos podem ser imediatamente identificadas. Embora as duas estruturas tenham a forma de meia-lua quando observadas de cima, o menisco medial possui formato em “C” e o lateral em “O” (HEBERT, 2003). Os dois cornos anteriores estão firmemente fixados à região não-articular da tíbia, ao lado da inserção do ligamento cruzado anterior. Os cornos posteriores também estão fixados à região intercondilar da tíbia, mas lateralmente há fixações adicionais, visto que o menisco lateral esta

preso ao côndilo medial do fêmur em frente e por trás do ligamento cruzado posterior pelos ligamentos meniscofemorais anterior (de Humphry) e posterior (Wrisberg). Uma faixa fibrosa semelhante pode ligar o menisco medial ao ligamento cruzado posterior (MACNICOL, 2002) (Figuras 16 e 17).



Fonte: NETTER - Atlas Interativo de Anatomia Humana, 1998.

Figura 16 – Vista superior da superfície articular tibial com os meniscos

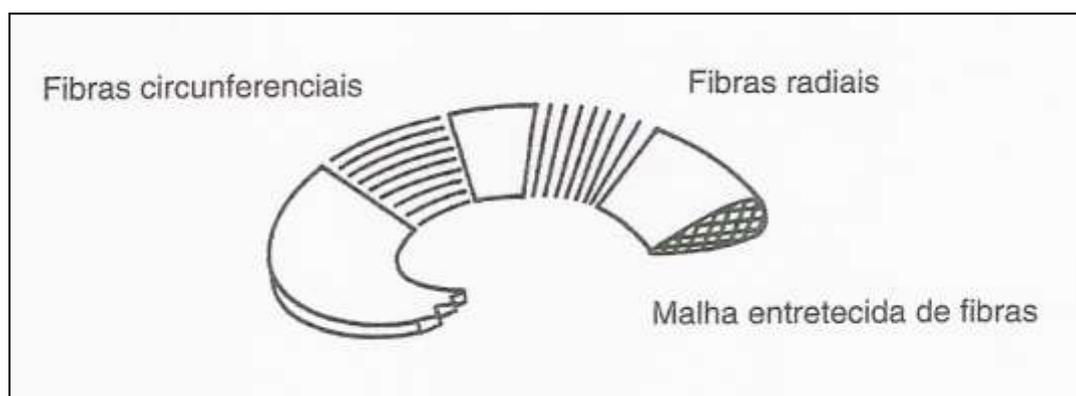


Fonte: MACNICOL, 2002.

Figura 17 – Estruturas fixadas à superfície superior da tibia

Em secção transversal, os meniscos são triangulares e, visualizados por trás, o menisco medial é mais estreito na frente e mais largo posteriormente. O menisco lateral é mais amplo anteriormente que o menisco medial e sua largura é mais uniforme, possuindo uma margem externa mais espessa. As inserções periféricas diferem porque o menisco medial está intimamente ligado à cápsula e ao ligamento colateral medial, enquanto o menisco lateral está separado da cápsula posteriormente pelo ligamento colateral lateral e pelo tendão do músculo poplíteo. Assim, a metade posterior do menisco lateral está relativamente livre e pode ser arrastada para trás pelo músculo poplíteo durante a rotação interna da tíbia com relação ao fêmur (HEBERT, 2003).

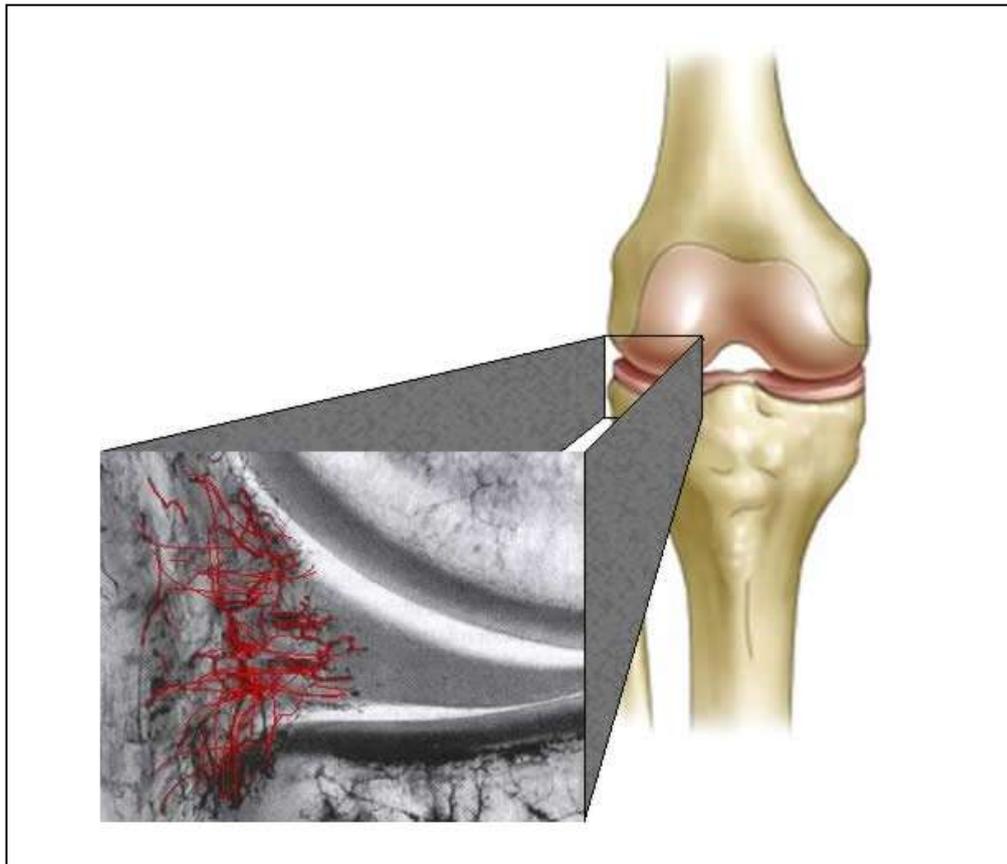
Conforme HEBERT (2003), os meniscos são predominantemente colágenos, com pequena quantidade de tecido elástico entremeado com tecido conjuntivo. Portanto, podemos incluir os meniscos como parte da estrutura ligamentar do joelho, tanto lateralmente como medialmente. As fibras avançam circunferencialmente, resistindo às forças explosivas da sustentação do peso e sendo cruzadas, particularmente na parte central dos meniscos por fibras radiais (Figura 18).



Fonte: MACNICOL, 2002.

Figura 18 – Disposição histológica das fibras colágenas no menisco

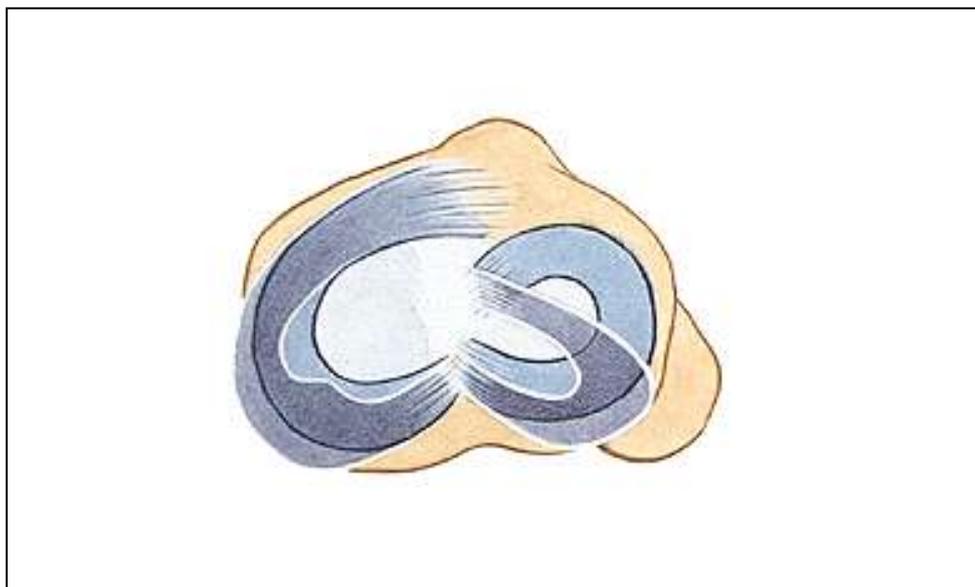
Nervos e vasos penetram apenas no terço externo e nos cornos; o restante depende do líquido sinovial e de sua difusão para ser nutrido. Algumas fibras colágenas que acompanham os vasos sanguíneos na periferia avançam radialmente através das fibras circunferenciais, indo formar a margem interna do menisco (GARDNER, 1971) (Figura 19).



Fonte: <http://www.cto.med.br>

Figura 19 – Disposição vascular na periferia meniscal

Da flexão para extensão do joelho, os meniscos movem-se posteriormente, com o lateral recuando duas vezes mais que o medial - aproximadamente 12mm e 6mm, respectivamente. Durante esse movimento, o menisco lateral sofre maior deformação do que o medial, principalmente porque os seus cornos anteriores e posteriores estão mais próximos um do outro. Somente um elemento passivo está envolvido no movimento dos meniscos: os côndilos femorais, que inclusive empurram-nos anteriormente durante a extensão. Ativamente, na extensão do joelho, ambos os meniscos são puxados para frente pelas fibras meniscopatelares, que são esticadas puxando o ligamento transverso para frente. Durante a flexão, o menisco lateral é tracionado posteriormente pela sua fixação ao músculo poplíteo, bem como o menisco medial, devido a sua fixação no músculo semimembranoso (PALASTANGA, 2000) (Figura 20).



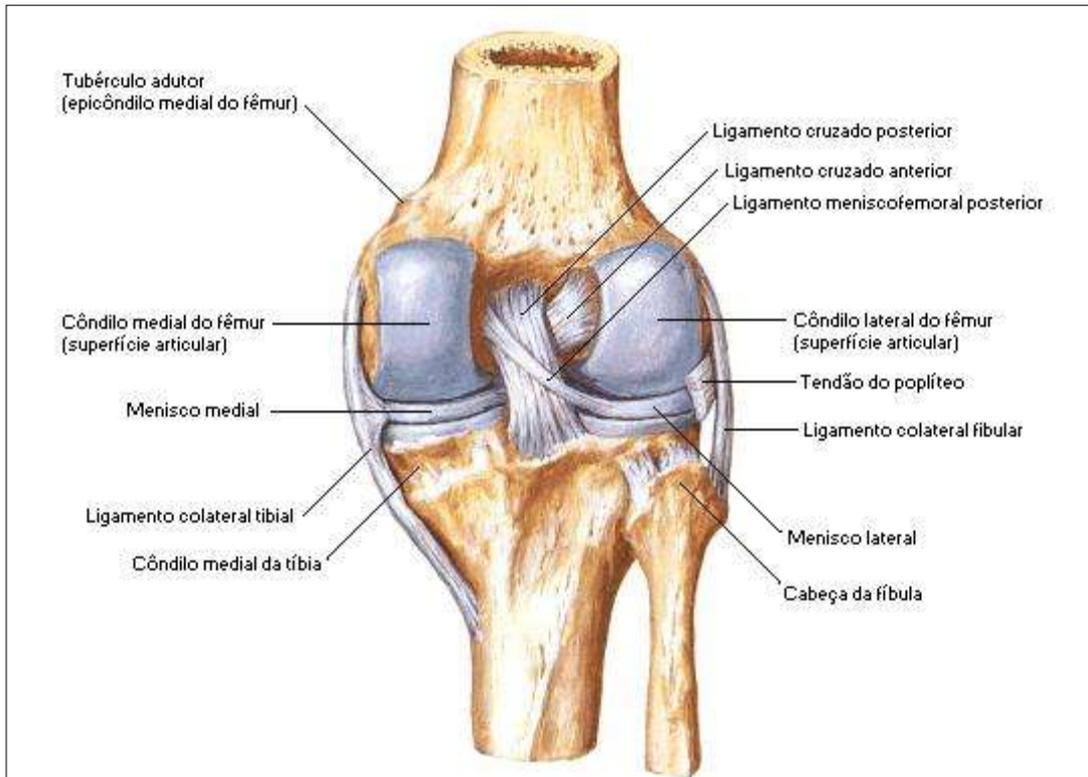
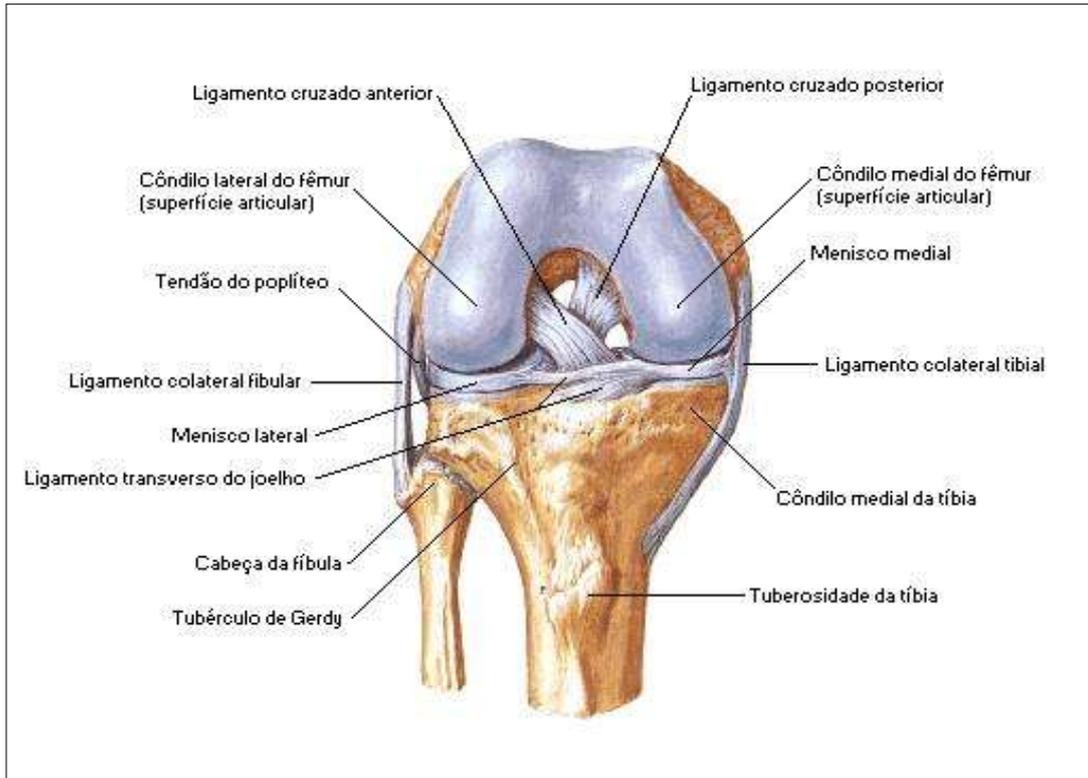
Fonte: Sobotta - Atlas Van de menselijke Anatomie, 2000.

Figura 20 – Movimentos dos meniscos

Estabilidade articular adicional é proporcionada pela presença na cavidade articular dos ligamentos cruzados anterior e posterior, que se estendem diagonalmente da superfície superior da tíbia à extremidade distal do fêmur, entre os côndilos. São chamados cruzados porque seus trajetos cruzam um com o outro. Eles possuem suas próprias bainhas sinoviais, separando-as da cápsula da articulação do joelho (GRAY, 1988) (Figuras 21 e 22).

Segundo PALASTANGA (2000), os ligamentos cruzados são compostos principalmente por fibras colágenas, com uma pequena proporção de fibras elásticas (10%), desse modo dando aos ligamentos uma alta resistência à tração.

Existem mecanorreceptores situados próximos às fixações femorais dos ligamentos, localizados em torno da periferia onde ocorre a flexão máxima e seguindo paralelos ao seu eixo longitudinal. São responsáveis por transmitir informações a respeito da aceleração angular e podem estar envolvidos em reflexos para proteger o joelho de lesão potencial. Esse suprimento nervoso entra e sai através da fixação femoral de cada ligamento. Trata-se de um dos mais importantes mecanismos de propriocepção do joelho (MACNICOL, 2002).



Fonte: NETTER - Atlas Interativo de Anatomia Humana, 1998.

Figuras 21 e 22 – Vistas anterior e posterior do joelho (flexão e extensão)

O LCA pode ser dividido anatomicamente em duas distintas bandas ou feixes (DUTTON, 2006):

- Banda/feixe ântero-medial: com menor tamanho, torna-se mais tenso durante a flexão e relaxado durante a extensão;
- Banda/feixe póstero-lateral: mais calibroso, torna-se mais tenso durante a extensão e relaxado durante a flexão.

Na verdade as bandas são contínuas, mas esse arranjo tridimensional permite que diferentes partes estejam tensas nos diversos graus de movimento do joelho, fazendo, com isso, que o ligamento seja funcional em toda a flexo-extensão da articulação. Há autores considerando a presença de terceira banda, situada em posição intermediária (FINEBERG, 2000).

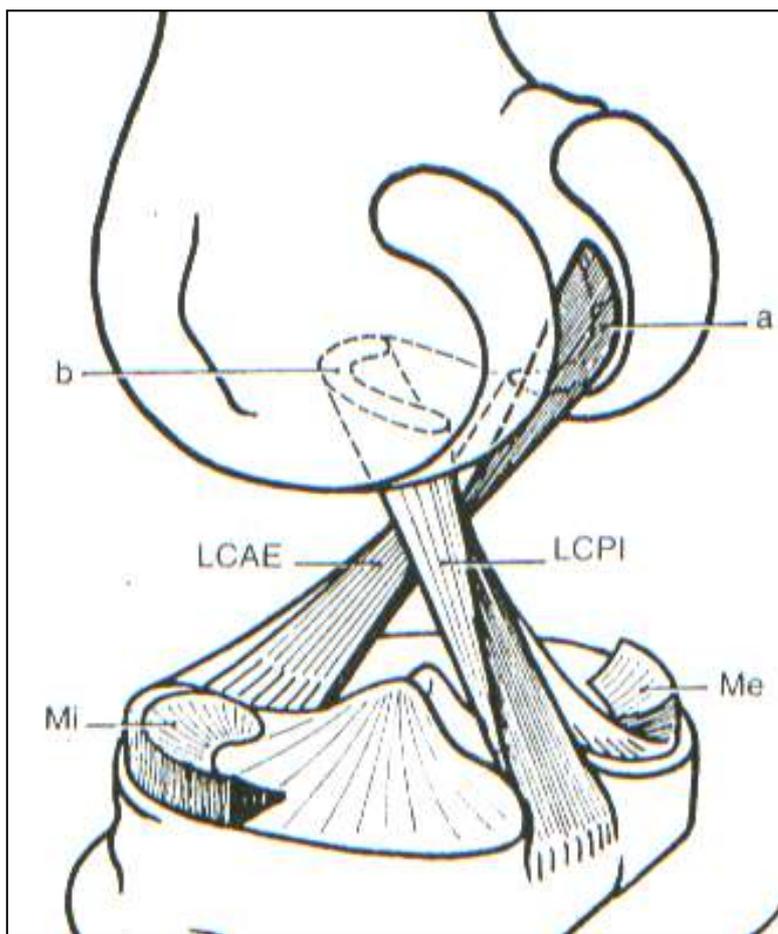


Fonte: NETTER - Atlas Interativo de Anatomia Humana, 1998.

Figura 23 – Vista anterior do joelho demonstrando o duplo feixe do LCA

O comprimento do LCA é de 31/38mm, com espessura de 5/11mm. Entretanto, vale ressaltar que essas medições são muito dificultadas pelo trajeto e pela orientação das fibras do ligamento que, em diferentes posições, podem apresentar diversos comprimentos (FINEBERG, 2000).

O ligamento está fixado proximalmente no fêmur, posteriormente à superfície medial do côndilo lateral, e distalmente na tíbia, ântero-lateral ao tubérculo intercondilar medial (Figuras). GOULD (1993) afirma que o LCA repousa mais anteriormente na cavidade intercondilar, originando a depressão anterior à eminência intercondilar medial. Desde essa origem, ele se dirige em uma direção superior, oblíqua e posterior para se inserir no côndilo femoral lateral em um padrão semicircular, dando-lhe uma configuração retorcida. A fixação tibial é mais firme que a femoral por ocupar uma área mais ampla e deprimida (CAMPBELL, 1996) (Figuras 24 e 25).



LCAE: Ligamento cruzado anterior externo

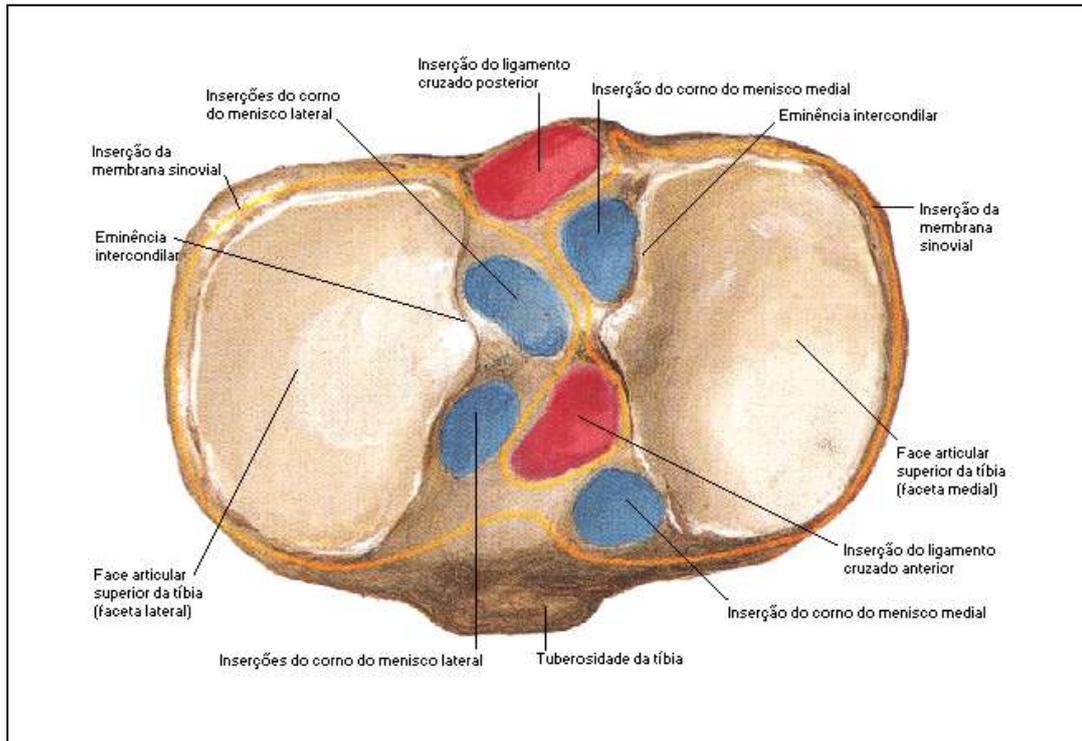
LCPI: Ligamento cruzado posterior interno

Me: Menisco externo

Mi: Menisco interno

Fonte: CAMPBELL, 1996.

Figura 24 – Fixações dos ligamentos cruzados anterior e posterior



Fonte: NETTER - Atlas Interativo de Anatomia Humana, 1998.

Figura 25 – Fixações dos ligamentos cruzados e dos meniscos

Em relação às propriedades biomecânicas do LCA, sabe-se que a carga máxima suportada por um ligamento normal de um indivíduo adulto jovem é de $1724 \pm 269\text{N}$ (NOYES *et al.*, 1984).

O ligamento cruzado posterior (LCP) localiza-se posteriormente à inserção dos cornos posteriores dos meniscos na fossa intercondilar posterior da tíbia. Desse ponto, estende-se oblíqua, medial, anterior e superiormente para inserir-se na superfície lateral do côndilo femoral medial (Figuras 24 e 25).

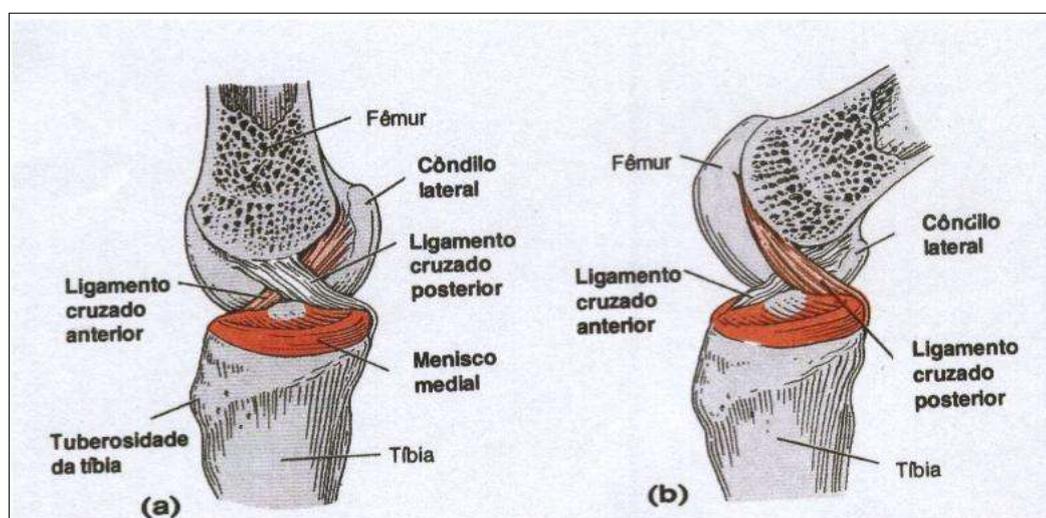
As informações sobre a função biomecânica do LCP são insuficientes se comparadas com aquelas do LCA. É sabido que o LCP é 50% mais espesso e possui duas vezes a força tênsil do LCA. Como esse, o LCP consiste de dois feixes: ântero-lateral e pósteromedial. O primeiro permanece tenso em flexão, enquanto o segundo o faz em extensão (DUTTON, 2006).

O LCA é a principal contenção contra a translação anterior da tíbia em relação ao fêmur. FRANK (1987) relatou que o LCA fornece 85% da força de contenção ligamentar contra o deslocamento anterior na flexão de 30° e de 90° .

Além disso, desempenha outras funções como o controle dos estresse em varo, valgo e hiperextensão, agindo como um guia durante a flexão-extensão tibiofemoral. Devido a sua localização intercondilar, se houver um estresse em valgo no joelho flexionado, o LCA se torna uma contenção contra a rotação externa da tibia. Também auxilia a controlar a rotação externa da tibia.

O LCP tem a função de limitar a translação posterior da tibia sobre o fêmur e ajuda a controlar os estresses em valgo, varo e hiperextensão. Seu papel no controle das forças de rotação parece ser mínimo (DUTTON, 2006).

Quando o joelho está em extensão, o ligamento cruzado anterior é esticado, assim prevenindo a hiperextensão da articulação. Quando o joelho está flexionado, o ligamento cruzado posterior torna-se esticado, prevenindo a tibia de deslizar posteriormente (MOREIRA *et al.*, 2004) (Figura 26).

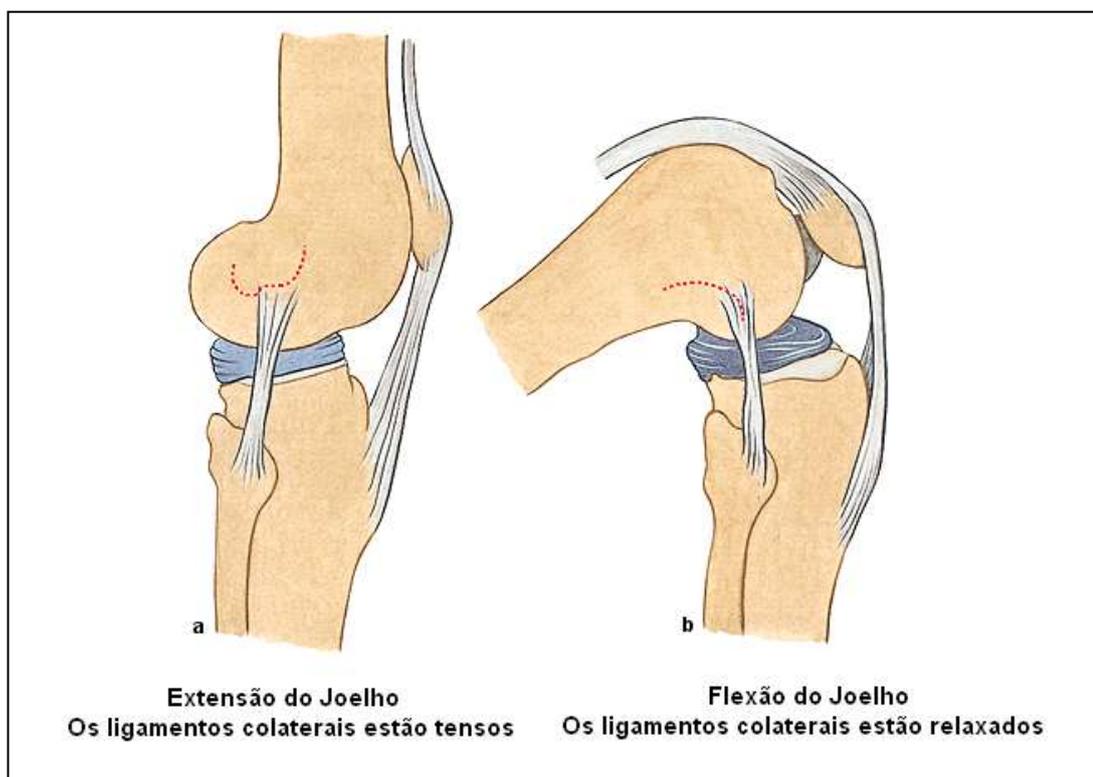


Fonte: SPENCE, 1991.

Figura 26 - Estrutura e função dos ligamentos cruzados anterior e posterior

Em ambos os lados do joelho encontram-se ligamentos colaterais. Fixado ao côndilo medial do fêmur e à tibia, encontra-se o ligamento colateral medial (LCM), que possui fibras fixadas ao menisco medial, contribuindo assim para o cisalhamento do menisco em caso de estresse excessivo nesse ligamento. Fixados ao côndilo lateral do fêmur e à cabeça da fíbula, encontra-se o ligamento colateral lateral (LCL), que protege a articulação de estresse de medial para lateral. Os

ligamentos colaterais encontram-se tensionados na extensão e relaxados na flexão do joelho (Figura 27).



Fonte: Sobotta - Atlas Van de menselijke Anatomie, 2000.

Figura 27 - Estrutura e função dos ligamentos colaterais medial e lateral

2.1.2.2 Articulação patelofemoral

A articulação patelofemoral é formada pela face anterior do fêmur (sulco troclear) e pelas faces articulares da patela. A superfície da patela é coberta por cartilagem articular, que reduz o atrito entre a patela e o fêmur (SMITH *et al.*, 1997). A articulação desempenha o papel de aumentar o ângulo de tração do tendão do quadríceps femoral sobre a tíbia, elevando dessa forma em até 50% a vantagem mecânica do músculo quadríceps no sentido de produzir a extensão do joelho. Ela também centraliza a tensão divergente exercida pelo quadríceps sobre o ligamento patelar e ajuda a proteger o tendão quadricipital do atrito contra ossos adjacentes (HALL, 2005) (Figura 7).

As relações estáticas e dinâmicas da tíbia e do fêmur subjacente determinam o padrão do trajeto patelar. Para ajudar no controle das forças em torno

da articulação patelofemoral, existe uma série de restrições estáticas e dinâmicas (DUTTON, 2006).

As restrições estáticas incluem (DUTTON, 2006):

- Retináculo medial: embora não tão significativo quanto sua parte contralateral, o retináculo medial é a restrição estática primária ao deslocamento patelar lateral a 20° de flexão do joelho, contribuindo com 60% da força de restrição total.

- Configuração óssea da tróclea: a articulação patelofemoral é intrinsecamente instável, pois o tubérculo tibial situa-se lateral do eixo longo do fêmur e do músculo quadríceps e a patela está, portanto, sujeita à força lateralmente direcionada. Se ela falha ao engatar-se com segurança no sulco patelar no início da flexão, desliza lateralmente e, à medida que a flexão prossegue, pode deslocar-se por completo ou deslizar de volta medialmente para sua posição correta.

As restrições dinâmicas primárias ao movimento patelar são as porções do músculos quadríceps, em particular o vasto medial oblíquo. A atividade deste aumenta à proporção que o torque à volta do joelho aumenta e fornece a única estabilidade medial dinâmica para a patela. Contudo, o vetor muscular do vasto medial oblíquo é mais vertical do que o normal quando o desalinhamento patelar está presente, tornando-se menos efetivo como estabilizador dinâmico. A sincronização das contrações do vasto medial oblíquo relativas àquelas dos outros músculos, em especial o vasto lateral, parece também essencial e foi considerada anormal com o desalinhamento patelar (BROWNSTEIN, 1985).

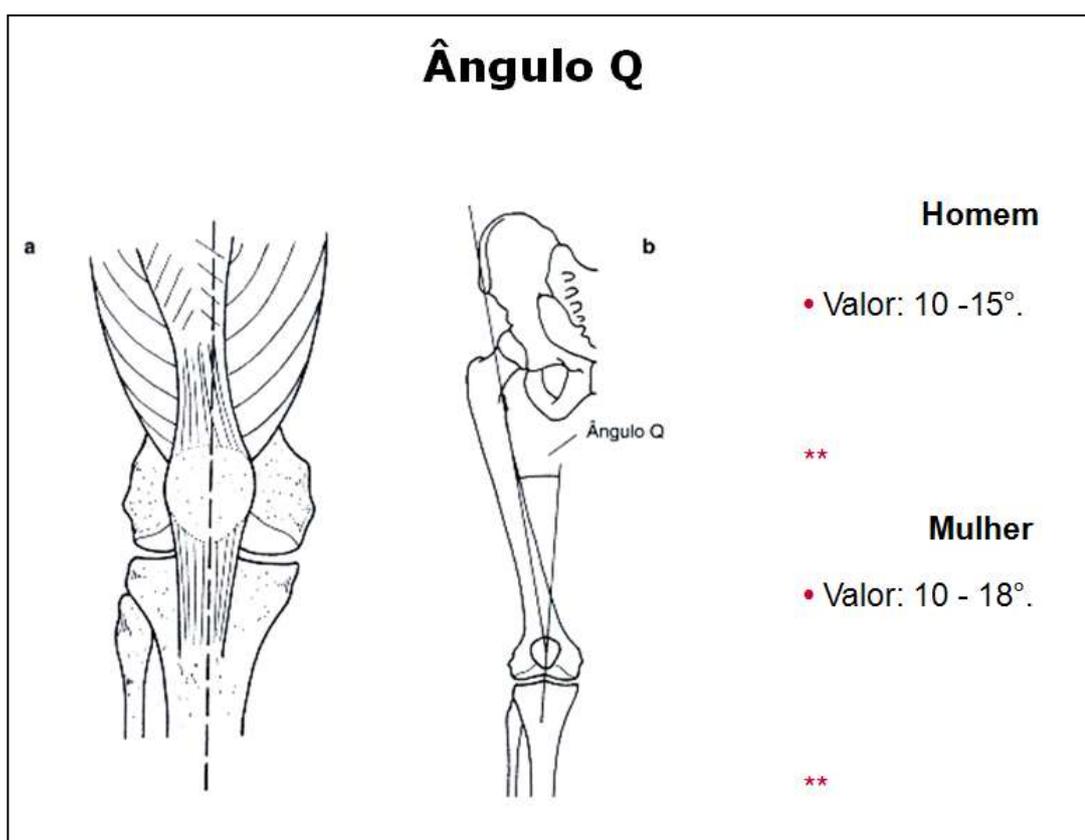
2.1.2.3 Ângulo do Quadríceps

O ângulo do quadríceps (ângulo Q) pode ser descrito como aquele formado pela bissecção de duas linhas: uma desenhada da espinha ilíaca ântero-superior (EIAS) para o centro da patela, e a outra desenhada do centro da patela para a tuberosidade da tíbia. O ângulo é uma medida da tendência da patela para mover-se lateralmente quando os músculos do quadríceps estão contraídos (DUTTON, 2006).

O ângulo Q foi originalmente descrito por BRATTSTRÖM (1964), embora muitos autores já tivessem referido a importância do joelho valgo e sua relação com a instabilidade patelofemoral. Ele afirmou que o ângulo Q era formado pelo vetor

resultante da força do quadríceps e do tendão patelar com o joelho em uma posição “estendida não-girada”.

Diversos valores normais para esse ângulo foram reportados na literatura. As amplitudes mais citadas são 8° a 14° para homens e de 15° a 17° para mulheres. É possível que a discrepância entre os sexos resulte da pelve mais ampla da mulher, embora isso ainda deva ser provado. Ângulos de mais de 20° são considerados anormais e são indicativos do deslocamento potencial da patela (INSALL, 1976).



Fonte: Adaptado de DUTTON (2006).

Figura 28 – Diferenças sexuais do ângulo do quadríceps

O ângulo Q pode variar de modo significativo com o grau da pronação e supinação do pé e quando comparado com as medidas feitas na posição supina. O que confunde esta medida é que o ângulo é aumentado em pacientes com tuberosidade tibial lateralizada, mas pode ser falsamente normal quando a patela está com deslocamento lateral (WOODLAND, 1992).

2.1.3 Músculos que Atuam na Articulação do Joelho

2.1.3.1 Quadríceps

Os ventres do quadríceps agem para estender o joelho quando o pé está fora do chão, embora mais comumente trabalhem como desaceleradores, impedindo que o joelho flexione quando o pé toca o chão. Os quatro músculos que compõem o quadríceps são o reto femoral, o vasto intermédio, o vasto lateral e o vasto medial. O tendão do quadríceps representa a convergência de todas as quatro unidades dos músculos e insere-se na região anterior da base da patela (DUTTON, 2006).

- **Músculo Reto Femoral** (MOREIRA *et al.*, 2004) (Figura 29).

Origem: espinha íliaca ântero-inferior.

Inserção: borda proximal da patela e, através do ligamento patelar, na tuberosidade da tíbia.

Ação: flexão do quadril e extensão do joelho.

Inervação: nervo femoral.

Segmentação: L2-L4.

- **Músculo Vasto Lateral** (MOREIRA *et al.*, 2004) (Figura 30).

Origem: linha áspera.

Inserção: borda proximal da patela e, através do ligamento patelar, na tuberosidade da tíbia.

Ação: extensão do joelho.

Inervação: nervo femoral.

Segmentação: L2-L4.

O vasto lateral longo origina-se da região lateral do fêmur superior e insere-se anteriormente no tendão do quadríceps, conferindo-lhe uma linha de ação de cerca de 15° a 17° do eixo longo do fêmur no plano frontal.



Fonte: ADAM Interactive Anatomy, 1997.

Figura 29 – Músculo reto femoral



Fonte: ADAM Interactive Anatomy, 1997.

Figura 30 – Músculo vasto lateral

- **Músculo Vasto Medial** (MOREIRA *et al.*, 2004) (Figura 31).

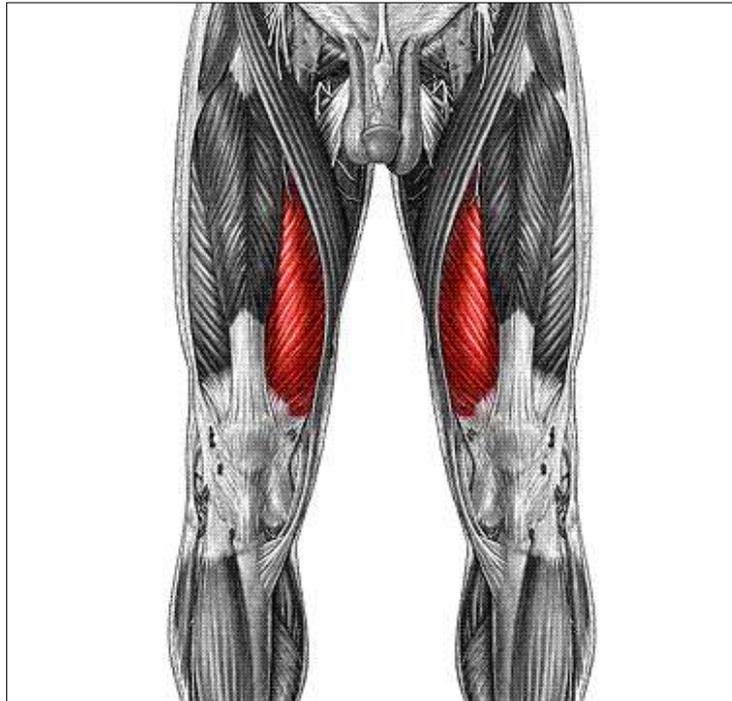
Origem: linha áspera.

Inserção: borda proximal da patela e, através do ligamento patelar, na tuberosidade da tíbia.

Ação: extensão do joelho.

Inervação: nervo femoral.

Segmentação: L2-L4.



Fonte: ADAM Interactive Anatomy, 1997.

Figura 31 – **Músculo vasto medial**

O vasto medial é composto de duas partes funcionais anatomicamente distintas: o vasto medial oblíquo (VMO) e o vasto medial próprio, ou longo (VML). O primeiro surge do tendão do músculo adutor magno e, normalmente, seu local de inserção é a borda medial da patela, em torno de um terço à metade do caminho para o pólo proximal. Se permanecer junto ao pólo proximal da patela e não a atingir, existe um potencial aumentado para o alinhamento perfeito. O vetor do VMO é medialmente direcionado, formando um ângulo de 50° a 55° com o eixo mecânico da perna. É menos ativo na posição totalmente estendida e desempenha um

pequeno papel na extensão do joelho, atuando no realinhamento da patela medialmente durante a manobra de extensão. Ele é ativo nessa função durante toda a amplitude da extensão. O VMO tende a ser inervado de forma independente das demais partes do quadríceps por uma ramificação separada do nervo femoral (DUTON, 2006).

O VML origina-se da região medial do fêmur superior e insere-se anteriormente no tendão do quadríceps, conferindo-lhe uma linha de ação de cerca de 15° a 17° do eixo longo do fêmur no plano frontal (DUTON, 2006).

- **Músculo Vasto Intermédio** (MOREIRA *et al.*, 2004) (Figura 32).

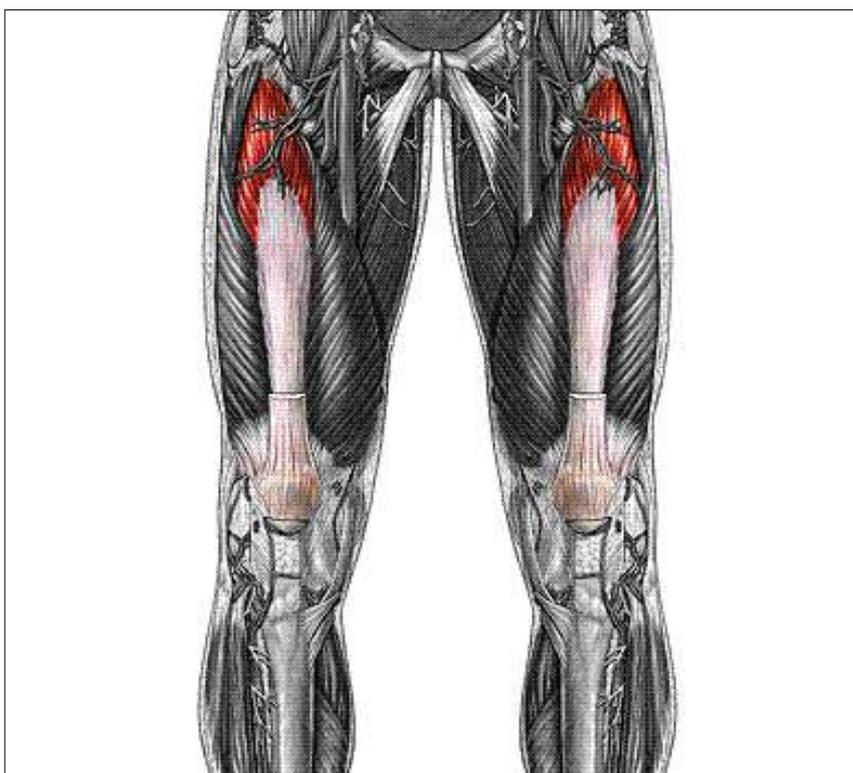
Origem: superfície ântero-lateral do fêmur.

Inserção: borda proximal da patela e, através do ligamento patelar, na tuberosidade da tíbia.

Ação: extensão do joelho.

Inervação: nervo femoral.

Segmentação: L2-L4.



Fonte: ADAM Interactive Anatomy, 1997.

Figura 32 – Músculo vasto intermédio

Como o grupo do quadríceps está anatomicamente alinhado com a diáfise do fêmur e não com o eixo mecânico da extremidade inferior, uma força lateral dinâmica é aplicada à patela durante a extensão do joelho (DUTTON, 2006).

2.1.3.2 Isquiotibiais

- **Bíceps Femoral** (MOREIRA *et al.*, 2004) (Figura 33).

Origem: cabeça longa: tuberosidade isquiática; cabeça curta: linha áspera lateralmente e linha supracondilar lateral.

Inserção: cabeça da fíbula e côndilo lateral da tíbia.

Ação: cabeça longa: extensão e rotação externa do quadril; cabeça curta: flexão e rotação externa do joelho.

Inervação: cabeça longa: nervo ciático (ramo tibial); cabeça curta: nervo ciático (ramo fibular).

Segmentação: cabeça longa: L5-S3; cabeça curta: L5-S2.



Fonte: ADAM Interactive Anatomy, 1997.

Figura 33 – Músculo bíceps femoral

- **Músculo Semitendinoso** (MOREIRA *et al.*, 2004) (Figura 34).

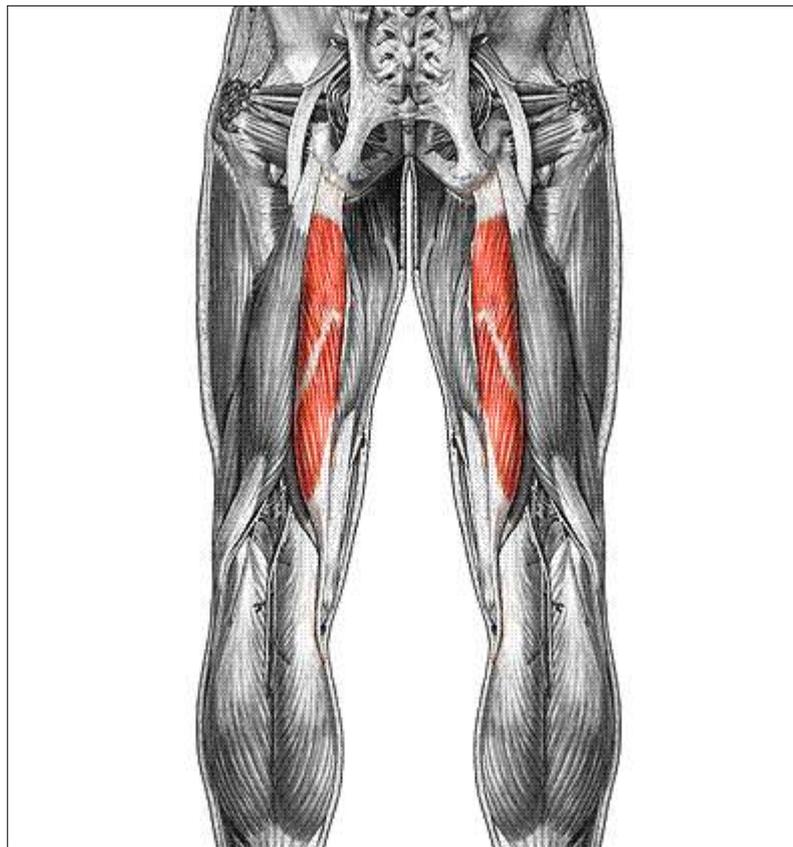
Origem: tuberosidade isquiática.

Inserção: parte proximal da superfície medial da tíbia.

Ação: extensão e rotação medial do quadril; flexão e rotação medial do joelho.

Inervação: nervo ciático (ramo tibial)

Segmentação: L4-S2



Fonte: ADAM Interactive Anatomy, 1997.

Figura 34 – Músculo semitendinoso

- **Músculo Semimembranoso** (MOREIRA *et al.*, 2004) (Figura 35).

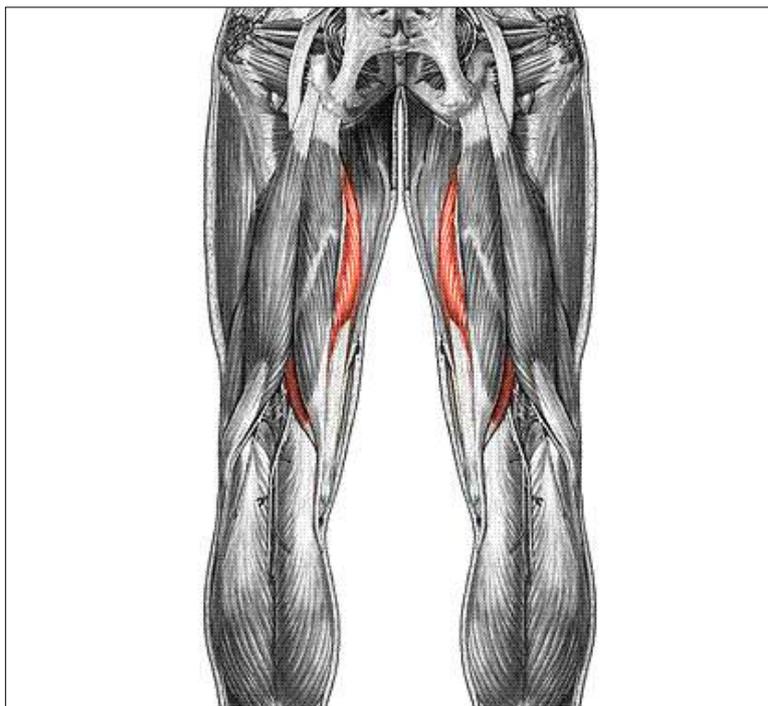
Origem: tuberosidade isquiática.

Inserção: parte póstero-medial do côndilo medial da tíbia.

Ação: extensão e rotação medial do quadril; flexão e rotação medial do joelho.

Inervação: nervo ciático (ramo tibial)

Segmentação: L4-S2



Fonte: ADAM Interactive Anatomy, 1997.

Figura 35 – Músculo semimembranoso

2.1.3.3 Gastrocnêmios (MOREIRA *et al.*, 2004) (Figura 36).

Origem: cabeça medial: parte posterior do côndilo femoral medial; cabeça lateral: parte posterior do côndilo femoral lateral.

Inserção: parte posterior do calcâneo.

Ação: realiza a flexão plantar do tornozelo e auxilia na flexão do joelho.

Inervação: nervo tibial.

Segmentação: S1-S2.

2.1.3.4 Músculo Plantar (MOREIRA *et al.*, 2004) (Figura 37)

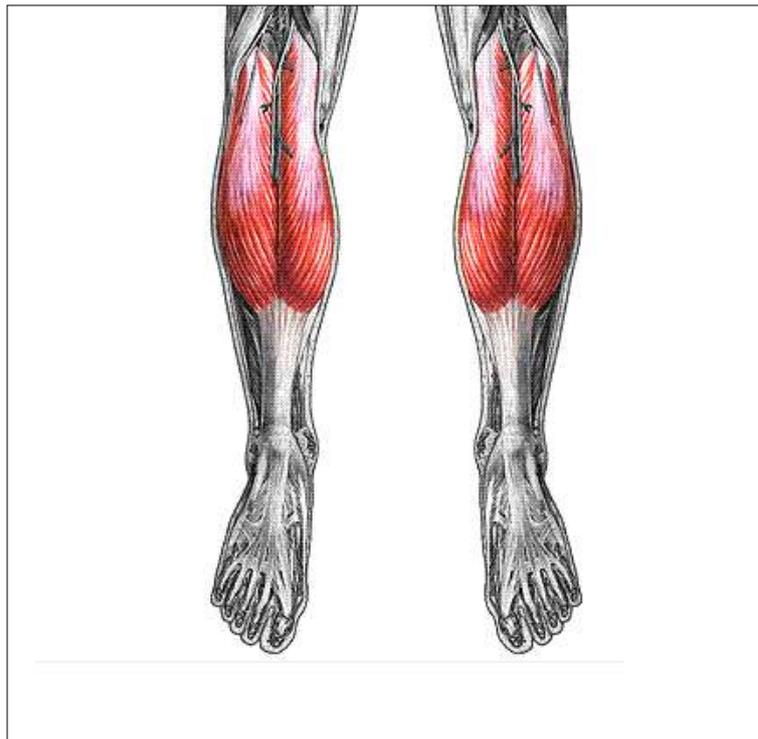
Origem: côndilo femoral lateral.

Inserção: parte posterior do calcâneo.

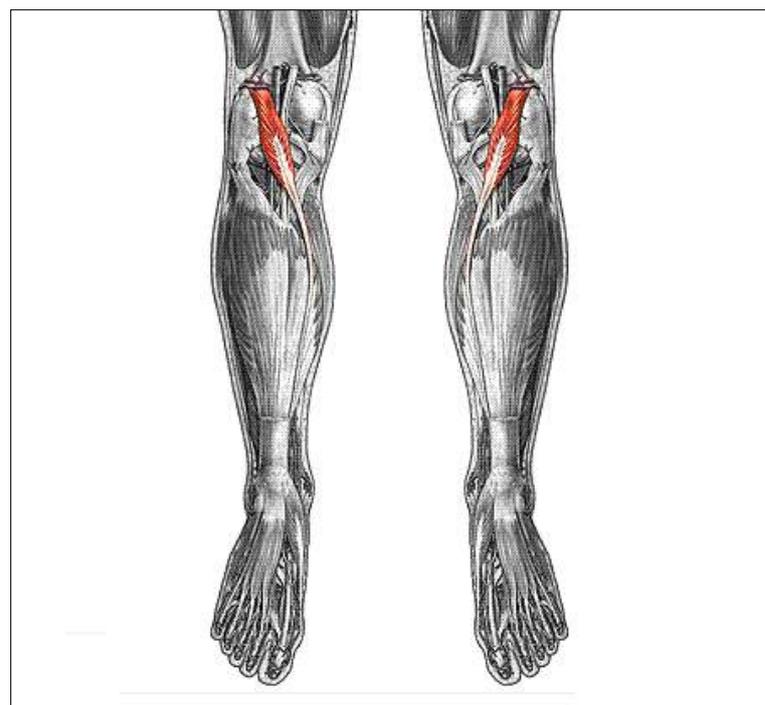
Ação: flexão plantar no tornozelo e auxilia na flexão do joelho.

Inervação: nervo tibial.

Segmentação: L4-S2.



Fonte: ADAM Interactive Anatomy, 1997.
Figura 36 – Músculos gastrocnêmios



Fonte: ADAM Interactive Anatomy, 1997.

Figura 37 – Músculo plantar

2.1.3.5 Músculo Poplíteo (MOREIRA *et al.*, 2004) (Figura 38).

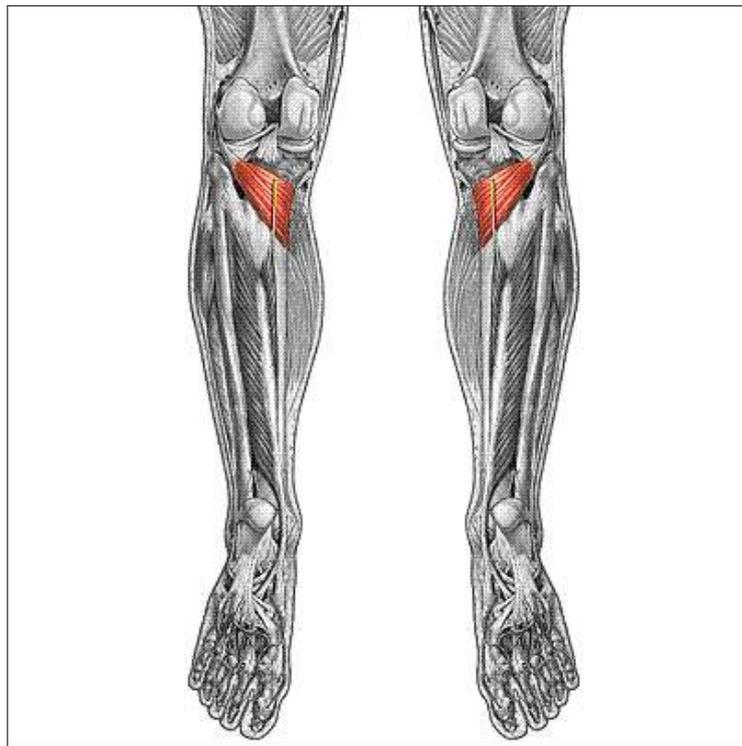
Origem: parte anterior do sulco no côndilo femoral lateral.

Inserção: parte posterior do côndilo medial da tibia.

Ação: roda medialmente a tibia sobre o fêmur e auxilia o início da flexão do joelho.

Inervação: nervo tibial.

Segmentação: L4-S1.



Fonte: ADAM Interactive Anatomy, 1997.

Figura 38 – Músculo poplíteo

2.1.3.6 Músculo Articular do Joelho (MOREIRA *et al.*, 2004) (Figura 39).

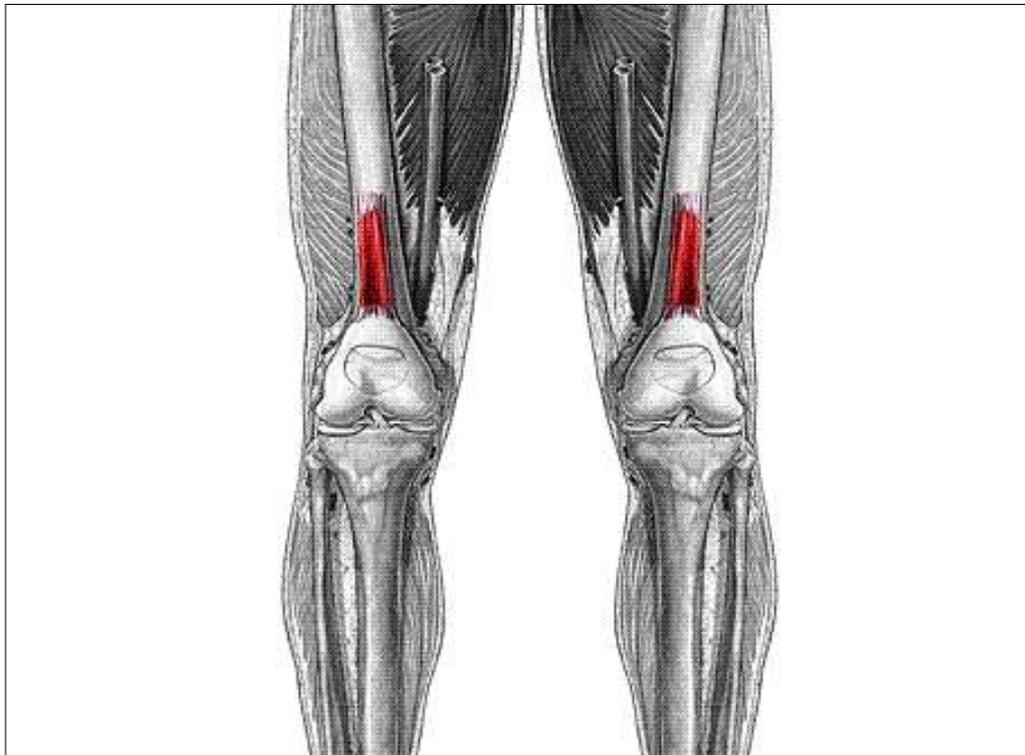
Origem: terço distal da face anterior da diáfise femoral, imediatamente acima do bordo superior da patela.

Inserção: ápice da bolsa suprapatelar.

Ação: traciona a bolsa suprapatelar para cima, prevenindo o contato da membrana sinovial entre a patela e o fêmur.

Inervação: nervo femoral.

Segmentação: L2-L4.



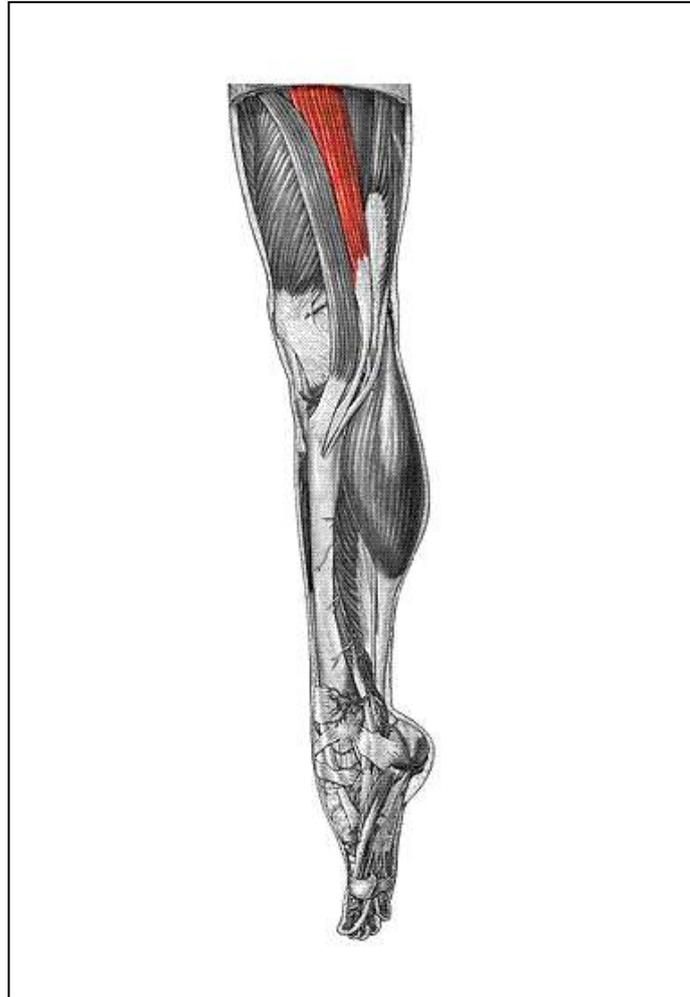
Fonte: ADAM Interactive Anatomy, 1997.

Figura 39 – Músculo articular do joelho

2.1.3.7 Outros Músculos

Além dos músculos já descritos, há outros que atuam indiretamente, ou mesmo diretamente no joelho, porém com função secundária, embora essencial (DUTTON, 2006):

- **Adutores do quadril:** embora primariamente movimentem o quadril, desempenham papel indireto na estabilidade medial do joelho. A exceção é o músculo grácil, que auxilia na flexão do joelho e na rotação interna da parte inferior da perna. Está fixado proximalmente no púbis e distalmente na parte proximal da superfície medial da tíbia. É innervado pelo nervo obturador (Figura 40).

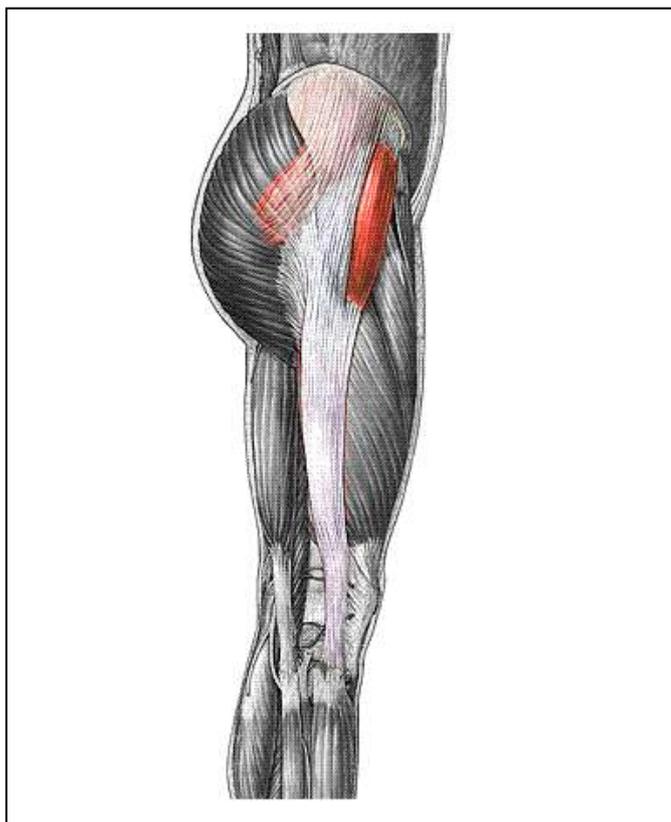


Fonte: ADAM Interactive Anatomy, 1997.

Figura 40 – Músculo grácil

- **Tensor da fáscia lata (TFL):** O TFL surge do lábio externo da crista ilíaca e da superfície lateral da espinha ilíaca ântero-superior. Sobre a superfície lateral achatada da coxa, a fáscia lata encorpa-se para formar uma banda forte – o trato iliobitibial. Quando o quadril está flexionado, o TFL é anterior ao trocânter maior e ajuda a manter o movimento. Esse músculo também é um extensor fraco do joelho, mas apenas quando este já se encontra estendido. O músculo é suprido pelo nervo glúteo superior – L4 a L5 (Figura 41).

- **Trato (banda) Iliotibial:** O trato ou banda iliotibial começa como uma grande cobertura das regiões superior e lateral da pelve e da coxa em continuidade com a fáscia lata. Ele se insere distal e lateralmente à patela, no tubérculo de Gerdy do côndilo lateral da tíbia. Anteriormente, insere-se na borda lateral da patela. Na parte posterior, está inserido no tendão do bíceps femoral. Lateralmente, associa-se a uma expansão aponeurótica do vasto lateral. Sua localização, adjacente ao centro de rotação do joelho, permite-o funcionar como um estabilizador ântero-lateral do joelho no plano frontal e como flexor e extensor do mesmo. Durante a posição em pé estática, sua função primária é manter a extensão do quadril e do joelho, dando aos músculos da coxa uma oportunidade de repousar. Durante a caminhada ou a corrida, ajuda a manter a flexão do quadril e é o suporte principal para o joelho agachar-se da extensão total até de 30° de flexão. Na flexão do joelho acima de 30°, o trato iliotibial torna-se um flexor fraco, bem como um rotador externo da tíbia (Figura 41).



Fonte: ADAM Interactive Anatomy, 1997.

Figura 41 – Músculo tensor da fáscia lata e banda iliotibial

2.1.4 Movimentos da Articulação do Joelho

Os principais movimentos do complexo do joelho são a flexão (amplitude de 120° a 150°), extensão (retorno da flexão à posição de 0°) e rotação (amplitude de aproximadamente 40°) com o joelho em semiflexão ou flexão. Os valores angulares negativos de 5° a 10° de extensão denominam-se hiperextensão (ANDREWS, 2000).

De acordo com o trabalho de DE CARLO (1997), 99% das mulheres e 95% dos homens apresentam, além da flexão e da extensão, algum grau de hiperextensão, sendo que as médias são 5° e 6° respectivamente medidas com goniômetro manual.

Devido à forma das superfícies articulares, os movimentos de flexão e extensão se combinam com deslizamento e rotação ao redor do eixo vertical (MOREIRA *et al.*, 2004). O movimento oscilatório ocorre nos primeiros 20° de flexão e, após, o movimento torna-se exclusivamente de deslizamento. O primeiro contribui para a estabilidade na posição relativamente estendida, enquanto o segundo permite maior movimento para a rotação (SMITH *et al.*, 1997).

No movimento de flexão da articulação do joelho, mantendo-se a perna livre, a tíbia roda sobre o fêmur. A primeira parte da flexão é acompanhada da rotação medial da perna e a parte terminal da extensão pela rotação lateral da perna (MOREIRA *et al.*, 2004).

Na flexão e extensão da articulação do joelho, mantendo-se a perna fixa como ao se sentar e levantar de uma cadeira, o fêmur roda sobre a tíbia, de modo que a primeira parte da flexão é acompanhada da rotação lateral do fêmur sobre a tíbia e, no final da extensão, ocorre o inverso (MOREIRA *et al.*, 2004).

A amplitude de movimento do joelho tem relação direta com a posição do quadril. Na extensão ativa poucas vezes o joelho ultrapassa a posição de 0° e a eficácia do músculo reto femoral aumenta com a extensão do quadril. Por outro lado, a flexão ativa atinge apenas 120° com o quadril estendido, devido à elasticidade dos isquiotibiais (KAPANDJI, 2000).

A restrição dos movimentos de rotação à flexão deve-se ao fato de que apenas nesse momento ocorre um relaxamento da cápsula e ligamentos colaterais e cruzados (KAPANDJI, 2000).

Com o relaxamento do músculo quadríceps, a patela pode ser movimentada no sentido látero-lateral e súpero-inferior, o que pode ser observado com a pessoa de pé, pois a linha de gravidade passa em frente ao eixo da articulação do joelho, não exigindo contração muscular e conseqüentemente resultando em uma economia considerável de esforço muscular (MOREIRA *et al.*, 2004).

GOULD (1993), afirma que a função normal da patela é deslizar ritmicamente na face patelar femoral, melhorando o sistema de alavanca do quadríceps. Durante essa função, deve resistir ao cisalhamento e forças compressivas localizadas sobre as superfícies articulares.

2.1.4.1 Contato e carga na articulação patelofemoral

Durante a flexão, a patela desliza caudalmente e com a extensão, ocorre deslizamento no sentido cranial. Nos primeiros 20° de flexão, não há contato entre a patela e o fêmur. Entre 20° e 30°, o terço distal da patela começa o contato. Aos 45°, o contato ocorre com o terço médio da patela e, em 90°, com a porção proximal. Finalmente, em flexão completa, as facetas irregulares de comunicam (KAPANDJI, 2000).

Em condições normais, quando o joelho flexiona de 10° a 90°, a área de contato desloca-se gradualmente do pólo distal para proximal da patela. Na extensão total, a patela não está em contato com o fêmur, mas repousa sobre coxim gorduroso suprapatelar. Da extensão total para 10° de flexão, a tíbia gira internamente, permitindo que a patela mova-se dentro da tróclea. Isso coloca o terço distal patelar em contato com o fêmur. Com 10° a 20° de flexão, a patela está bem-assentada no sulco. Se o joelho continua a flexionar até 90°, a patela move-se lateralmente e sua área de contato move-se proximalmente. À 90° de flexão, toda a superfície articular da patela está em contato com o fêmur. Além de 90° de flexão, a patela desloca-se para a incisura intercondilar. Nesse ponto, as superfícies medial e lateral da patela estão em contato com o fêmur e o tendão do quadríceps articula-se com o sulco patelar. À cerca de 120° de flexão, a área de contato move-se para trás, em direção ao centro da patela. Essa é o ponto de área de contato máxima entre a patela e o fêmur (ANDREWS, 2000).

2.2 LESÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

O joelho é uma articulação destinada à realização de movimentos rápidos e complexos. Ao mesmo tempo, comumente tem suas tarefas dificultadas pelo peso do corpo. Essas duas necessidades, velocidade e força, aplicam tensões na articulação e isto, por sua vez, pode acarretar sintomas. Outra característica importante é a posição exposta do joelho, que torna a articulação vulnerável em muitas ocupações e esportes (MACNICOL, 2002).

As lesões traumáticas do joelho e as suas conseqüências representam 80% das patologias do joelho. O sistema osteoligamentar complexo e pouco elástico é hoje submetido a traumas diretos e indiretos de aceleração progressivamente maior (MACNICOL, 2002).

Os acidentes automotivos e esportivos são os principais responsáveis pela variada gama de lesões que a articulação do joelho sofre (KOCHER *et al.*, 2001).

2.2.1 Epidemiologia e Fatores de Risco de Lesão

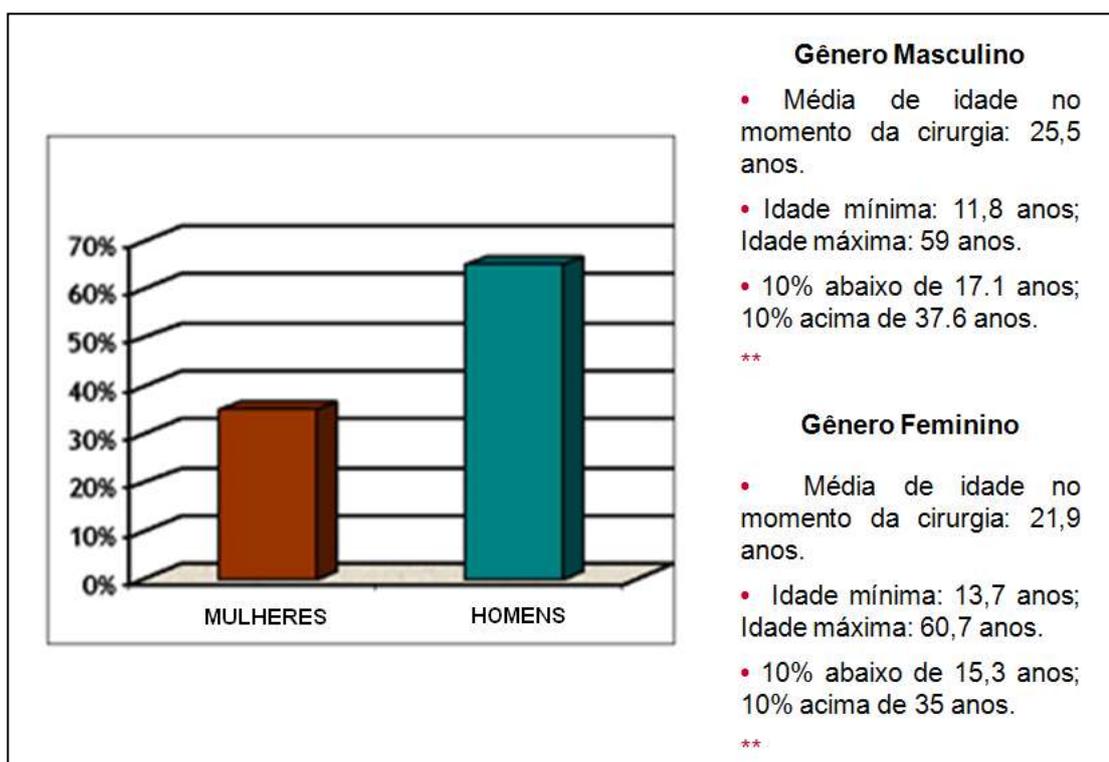
A lesão do ligamento cruzado anterior é a lesão do jovem que pratica esporte. Nas crianças, pelo mesmo tipo de trauma, ocorrem os deslocamentos epifisários e no adulto, as fraturas do platô tibial (AMATUZZI, 2004).

Nos Estados Unidos, mais de 250 mil atletas são diagnosticados com lesão do LCA a cada ano, sendo realizadas aproximadamente 50 mil reconstruções, a um custo aproximado de US\$ 17.000 cada, causando um impacto financeiro anual de US\$ 850.000.000,00 não computados os gastos iniciais de tratamento, reabilitação e de complicações (JOHNSON, 1993; GRIFFIN *et al.*, 2000).

Segundo MAXEY (2003), as lesões ocorrem principalmente em indivíduos do sexo masculino, sendo a maior parte decorrente de lesões esportivas. Como o número absoluto de homens praticando em prática esportiva é maior, eles apresentam essa lesão mais que as mulheres. Por outro lado, em atividades nas quais há participação equânime de ambos os sexos, com regras e equipamentos similares (como é o caso do basquete e do voleibol), a probabilidade de uma lesão do LCA é 2 a 8 vezes maior nas mulheres (LARSON, 1994; MONTGOMERY, 2005).

A faixa etária mais prevalente está entre 15 e 25 anos de idade, porém essa lesão também tem sido vista em indivíduos ativos com 50 anos ou mais e/ou crianças com menos de 15 anos (LARSON, 1994; FU, 1994). O fato de indivíduos com 15 anos ou menos sofrerem esse tipo de lesão está relacionado com o aumento da adesão à prática esportes (FLYNN *et al.*, 2005)

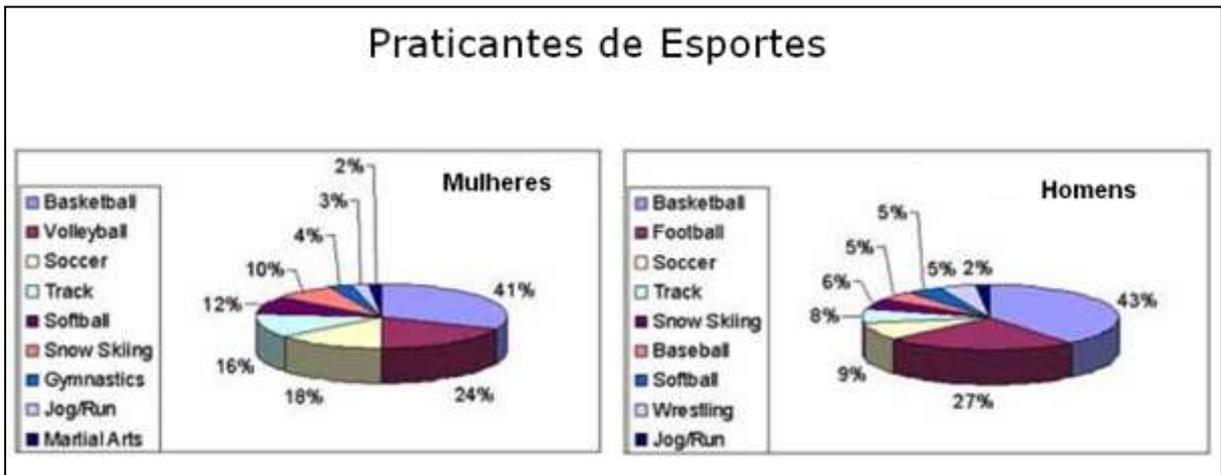
Dados do Shelbourne Knee Center (site 5) nos Estados Unidos indicam que a faixa etária de maior prevalência se estende de 15 a 45 anos (Figura 42).



Fonte: <http://www.aclmd.com>

Figura 42 – Distribuição dos pacientes com lesão do LCA por idade e gênero

Quanto à relação entre tipo de modalidade e lesão do LCA, observa-se um maior índice de lesão nos esportes que envolvem saltos, desaceleração e rotações (DALE *et al.*, 1994; BONFIM, 2000), tais como futebol (BJORDAL *et al.*, 1997), basquetebol, voleibol, futebol americano (HEWSON, 1986). A figura 43 cita os principais esportes envolvidos com lesão do LCA nos Estados Unidos.



Fonte: <http://www.aclmd.com>

Figura 43 – Distribuição das lesões do LCA por modalidade esportiva e gênero

Os fatores de risco para lesão do LCA podem ser divididos em intrínsecos, quando decorrentes de características próprias (congenitas) do indivíduo e extrínsecos, quando envolvem agentes externos. Podem ainda serem divididos em ambientais, anatômicos, hormonais e biomecânicos (GRIFFIN *et al.*, 2000).

2.2.1.1 Alinhamento anatômico e diferenças estruturais

Diferenças na largura pélvica e no ângulo tibiofemoral entre homens e mulheres possivelmente afetam toda a extremidade inferior. A magnitude do ângulo Q e a largura da região intercondilar femoral são considerados possíveis fatores anatômicos que contribuem para a disparidade dos índices de lesão do LCA entre homens e mulheres (Figura 44). A pelve mais larga da mulher, devido suas funções na gestação e parto, provoca aumento do ângulo Q no sexo feminino, em comparação ao sexo masculino (GRAY, 2008). Em tese, o aumento do ângulo Q também leva ao aumento da tensão do músculo quadríceps sobre a patela e coloca estresse medial sobre o joelho, além de diminuir a efetividade funcional do quadríceps e dos isquiotibiais, cuja contração exerce força posterior sobre a tíbia proximal, protegendo o LCA (SHAMBAUGH, 1991; HUSTON, 2000).



Fonte: Adaptado de HEBERT (2003).

Figura 44 – A influência do ângulo Q para lesão do LCA

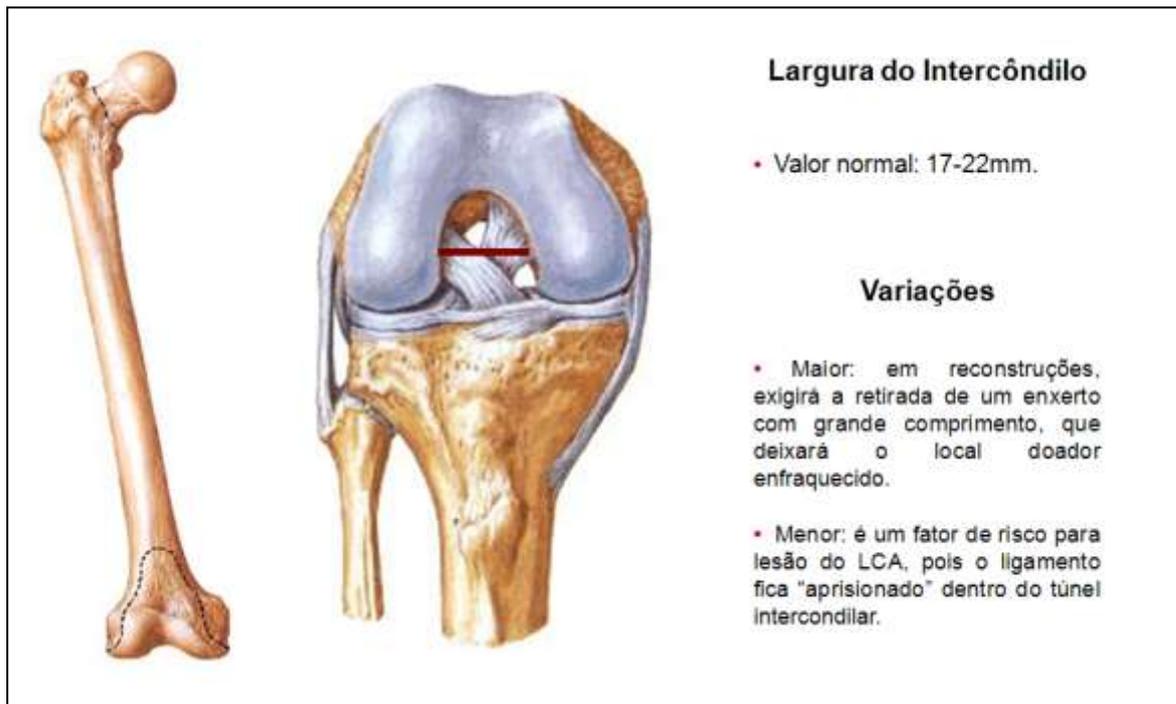
2.2.1.2 Espaço intercondilar do fêmur

O espaço intercondilar estreito pode ser um fator de predisposição o indivíduo a lesionar o LCA (Figura 45). Em um estudo realizado em cadáveres, NORWOOD (1977) mostrou que o LCA impinge a região intercondilar com o joelho em extensão total. Essa região varia de acordo com o gênero e contribui para a incidência desse tipo de lesão (CHANDRASHEKAR; 2005; DUTTON, 2006).

Uma incisura pequena, em formato de A, pode não estar realmente prendendo um LCA de tamanho normal, mas pode ser um sinal de ligamento congenitamente menor (FU, 1994).

2.2.1.3 Lassidão articular

Vários estudos mostraram que a lassidão articular tende a ser maior em mulheres do que em homens, embora a relação entre essa condição e lesão do LCA não esteja clara (GRANA, 1978; HUSTON, 1996).



Fonte: Adaptado de NETTER - Atlas Interativo de Anatomia Humana, 1998.

Figura 45 – Região intercondilar do fêmur

2.2.1.4 Influência hormonal

Hormônios, em especial o estrógeno, a progesterona, o estradiol e a relaxina, possivelmente estão relacionados com aumento de casos de lesão do LCA em mulheres, por aumentar a lassidão articular (BEYNNON *et al.*, 2005; DUTTON, 2006).

LIU *et al.* (1987) descreveu a presença de receptores de estrógeno no LCA, responsáveis pela redução da síntese de colágeno e produção de fibroblastos.

2.2.1.5 Tamanho e posição do LCA

As mulheres em geral possuem o LCA menor que o dos homens, levando ao aumento do risco de falha do tecido (SHELBOURNE, 1998; DUTTON, 2006).

Acredita-se que o posicionamento muito próximo da parede intercôndilo pode contribuir para o maior risco de lesão (SHELBOURNE, 1998).

2.2.1.6 Padrões de força e ativação muscular

Vários estudos documentaram que mulheres possuem força muscular significativamente menor no quadríceps que os homens, mesmo quando a força é normalizada para o peso do corpo (GRIFFIN *et al.*, 1993; MILLER *et al.*, 1993; HUNSTON, 1996).

A relação entre a força muscular isocinética dos isquiotibiais e a força muscular isocinética do quadríceps é um parâmetro comumente usado para descrever as propriedades da força muscular sobre a articulação do joelho. A relação normal é considerada entre 50% a 80% (ROSENE *et al.*, 2001). Sendo que estes valores variam de acordo com a velocidade angular, assim ela assume valores de 50-60% para baixas velocidades (30°/s), 60-70% para velocidades intermediárias (120-180°/s) e 70-80% para velocidades maiores que 180°/s (POCHOLLE, 2000). Com o aproximar da relação H:Q aos 100%, os isquiotibiais têm uma capacidade funcional aumentada para fornecer estabilidade ao joelho. Esse aumento da estabilidade do joelho pode reduzir a possibilidade de subluxação ântero-lateral da tibia dentre outras lesões específicas do joelho e suas conseqüências (ROSENE *et al.*, 2001). DRAGANICH (1990) descreveu a fraqueza dos isquiotibiais em relação do quadríceps como fator de sobrecarga ao LCA.

Atletas com baixa capacidade proprioceptiva também estão sujeitos a maior incidência de lesões do LCA. CARRAFA *et al.* (1996) realizou um estudo prospectivo controlado e demonstrou que o treinamento proprioceptivo em atletas semiprofissionais de futebol diminui significativamente a incidência de lesões do LCA.

FLYNN *et al.* (2005) investigou a predisposição familiar para lesão do LCA. Foram estudados 171 pacientes com diagnóstico de lesão do LCA através da aplicação de um questionário detalhando o histórico de lesões na família. Chegou a conclusão de que existe um componente familiar que predispõe o indivíduo a lesão do LCA.

Entre os fatores extrínsecos, pode-se citar a interação do calçado com a superfície (Figura 46), a qualidade da superfície de prática de esporte e, em alguns casos, o estilo de jogo do atleta (GRIFFIN *et al.*, 2000; DUTTON, 2006).



Fonte: <http://www.globoesporte.com>

Figura 46 – Padrões distintos de chuteiras

2.2.2 Mecanismos de Lesão

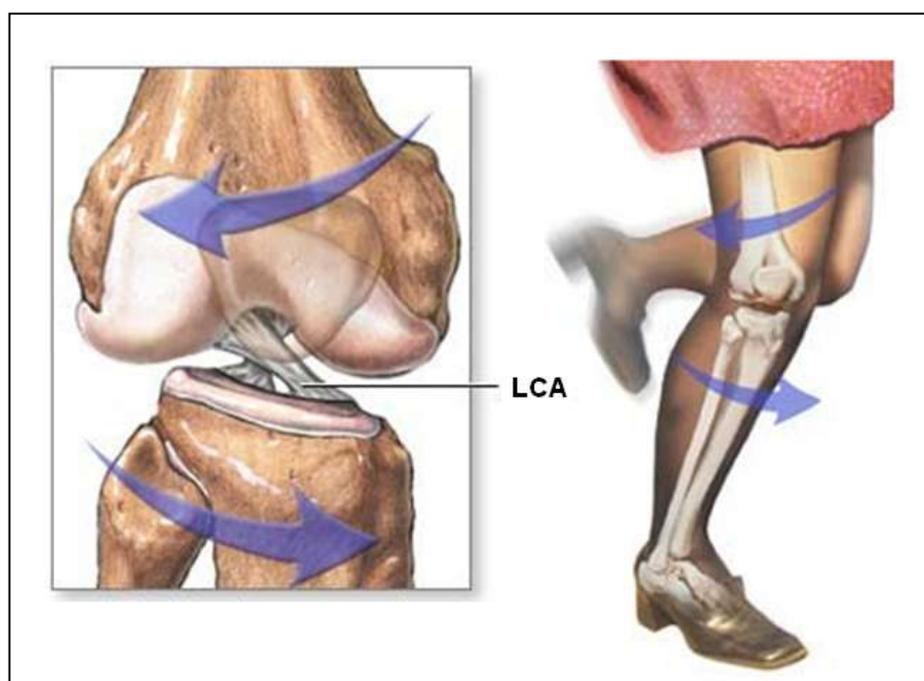
Aproximadamente 30% das lesões do LCA são resultados de contato direto com outro participante ou objeto, sendo os restantes 70% não resultantes de contato direto e com o mecanismo de lesão ainda provocando debate (GRIFFIN *et al.*, 2000).

O mecanismo mais freqüente de lesão do LCA é o trauma torcional. Nesse caso, o corpo gira em rotação externa sobre o membro inferior apoiado no solo. Nesta posição, acentua-se o valgismo do joelho e a lesão do LCA ocorre associada dos elementos ligamentares periféricos mediais e dos meniscos, em grau maior ou menor (AMATUZZI, 2004) (Figura 47).

Outros mecanismos são a força lateral excessiva (estresse em valgo) aplicada na região exterior da articulação, característica em esportes de contato, e a hiperextensão do joelho sem apoio. Esta, conhecida como “chute no ar”, pode determinar o aparecimento da lesão isolada do ligamento (AMATUZZI, 2004).

Os mecanismos de lesão no esporte dependem dos gestos esportivos realizados nas modalidades. O esqui nas montanhas foi o esporte mais estudado, onde três causas comuns de lesão foram referidas (ETTLINGER, 1995; FEAGIN, 1985):

- O primeiro mecanismo é referido como pé fantasma e ocorre quando um esquiador cai para trás com o joelho flexionado e a tíbia internamente rodada. A combinação de uma forte contração do quadríceps para manter o equilíbrio com uma bota rígida que falha ao liberar, leva à rotura do LCA. Isso geralmente ocorre durante uma aterrissagem dura, quando o esquiador está desequilibrado;
- No segundo mecanismo, quando o esquiador aterrissa sobre o esqui, a concha posterior rígida da bota, combinada com uma forte contração do quadríceps para manter o equilíbrio, desliza a tíbia anteriormente, levando a uma manobra de tensão anterior;
- O terceiro mecanismo, rotação em valgo, parece ser mais comum em homens que participam de esqui montanha baixo ou de trilhas. Ocorre quando a borda interna da frente do esqui fica presa na neve. A perna é abduzida e externamente girada, enquanto o esquiador é levado à frente momentaneamente. Esquiar em alta velocidade e com equipamento inadequado são também fatores que contribuem para esse tipo de lesão.



Fonte: Adaptado de NETTER - Atlas Interativo de Anatomia Humana, 1998.

Figura 47 – Lesão torcional do LCA

2.2.3 Quadro Clínico e Diagnóstico

No trauma agudo, o paciente geralmente menciona um estalido seco no joelho, associado de derrame imediato. O estalido acompanha 85% das lesões do LCA, sendo referido nesse percentual pelos pacientes. O derrame imediato é de sangue, por lesão do ligamento em si ou da sinovial que o recobre. Esses dois dados da história são determinantes para o diagnóstico (MEISTERLING *et al.*, 1993; AMATUZZI, 2004).

A lesão do LCA determina uma frouxidão no joelho. Esse joelho frouxo torna-se instável e essa instabilidade inicialmente se faz presente na atividade esportiva e, depois, nas atividades da vida diária (BONFIM, 2000; AMATUZZI, 2004).

Na história do acidente, deve-se reproduzir o mecanismo de lesão e verificar se no trauma agudo houve o estalido (sugestivo de lesão do LCA), se o derrame foi imediato (hemorrágico) ou tardio (sinovite reacional) e se houve incapacidade funcional (BONFIM, 2000; AMATUZZI, 2004).

A literatura reconhece que o derrame articular imediato representa lesão do LCA em 80% ou mais dos casos (Figura 48). Deve-se lembrar que 30% das lesões agudas do LCA podem ocorrer sem dor e 15% dos pacientes podem continuar praticando esporte. Em alguns casos de lesão do LCA no futebol, o atleta tem condições de terminar a partida, sem precisar sair de campo (ANDREWS, 2000).

O paciente deve relatar o primeiro atendimento, as medidas tomadas e, em seguida, analisar a evolução de sintomas no tempo decorrido até a consulta, se voltou a praticar esporte e em que condições. Deve-se investigar a época em que se iniciaram os falseios e as situações em que ocorreram, se na atividade esportiva ou na vida diária e também procurar determinar se houve lesão meniscal associada com os seus bloqueios e travamentos e, em caso afirmativo, quando essa lesão ocorreu (AMATUZZI, 2004).

A lesão dos meniscos é encontrada em 20 a 40% dos casos de lesão aguda do LCA (GUIMARÃES, 2005).

O exame clínico visa confirmar o diagnóstico e sua gravidade. Ele se inicia pela inspeção estática, quando se avalia o trofismo muscular, o aumento de volume do joelho, a presença de equimoses e os desvios angulares (Figura 48). Durante a

inspeção estática, verifica-se nos joelhos agudos a equimose em torno do joelho, a qual não deve ser confundida com eventuais locais em que incidiu um agente contundente. Ela caracteriza lesões graves, decorrentes da ruptura capsular, com extravasamento do hematoma. Na inspeção dinâmica é necessário, sempre que possível, examinar a marcha, lembrando que nas lesões agudas pode haver incapacidade total. Nas lesões antigas, toda via, observam-se eventuais desvios angulares ou torcionais (AMATUZZI, 2004).



Fonte: Pesquisa do autor, 2008.

Figura 48 - Derrame articular e diminuição do trofismo pós-lesão aguda do LCA

A atrofia do quadríceps é um achado quase constante em pacientes que têm o LCA rompido (GERBER *et al.*, 1985). Vários autores constataram diminuição no torque extensor, que era maior que o esperado na base da diminuição do volume do quadríceps, quando medido com a tomografia computadorizada, enquanto os músculos isquiotibiais não têm déficit de força comparável (KARIYA *et al.*, 1989; LORENTZON *et al.*, 1989).

Os pontos dolorosos devem ser detectados pela palpação, pois quase sempre correspondem aos locais da lesão. No lado medial, deve-se palpar o epicôndilo medial do fêmur e o tubérculo adutor; no lado lateral, o ponto de inserção femoral do complexo arqueado e sua origem na cabeça da fíbula. A linha articular é palpada digitalmente em todo o contorno do joelho (MAGEE, 2002).

Deve-se avaliar também a amplitude de movimento ativa e passiva, utilizando o membro contralateral para comparações de linha de base. É comum a perda da flexão e da hiperextensão (MAGEE, 2002).



Fonte: Pesquisa do autor, 2008.

Figura 49 – Diminuição da ADM de hiperextensão após a lesão do LCA

A integridade neurovascular deve ser examinada particularmente em grandes traumas como a luxação do joelho, quando é muito comum o comprometimento desses sistemas (MAGEE, 2002; AMATUZZI, 2004).

O exame da integridade ligamentar deve ser iniciado pelo teste de Lachman (Figura 50), o mais sensível para as lesões do LCA, em especial no joelho agudo, o que contrasta com o Jerk Test, muitas vezes impossível de ser realizado nesta fase. Pode ser realizado também o teste de gaveta anterior (MAGEE, 2002). O procedimento de realização dos testes foi descrito por MAGEE (2002):

- Teste de Lachman: O paciente é posicionado em decúbito dorsal com o joelho fletido 30°. O fêmur do paciente é estabilizado com uma das mãos do examinador, enquanto a porção proximal da tíbia é movida para frente com a outra mão. Um sinal positivo é indicado por uma sensação final “pastosa” ou mole, indicando uma

translação anterior tibial excessiva, acompanhada pelo desaparecimento da inclinação do ligamento patelar (Figura 50).



Fonte: Pesquisa do Autor, 2006.

Figura 50 – Teste de Lachman

- Teste de gaveta anterior: Com o paciente posicionado em decúbito dorsal, seu joelho é flexionado a 90° e o quadril é flexionado a 45°. O pé do paciente é mantido neutro sobre a mesa com o corpo do examinador, que se senta sobre o antepé do mesmo. As mãos do examinador são postas em torno da tíbia para assegurar que os músculos posteriores da coxa estejam relaxados e então a movimentação para frente sobre o fêmur. A quantidade normal de movimento que deve estar presente é comparada ao joelho sadio.

O uso do artrômetro KT-1000® para medir a translação anterior da tíbia sobre o fêmur de forma objetiva, proporciona um registro numérico da frouxidão articular. É considerado normal uma discrepância de 3mm entre os membros sadio e lesionado (MAKINO *et al.*, 1998). A experiência do examinador é considerada um fator limitante para validade do resultado e pode induzir à suspeita de um exame normal (ANDREWS, 2000) (Figura 51).



Fonte: Pesquisa do autor, 2008.

Figura 51 – Mensuração da estabilidade articular com KT-1000®

No exame clínico, é preciso ter cuidado no sentido de descartar outras condições clínicas isoladas ou associadas à lesão do LCA, como lesões do ligamento cruzado posterior ou luxação da patela que, embora não sejam comuns, pode necessitar de tratamento simultâneo (MAGEE, 2002).

A liberação de enzimas e o edema do joelho que ocorrem algumas horas após o trauma dificultam e, às vezes, impedem, pela dor, a pesquisa de estabilidade. É recomendável, portanto, que os testes sejam feitos logo após o trauma ou depois de 24 horas, tempo em que o joelho deverá sofrer restrição da carga corporal, imobilização e aplicações de gelo (AMATUZZI, 2004).

Radiografias deverão ser feitas como em todos os casos de traumatizados. Especificamente no joelho, elas são fundamentais para afastar fraturas articulares, deslocamentos epifisários ou para detectar pequenos arrancamentos que poderão caracterizar lesões de natureza grave (FU, 1994; AMATUZZI, 2004).

Ainda através da radiografia simples, pode-se documentar a lesão do LCA com a incidência de perfil do joelho, estando o paciente com o joelho estendido, segurando um peso de 7 Kg (padronizado pela escola de Dejour) aplicado ao

tornozelo. Com esta radiografia, que deve ser comparativa, é possível mensurar a translação anterior da tibia na lesão LCA (AMATUZZI, 2004).

A ressonância magnética (RM) é um exame muito solicitado nos dias de hoje, mas não substitui absolutamente o exame clínico. A RM é fiel quando bem interpretada e traz dados interessantes no estudo da patologia dessa lesão, como os da contusão do côndilo lateral do fêmur, encontrada em muitos casos de lesão aguda do LCA e que necessita ser melhor estudada. Certamente, a RM será muito útil no estudo da patologia do joelho, mas não deve ser utilizada como um exame rotineiro no diagnóstico das afecções traumáticas (AMATUZZI, 2004). Segundo FU (1994), o índice de precisão da RM gira em torno de 94%.



Fonte: Pesquisa do autor, 2008.

Figura 52 – Exame normal e rotura completa do LCA vistos por RM

A cintilografia não é um exame utilizado de rotina para avaliação de lesões do LCA. Nos pacientes com insuficiência do ligamento, a imagem, com uso do tecnécio, mostra atividade osteometabólica periarticular aumentada, especialmente no compartimento lateral, na fase aguda. Em casos crônicos, a maior atividade cintilográfica é vista no compartimento medial, seguida pelo lateral e patelofemoral.

Isso talvez seja devido à menor capacidade do compartimento medial, por ser mais restrito, de se adaptar ao aumento da frouxidão ligamentar do que compartimento lateral, que é mais móvel (FU, 1994).

A artroscopia diagnóstica quase não é utilizada isoladamente. Ela representa, a um só tempo, um procedimento de confirmação diagnóstica e de terapêutica (PROATO, 2005).

Uma vez terminado o exame, deve-se decidir sobre a conduta a ser adotada com o paciente (PROATO, 2005).

2.3 TRATAMENTO APÓS A LESÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

Atualmente a reabilitação após a lesão do LCA é largamente estudada e vários protocolos estão descritos na literatura, com a progressão das atividades após a cirurgia diferindo consideravelmente no tempo e na intensidade (SHELBOURNE, 1997; SHELBOURNE, 1999; PINTO, 2000; SHELBOURNE, 2000). Diversos autores relataram índices de 90% ou mais de bons ou excelentes resultados (FREEDMAN *et al.*, 2003).

Imediatamente após a lesão, deve ser dada atenção imediata à hemartrose e ao processo inflamatório geral (Figura 53). O uso de muletas pode ser indicado para alívio da dor e órteses só devem ser utilizadas quando existem lesões associadas, como roturas dos ligamentos colaterais (ANDREWS, 2000).

Exercícios de movimentação devem ser iniciados precocemente, para possibilitar a restauração da ADM e impedir complicações como fibrose na fossa intercondilar femoral e redução na força do quadríceps (ANDREWS, 2000) (Figuras 54 e 55).

FRIDEN *et al.* (1991), afirmaram que ocorre uma redução na força do quadríceps após a lesão, por causa dos defeitos do influxo aferente oriundo de um joelho com deficiência do LCA. Segundo SNYDER-MACKLER (1994), a lesão do LCA pode levar à inibição reflexa ou inibição muscular artrógena.

Após o controle inflamatório inicial e restauração da ADM, devem ser iniciados exercícios de fortalecimento muscular (SHELBOURNE, 1990; ANDREWS, 2000).



Fonte: Pesquisa do autor, 2006.

Figura 53 – Aplicação de gelo, compressão e elevação no joelho



Fonte: Pesquisa do autor, 2006.

Figuras 54 e 55 – Flexão do joelho aproximando o calcanhar da região glútea

Antigamente, a ênfase concentrava-se no fortalecimento dos músculos isquiotibiais, devido ao seu papel na contenção dinâmica primária da translação tibial anterior (GOUGH, 1971). Atualmente, considera-se que são obtidos melhores ganhos quando os músculos são trabalhados de uma forma geral e associada ao

desenvolvimento de coordenação motora (FRIDEN *et al.* 1991; SHELBOURNE, 1995; SHELBOURNE, 2000; HASEBE, 2005) (Figura 56).



Fonte: Pesquisa do autor, 2007.

Figura 56 – Cadeira adutora

Estudos indicam que indivíduos com lacerações completas do LCA experimentam redução na propriocepção devido à perda do arco reflexo mecanorreceptor do LCA para os isquiotibiais (LUTZ, 1990). ANDREWS (2000), relataram que a latência para contração reflexa de isquiotibiais era duas vezes maior que a do membro contralateral.

Independente da opção final de tratamento, os exercícios de propriocepção devem ser trabalhados desde o primeiro momento, pois objetivam diminuir o período de latência da condução nervosa e conseqüentemente melhorar a funcionalidade do paciente, diminuindo o risco de lesões adicionais e agravamento do quadro inicial (DIONISIO, 1996) (Figura 57).



Fonte: Pesquisa do autor, 2007.

Figura 57 – Exercício de propriocepção na cama elástica

Após ocorrida a lesão, o médico deve decidir se o procedimento de reconstrução é o tratamento de escolha. O tratamento conservador apresenta um elevado índice de maus resultados (ANDREWS, 2000).

NOYES *et al.* (1983), utilizaram mensurações subjetivas e objetivas para avaliar clinicamente 84 indivíduos com lesões comprovadas do LCA. Eles observaram que um terço desses indivíduos conseguia compensação, respeitando seus limites, e passava muito bem; outros conseguiam uma compensação, mas achavam que o quadro vinha se agravando; o último terço piorava e necessitava de uma cirurgia para corrigir sua instabilidade. Sua conclusão foi de que a maioria dos pacientes apresentava uma incapacidade funcional.

NOYES (1994) realizou um estudo sobre o prognóstico das lacerações parciais do LCA e verificou que aquelas que acometem 25% ou menos, 50% ou

75%, comportavam uma probabilidade de respectivamente 12%, 50% e 86%, de progredir para lacerações completas.

Os joelhos com deficiência do LCA demonstram uma cinemática articular anormal durante a marcha e atividades funcionais, o que resulta em alterações degenerativas precoces (AMATUZZI, 2004). Os episódios de instabilidade pós-lesão podem vir associados de lesões meniscais, aumento na degeneração da cartilagem articular e atividade óssea metabólica anormal (BEYNNON *et al.*, 2002).

Historicamente, a cirurgia de reconstrução do LCA era utilizada primariamente em atletas que desejavam retornar ao nível de atividade anterior à lesão (SHELBOURNE, 2000). NOYES *et al.* (1983), recomendava a cirurgia para atletas competitivos ou recreacionais e afirmava que atletas magros, que aceitassem limitar a sua atividade, poderiam evitar a cirurgia.

TIBONE (1988) afirma que aqueles indivíduos que não são atletas e nem têm pretensões nesse sentido podem facilmente limitar as suas atividades e conseqüentemente decidir não se submeter à cirurgia.

Recentemente, como resultado da melhora na técnica, bem como na propedêutica de reabilitação, a cirurgia passou a ser indicada para a população de maior idade. PLANCHER (1988) revisou os resultados de um grupo de 72 pacientes, com média de idade de 45 anos, que foram submetidos à cirurgia. Todos os pacientes relataram que estavam satisfeitos com os resultados do procedimento. Foram liberados para andar de bicicleta com uma média de 4 meses, para correr com 9 meses e cerca de um ano após a cirurgia, todos estavam liberados para jogar tênis.

Atualmente, a cirurgia é indicada principalmente para pacientes jovens ou atletas que perderam a capacidade de executar movimentos bruscos ou aparentemente normais, em decorrência da instabilidade que o joelho adquire após uma lesão aguda ou crônica do LCA (PINTO, 2000).

Os pacientes desejam não apenas um joelho estável, mas funcionalmente normal, com amplitude de movimento (ADM) completa e a força muscular normal (SHELBOURNE, 2000).

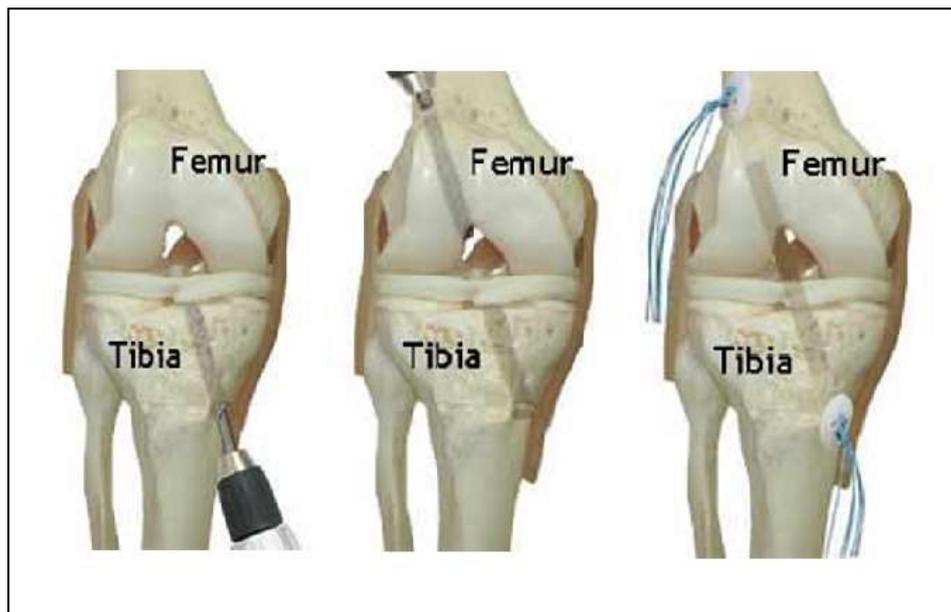
Quando a cirurgia é adotada como opção de tratamento, a escolha do momento certo para o procedimento evita consideravelmente as complicações pós-operatórias (SHELBOURNE, 1995).

Segundo SHELBOURNE (1999), a restauração da ADM completa, resolução do edema pós-lesão e a melhora do controle neuromuscular do membro são fatores determinantes para a diminuição da incidência de complicações pós-operatórias.

SHELBOURNE (1995) avaliou 143 pacientes, divididos em dois grupos, que foram submetidos à reconstrução utilizando o terço médio do ligamento patelar sob as seguintes condições: o primeiro um grupo (47 homens e 17 mulheres; média de idade de 21,9 anos) foi operado com pelo menos 21 dias pós-lesão; o segundo grupo (56 homens e 26 mulheres) foi operado com uma média de 11 dias pós-lesão. Os procedimentos de reabilitação foram iguais para ambos os grupos. Ao final da pesquisa constatou que os pacientes do primeiro grupo foram capazes de restaurar a força muscular com um prazo menor e conseqüentemente evoluíram precocemente nas atividades funcionais.

SHELBOURNE (1997) revisou 602 pacientes que foram submetidos à cirurgia do LCA entre 1987 e 1992 pelo mesmo cirurgião e ao mesmo protocolo de reabilitação, que objetivava a ADM completa de hiperextensão. Todos os pacientes foram avaliados por um questionário com objetivo de verificar a incidência e a intensidade da dor anterior do joelho. Chegou à conclusão de que a incidência de dor anterior do joelho pode ser prevenida pela obtenção da ADM completa de hiperextensão do joelho, que deve ser trabalhada desde o pré-operatório.

O LCA pode ser reconstruído por uma técnica cirúrgica extra-articular, intra-articular ou combinada. Os procedimentos extra-articulares destinam-se a eliminar os desvios de eixo, porém não conseguem restaurar uma artrocinemática normal através do eixo do LCA normal. Esses procedimentos estão se tornando obsoletos, como resultado da baixa taxa de êxito no que concerne à preservação da estabilidade do joelho à longo prazo. Os procedimentos extra-articulares estão sendo utilizados basicamente em adolescentes com uma epífise aberta, nos quais os túneis ossos não podem ser perfurados através destas para a colocação do enxerto intra-articular ou para complementar um procedimento intra-articular (ANDREWS, 2000).



Fonte: <http://www.acldmd.com>

Figura 58 – Etapas da cirurgia de reconstrução do LCA

As reconstruções intra-articulares podem ser feitas de forma aberta ou por via artroscópica. Existem a vários tipos de tecidos para os reparos intra-articulares, incluindo os auto-enxertos, aloenxertos e próteses ligamentares (ANDREWS, 2000). Os diferentes tipos de auto-enxerto apresentam diferentes características de força, como demonstrado na tabela 1 e figura 59.

Tabela 1 – Percentual de força dos substitutos do LCA em relação ao mesmo

ENXERTO	PERCENTUAL DE FORÇA DO LCA
Tendão patelar	168
LCA	100
Semitendinoso	70
Grácil	49
Trato iliotibial	44
Fáscia lata	36
Retináculo	21

Fonte: NOYES *et al.*, (1984).

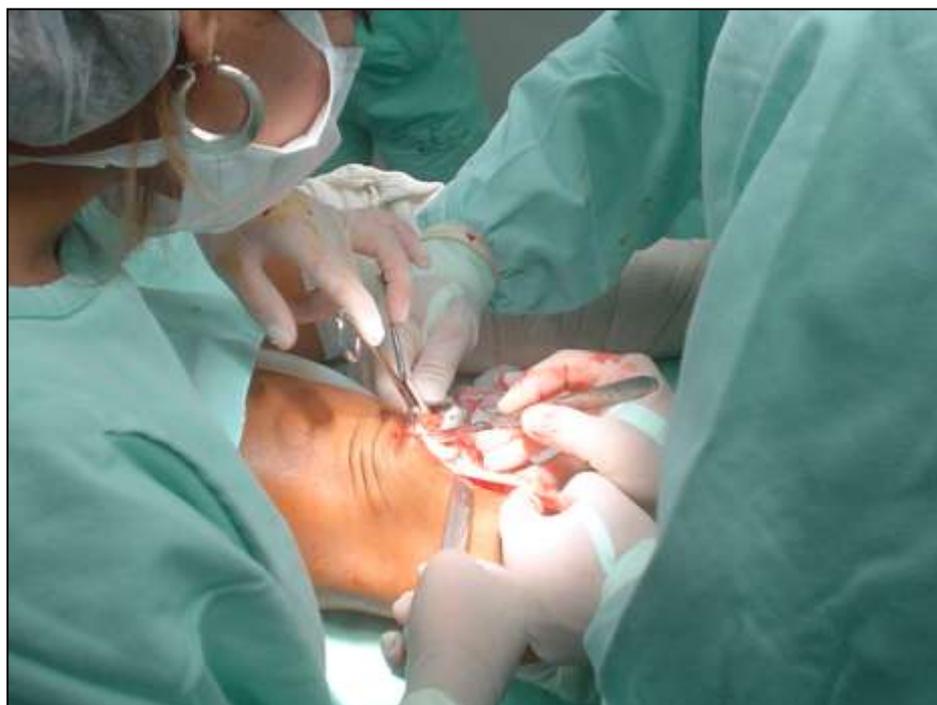


Fonte: PROATO, 2005.

Figura 59 – Enxertos comumente utilizados para reconstrução do LCA

O enxerto do trato iliotibial caiu em desuso devido ao alto índice de falhas apresentadas por sua baixa resistência ao estresse. O aloenxerto apresenta baixa morbidade, demanda menor tempo cirúrgico e sua força tênsil e tamanho são compatíveis com o procedimento. Como desvantagens, surgem os riscos de transmissão de infecções como a AIDS e hepatite B, custo elevado, baixa viabilidade biológica e resultados imprevisíveis. Os tendões semitendinoso/grácil apresentam como vantagens a baixa morbidade no sítio doador, boa recuperação à curto prazo e boa viabilidade biológica. As desvantagens mais citadas são a menor força tênsil, mesmo quando feito em banda tripla, devido à possibilidade de tensionamento seletivo das tiras, menor qualidade de fixação e tempo cirúrgico maior para a sua dissecação, retirada e preparo. O tendão quadricipital ainda necessita de maior comprovação, porém apresenta boa viabilidade biológica e disponibilidade em casos de revisão. Como desvantagens, apresenta a morbidade no sítio doador e baixa qualidade de fixação na extremidade tibial (ANDRADE, 1999).

O enxerto mais utilizado para a cirurgia é o do ligamento patelar (RUBISTEIN *et al.*, 1994; BEYNNON *et al.*, 2002) (Figura 60). Suas principais vantagens são a disponibilidade, viabilidade biológica, qualidade de fixação e elevada força tênsil. De qualquer forma, dor local, artrofibrose, ruptura do tendão, fraturas da patela e a fraqueza do quadríceps são relatadas após esse procedimento (RUBISTEIN *et al.*, 1994; ANDRADE, 1999).



Fonte: Pesquisa do autor, 2007.

Figura 60 – Retirada do ligamento patelar para reconstrução do LCA

AMIEL (1986), utilizando modelo de coelho, demonstraram que, após ser fixado na posição do LCA, o enxerto do ligamento patelar sofre um processo de ligamentização, quando passa a adquirir propriedades histológicas do mesmo. Com quatro semanas, os túneis ósseos já cicatrizaram o suficiente, porém poderão ser necessárias oito semanas se a fixação não é adequada.

Estudos utilizando animais sobre a força dos auto-enxertos com o passar do tempo indicam que a maioria das falhas ocorre no local da fixação óssea nos primeiros dois meses após a cirurgia. Essa falha pode ocorrer na interface tecido mole/osso ou no local de fixação osso/osso. Após dois meses, as falhas começam a ocorrer predominantemente na própria substância do tecido (AMIEL, 1986).

Existem muitas controvérsias sobre os períodos e percentuais de força e revascularização do enxerto. As mensurações iniciais feitas por NOYES *et al.* (1984), que utilizaram um enxerto do terço central do ligamento patelas com uma média de 14mm de largura, mostraram que os enxertos possuíam em média 168% da força do LCA na ocasião da coleta do enxerto. Mais recentemente, COOPER *et al.* (1993) testaram enxertos do terço central do ligamento patelar com 10mm de largura e relataram que esse enxerto possuía 174% da força do LCA por ocasião da coleta. A largura de 10mm é a mais utilizada por cirurgiões, pois evita a fricção do enxerto com a fossa intercondilar femoral.

Com base em dados de animais, aceitava-se que os auto-enxertos osso-ligamento patelar-osso sofrem um processo de ligamentização, que resulta em um enxerto cujo aspecto vascular e histológico é semelhante ao de um LCA normal após um ano. O auto-enxerto é mais resistente por ocasião da implantação do que com quatro a oito semanas após a cirurgia, por causa da necrose avascular ao qual é submetido. À medida que ocorre a revascularização e ligamentização, o enxerto readquire força, porém sem se aproximar da vantagem inicial que apresentava (ANDREWS, 2000). Esses dados baseavam-se em estudos como o de CLANCY *et al.* (1981), que relataram que a força do enxerto do tendão patelar transplantado era de 53% aos três meses e 81% aos nove meses e doze meses, em comparação a um LCA.

ROUGRAFF (1999), descreveu os achados da biópsia do enxerto do ligamento patelar utilizado para reconstrução do LCA de nove pacientes, entre 3 e 8 semanas após a cirurgia. Todas biópsias foram retiradas da região central do tecido transplantado e demonstraram células viáveis em dois diferentes padrões. Três semanas após a cirurgia, houve áreas que ficaram muito parecidas com amostras de ligamento patelar, com poucos núcleos e colágeno maduro. Outras áreas estavam hipercelulares e intimamente associadas com uma invasão neovascular. A vascularização dos enxertos estava presente desde a terceira semana e aumentou sua prevalência até a quinta semana. Todas as amostras apresentaram áreas acelulares e degeneradas. Concluiu que a utilização do enxerto avascular do ligamento patelar é caracterizado pela breve viabilização histológica do tecido desde a terceira semana. Dessa forma, mesmo que não se possa fazer nenhuma

conclusão acerca das propriedades biomecânicas dos enxertos, observa-se que estes não ficaram necróticos e parece que estresses aplicados nesse tecido vivo melhorariam sua auto-modelação e maturação. Portanto um programa de reabilitação acelerado contribuiria para o desenvolvimento do estresses, assim como protocolos designados a limitar os estresses poderiam ser prejudiciais ao resultado final.

Os protocolos de reabilitação acelerada, que se concentram nos exercícios de cadeia fechada, conforme sugerido por SHELBOURNE (1990), tornaram muito mais rápido o processo de reabilitação. NOYES *et al.* (1984), sugerem que, na maioria das atividades extenuantes, o LCA só raramente será exposto a mais de 50% de sua carga máxima. HENNING (1985), documentou os exercícios e atividades que impõem graus diferentes de estresse ao LCA, como pode-se observar na tabela 2.

Tabela 2 – Sobrecarga relativa imposta ao LCA sob diferentes atividades

ATIVIDADE	SOBRECARGA DO LCA*
Corrida em declive com 5mph	125%
Contração isométrica quadríceps c/ 22° flexão (9kg)	62-121%
Contração isométrica quadríceps c/ 0° flexão (9kg)	87-107%
Trote sobre o assoalho	89%
Levantamento da perna com 22° de flexão do joelho	12-79%
Trote com 5mph na esteira rolante	62-64%
Contração isométrica quadríceps c/ 45° flexão (9kg)	50%
Caminhar sem dispositivo de assistência	36%
Meio agachamento c/ uma única perna	21%
Contração do quadríceps	18%
Caminhar c/ muletas sustentando um peso de 22,7kg	7%
Bicicleta estacionária	7%
Contração isométrica dos músculos isquiotibiais	-7%

* Um único registro indica que a atividade foi relatada apenas para um único indivíduo, enquanto que a variação indica um registro relatado para ambos os indivíduos.

Fonte: HENNING (1985).

Antigamente, os exercícios de extensão eram evitados nas amplitudes terminais de extensão em uma posição de cadeia fechada por causa dos possíveis estresses que eram impostos ao enxerto. As amplitudes terminais que eram evitadas variavam de 0° a 30°, 0° a 45° e 0° a 60° (BURKES, 1988).

O padrão temporal para a progressão na reabilitação do LCA é bastante variável, embora existam condutas que devem ser enfatizadas para permitir a progressão do paciente, independente do fator tempo. Imediatamente após a cirurgia, deve ser enfatizado o controle da inflamação, a manutenção de uma extensão passiva plena, a promoção da mobilidade patelar e o aumento do recrutamento quadricipital (ANDREWS, 2000).

Assim que a incisão estiver devidamente cicatrizada, poderão ser realizadas a mobilização e a dessensibilização da mesma, de modo a tornar o ganho de ADM menos doloroso (ANDREWS, 2000) (Figuras 61 e 62).



Fonte: Pesquisa do autor, 2007.

Figura 61 - Utilização do CPM para mobilização no pós-operatório imediato



Fonte: Pesquisa do autor, 2007.

Figura 62 – Mensuração do ganho de ADM durante a mobilização pós-operatória

O paciente pode interromper o uso de muletas quando a extensão ativa plena for conseguida e se houver um bom controle do quadríceps. Nesse momento, os exercícios de fortalecimento deverão ser implementados, desde que realizados em cadeia fechada (ANDREWS, 2000).

Os exercícios em cadeia fechada permitem o fortalecimento da extremidade inferior como um todo, sem criar estresses que sejam prejudiciais para o enxerto. Isso deve-se ao fato de que as forças de compressão são diminuídas com a contração de músculos agonistas e antagonistas e pelo movimento de diferentes articulações ao mesmo tempo (ANDREWS, 2000) (Figura 63).

De um modo geral, o indivíduo poderá avançar através de um programa de progressão funcional, onde com freqüência a corrida é permitida após um período de quatro a seis meses, com retorno às atividades esportivas após seis a doze meses (ANDREWS, 2000). Um dos fatores que deve ser investigado antes da liberação do paciente para retorno às atividades competitivas é a sua motivação (Figura 64).



Fonte: Pesquisa do autor, 2007.

Figura 63 – Utilização do Shuttle para fortalecimento muscular no PO imediato



Fonte: Pesquisa do autor, 2006.

Figura 64 – Retorno aos treinamentos pós-reconstrução do LCA

RUBINSTEIN *et al.* (1994) demonstrou os resultados da utilização do enxerto do ligamento patelar do joelho contralateral à lesão para reconstrução secundária do LCA em pacientes que sofreram nova ruptura. Seus objetivos eram definir e quantificar a morbidade no local de retirada do enxerto. Os resultados demonstraram baixa morbidade, que se manifestou por curto período de tempo e facilmente reversível.

No mesmo ano eles operaram, desta vez com a utilização primária do enxerto contralateral, um jogador de basquete que almejava retornar às suas atividades esportivas com o menor prazo de tempo possível. Com seis semanas o atleta estava jogando e participou de 32 jogos da temporada, começando o jogo em 23 deles (KARLO, 1999).

Logo após e com seguimento de 39 meses, ele acompanhou 831 pacientes submetidos a reconstrução do LCA. Destes, em 434 foi utilizado o enxerto primário contralateral e, em 228, o ipsilateral. Os demais foram operados com outras técnicas. Ao final desse período, ele observou que o primeiro grupo apresentou precocemente a restauração da amplitude de movimento (ADM) e força muscular e retornou mais cedo às atividades esportivas. Concluiu sugerindo que a técnica e a reabilitação precoce são seguras e excelentes opções para aqueles que necessitam de uma recuperação rápida e sem complicações (SHELBOURNE, 2000).

Segundo SHELBOURNE (2006), seus resultados podem ser atribuídos à possibilidade de iniciar o tratamento fisioterapêutico precocemente, com a reabilitação ocorrendo de forma simultânea, porém separada, para ambos os joelhos, que poderiam adquirir melhores ganhos funcionais, sem edema e prejuízo à estabilidade, e se tornar simétricos, ou seja, apresentar valores semelhantes de amplitude de movimento e força muscular.

OLIVEIRA (2006), demonstrou os resultados da recuperação à curto prazo de uma atleta profissional de voleibol que foi submetida à mesma cirurgia e reabilitação, no Brasil, e que com três semanas de pós-operatório apresentou ADM completa de flexão e extensão em ambos os joelhos e independência funcional para todas as suas AVD's. Ao final do mês apresentou valores de perimetria semelhantes àqueles medidos ao final do período pré-operatório. Com base nos seus resultados, afirmou que, se realizada desde a fase pré-operatória, a reabilitação desse tipo de

paciente pode ter uma evolução precoce, acarretando em um retorno seguro às suas atividades profissionais.

LOBO *et al.* (2006), com o objetivo de demonstrar os resultados clínicos e funcionais de pacientes operados e reabilitados sob as mesmas condições, submeteu, com acompanhamento de 2 anos pós-cirurgia, 256 pacientes, de faixa etária variando entre treze e sessenta anos, sendo 160 do gênero masculino e 27 do feminino, a avaliação da estabilidade ligamentar, amplitude de movimento, trofismo muscular, propriocepção, satisfação objetiva e subjetiva, bem como o retorno às atividades de vida diária e esportivas. Seus resultados comprovaram o sucesso do método, proporcionando uma independência funcional ao paciente desde o primeiro dia pós-operatório até o retorno integral às suas funções. Concluíram consolidando esse procedimento como sendo sua primeira escolha na reconstrução do LCA.

2.4 AVALIAÇÃO ISOCINÉTICA DO JOELHO

O conceito de exercício isocinético foi desenvolvido por James Perrine e introduzido na literatura científica em 1967 por Hislop e Perrine. Foram então desenvolvidos equipamentos que permitem a contração muscular máxima de forma dinâmica com resistência em toda amplitude de movimento. A velocidade angular constante é escolhida com controle do fenômeno da aceleração e desaceleração do movimento e a resistência é auto-adaptada à força desenvolvida pelo indivíduo (HISLOP, 1967).

Para ANDREWS (2000), a definição de isocinética é simplesmente “velocidade constante”. A velocidade a ser aplicada pelo paciente é estabelecida previamente, não sendo a força determinada. A importância dessa prática para a clínica, está no sentido de que quando ocorre dor ou fadiga, o paciente consegue continuar a contração dinâmica ao longo de toda amplitude, porém com torque reduzido.

De acordo com ANDREWS (2000), é importante e necessário ser elaborado um protocolo de teste padronizado que irá aprimorar a confiabilidade do mesmo. Algumas considerações devem ser levadas em conta, como a educação do indivíduo quanto às necessidades específicas do teste, a utilização primeiramente do lado não afetado a fim de estabelecer uma linha básica e demonstrar o que será

necessário fazer, a realização de aquecimento para cada velocidade, comandos verbais sobre as instruções do teste e estabilização apropriada.

Antes dos testes deve ser realizado pelo indivíduo a ser testado um aquecimento geral (bicicleta, corrida) e alongamento ativo dos músculos a serem avaliados, a fim de preparar o sistema cardiovascular e osteolocomotor. Além disso, contrações máximas e submáximas nas velocidades escolhidas para o teste são necessárias para familiarização com o sistema isocinético antes de uma medida válida (CHATRENET, 2002).

Segundo DVIR (2002), usualmente a articulação do joelho é avaliada na posição sentada, assumindo movimento femoral mínimo devido à estabilização distal da coxa, com o alinhamento do eixo do dinamômetro estendendo-se através do côndilo femoral lateral.

DVIR (2002) indica que o ângulo de reclinção do encosto da cadeira do dinamômetro tem efeito diferencial no momento quadríceps e isquiotibiais, enquanto o momento do quadríceps não teve diferenças entre as posições sentada e semi-reclinada, os isquiotibiais tiveram escores mais altos na posição sentada. Por isso, sugere-se a posição sentada em aproximadamente 80°.

A estabilização da posição do indivíduo é realizada com cintas fixas no quadril, tronco e membro a ser testado. Os membros superiores podem ser cruzados sobre o peito ou segurar o apoio lateral. A colocação do braço de alavanca com o seu bloqueio no empuxo, que se liga sobre o segmento tibial, irá criar um momento resistente do par de forças transmitindo pelo músculo motor. Quanto maior a distância entre o centro de rotação da articulação e esse bloqueio, maior será a força desenvolvida (CHATRENET, 2002).

PRENTICE (2003) afirmam que quando o joelho passa de fletido para estendido, a gravidade opera sobre esse movimento, ocorrendo o contrário quando o indivíduo começa a flexioná-lo a partir da extensão total. Para eliminar os efeitos da gravidade, o membro deve ser pesado e decomposto em fatores para o registro de dados.

Conforme estudo realizado por TOVIN *et al.* (1994), a avaliação isocinética em indivíduos que se submeteram a cirurgia de reconstrução do ligamento cruzado

anterior pode ser realizada no final da 8ª semana pós-operatória, sem que haja prejuízo a condição atual do paciente.

Durante a extensão do joelho em cadeia cinética aberta, há uma força de cisalhamento anterior entre 38° e 0°, e uma força de cisalhamento posterior entre 40° e 101° de flexão. Em pacientes submetidos à reconstrução do LCA, deve-se evitar os últimos 20° ou 30° de extensão, pois podem ser agressivos para o neoligamento, sobretudo com aplicação distal da resistência (PRENTICE, 2003).

3. MATERIAL E MÉTODOS

3.1 DELINEAMENTO DA PESQUISA

Trata-se de um estudo transversal não-controlado (PEREIRA, 1995), no qual foi realizada a avaliação do desempenho muscular de pacientes que foram submetidos à cirurgia e reabilitação após a lesão do ligamento cruzado anterior.

3.2 SELEÇÃO DA AMOSTRA

O presente estudo contou com a participação de 22 indivíduos, de ambos os gêneros, com ocupações distintas, praticantes de esportes em nível recreacional, na faixa etária de 15 a 45 anos, que sofreram lesão aguda do ligamento cruzado anterior e foram submetidos à reabilitação e cirurgia de reconstrução primária utilizando enxerto do ligamento patelar contralateral. Todos os sujeitos foram avaliados ao final do tratamento, quando apresentavam a restauração completa dos sintomas e eram considerados aptos para retornar às suas atividades após avaliação clínica tradicional, realizada pelo cirurgião, que autorizou formalmente a participação dos mesmos na pesquisa (Anexo 1).

Para obtenção dos sujeitos da pesquisa, foram selecionados por conveniência pacientes atendidos na Clínica Integrada de Ortopedia e Reabilitação - CLINOR, localizada na Asa Norte, Brasília (DF). Todos eram voluntários e assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo 2), dando ciência que conheciam os procedimentos a serem realizados e concordaram com os objetivos da pesquisa.

Para fins de apreciação dos aspectos éticos implicados em pesquisas com seres humanos, este projeto foi submetido à avaliação e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Faculdade de Ciências da Saúde (FS), da Universidade de Brasília, conforme resoluções 196/96 do Conselho Nacional de Saúde / Ministério da Saúde (Anexo 3).

3.2.1 Critérios de Inclusão

- Ter sofrido lesão aguda do ligamento cruzado anterior;
- Ter sido submetido à cirurgia de reconstrução primária utilizando enxerto do ligamento patelar contralateral pelo mesmo cirurgião e ao mesmo programa de reabilitação pré e pós-operatório (descrito por SHELBOURNE, 1999; 2000; 2006; 2007);
- Encontrar-se no final do tratamento, assintomático e apto para retornar às atividades, após avaliação clínica tradicional, realizada pelo cirurgião;
- Ser praticante de esportes em nível recreacional;
- Ter a idade compreendida entre 15 e 45 anos;
- Apresentar interesse em participar de todas as etapas do estudo.

3.2.2 Critérios de Exclusão

- Ter sofrido lesão crônica do ligamento cruzado anterior;
- Apresentar histórico de dor, instabilidade, lesões e/ou cirurgia nos joelhos ou associadas aos mesmos, prévio à lesão que gerou o quadro clínico atual;
- Apresentar, no momento da avaliação, dor e edema agudos, limitação severa da ADM, histórico de distensão muscular, luxações agudas, fraturas instáveis e problemas no coração;
- Estar fora da faixa etária e período de tratamento proposto;
- Ser sedentário ou atleta profissional;
- Não apresentar interesse em participar de todas as etapas do estudo.

3.3 INSTRUMENTOS DE COLETA DOS DADOS

3.3.1. Ficha de Avaliação Isocinética do Joelho

Para registro das informações de identificação dos sujeitos da pesquisa, bem como das medidas prévias à avaliação isocinética e ajustes do equipamento durante o teste, foi elaborada uma Ficha de Avaliação Isocinética (Anexo 4).

3.3.2 Estetoscópio e Esfigmomanômetro

Foram utilizados um estetoscópio e um esfigmomanômetro para medida da pressão arterial dos sujeitos da pesquisa. Os equipamentos eram da marca BD[®].



Fonte: <http://www.cardiomed.com.br>

Figura 65 – Estetoscópio e esfigmomanômetro BD[®]

3.3.3. Balança digital LÍDER[®] e estadiômetro SOEHNLE[®]

Para coleta da estatura e peso, foram utilizadas uma balança digital Líder[®] e um estadiômetro Soehnle[®].



Fonte: <http://www.cardiomed.com.br>

Figura 66 - Balança digital LÍDER[®] e estadiômetro SOEHNLE[®]

3.3.4 Bicicleta ergométrica ERGO-FIT®

Para aquecimento dos pacientes, utilizou-se uma bicicleta ergométrica ERGO-FIT®, modelo Cycle 177 Med (Figura 67).



Fonte: <http://www.ergo-fit.de/english/scripts/start.php>

Figura 67 – Bicicleta ergométrica ERGO-FIT® modelo Cycle 177 Med

3.3.5 Dinamômetro Isocinético Biodex System 3 Pro®

O dinamômetro isocinético Biodex System 3 Pro® (Figura 68) é um equipamento que permite mensurar objetiva e quantitativamente o desempenho muscular, avaliando parâmetros físicos da função muscular, como força, trabalho, potência e resistência (Biodex Medical Systems Inc., 1998).

Todos os sistemas isocinéticos são baseados no princípio de que o braço de alavanca se move a uma velocidade angular pré-determinada em graus/segundo ($^{\circ}/s$), por maior que seja a força no giro, ou no momento, aplicada pelo usuário. Se este aplicar mais força, a máquina aumenta sua resistência de forma correspondente e mantém o movimento dentro da velocidade pré-determinada (DVIR, 2002).



Fonte: <http://www.biodex.com>

Figura 68 - Dinamômetro isocinético Biodex System 3 Pro®

Os elementos básicos do equipamento são (Biodex Medical Systems Inc., 1998):

1. Unidade de aceitação de força: representa a interface entre o sujeito e o sistema. Consiste de um acessório metálico no braço de alavanca, com ou sem plataformas de espuma, que se conecta ao braço de alavanca através da “célula de carga”. A localização da unidade ao longo do braço de alavanca é ajustada individualmente (Figura 69);
2. Célula de carga: converte o sinal de força em um sinal elétrico (Figura 69);
3. Braço de alavanca: proporciona a base para unidade de aceitação de força e se move radialmente sobre um eixo fixo; possui regulagem de comprimento, para indivíduos com membros de tamanhos distintos (Figura 70);
4. Cabeça do dinamômetro: abriga o motor responsável pelo movimento do braço de alavanca (Figura 70);



Fonte: Pesquisa do autor, 2008.

Figura 69 – Unidade de aceitação de força com célula de carga



Fonte: Pesquisa do autor, 2008.

Figura 70 – Braço de alavanca e cabeça do dinamômetro

5. Assento (bloco, espécie de banco): serve para posicionar o sujeito e, portanto possui regulação do comprimento e altura do assento, bem como da posição em relação à cabeça do dinamômetro e da inclinação do encosto; contém cintas de fixação para tronco, cintura e coxa (Figura 71).



Fonte: Pesquisa do autor, 2008.

Figura 71 – Assento

6. Unidade de controle: consiste de um computador pessoal e seus equipamentos periféricos associados. O modo de operação e vários outros parâmetros são inseridos no computador pelo teclado. O mesmo computador é responsável pelo processamento dos dados em tempo real (Figura 72);

7. Acessórios específicos: necessários para as várias aplicações do dinamômetro isocinético – quadril, joelho, tornozelo, cotovelo, ombro e coluna (Figura 73).



Fonte: Pesquisa do autor, 2008.

Figura 72 – Unidade de controle



Fonte:
Fonte:

Fonte: Pesquisa do autor, 2008.

Figura 73 – Acessórios do dinamômetro

Todos os equipamentos utilizados encontravam-se calibrados, de modo a permitir a obtenção de registros fidedignos.

3.4 PROCEDIMENTOS DA PESQUISA

Anteriormente ao início da coleta oficial, foram realizadas duas sessões de avaliação como pré-teste, afim de verificar a reprodutibilidade do procedimento com os sujeitos da pesquisa. Na primeira, foram avaliados pacientes saudáveis, sem histórico de lesões nos membros inferiores. Na segunda, foram avaliados pacientes que haviam sido submetidos a diferentes técnicas cirúrgicas de reconstrução do LCA. Ao todo foram realizadas 6 avaliações. Todas as coletas foram realizadas pelo mesmo examinador.

Os sujeitos da pesquisa foram orientados a não realizar atividades físicas nas 24 horas que antecederam os testes, para que houvesse descanso suficiente pré-avaliação, e usavam roupas de ginástica no momento da mesma.

3.4.1 Anamnese Pré-Teste

Anteriormente ao início da preparação dos pacientes para avaliação isocinética, foram coletadas informações gerais, para verificação dos fatores de inclusão e exclusão na pesquisa e identificação das características dos mesmos.

As informações obtidas foram registradas na Ficha de Avaliação Isocinética (Anexo 4) e serviram de base para organização dos sujeitos da pesquisa.

3.4.2 Registro da Pressão Arterial

O registro da pressão arterial teve por objetivo verificar se os pacientes encontravam-se em condições cardiovasculares para realização do teste. Foi realizado no paciente sentado, com membro a ser utilizado relaxado e apoiado. Baseou-se no procedimento descrito por LÓPEZ (2001):

- Primeiramente acopla-se a braçadeira do esfigmomanômetro no braço do sujeito da pesquisa, um pouco acima da fossa antecubital. Fecha-se a válvula da pêra insufladora de ar. Coloca-se o estetoscópio sobre a artéria braquial, na altura da fossa antecubital e inicia-se o insuflamento de ar pela pêra até alcançar a marca de aproximadamente 140/160 mmHg no manômetro. Em seguida, abre-se cuidadosa e

lentamente a válvula da pêra insufladora de ar, acompanhando simultaneamente a descida do ponteiro do manômetro ao estetoscópio. Registra-se, então, o valor da pressão arterial sistólica (máxima) ao ser auscultado o primeiro ruído. O ponteiro do manômetro continua a descer e os ruídos ficam menos intensos. Observando-se ainda o manômetro, no momento em que cessam-se tais ruídos, ou seja, quando deixam de ser auscultados, registra-se o valor da pressão arterial diastólica (mínima).

3.4.3 Coleta do Peso e Estatura

Para as coletas do peso e estatura, foi utilizado o procedimento descrito por MONTEIRO (1998):

- O sujeito deve estar descalço e manter-se em pé, com os pés unidos e voltados para frente, ombros relaxados e membros superiores ao longo do corpo, estando o plano de Frankfurt (linha imaginária que passa pelo ponto mais baixo do bordo inferior da órbita direita e pelo ponto mais alto do bordo superior do meato acústico externo direito em nível do trago) rigorosamente posicionado. Para registro da estatura, deve-se solicitar ao sujeito a realização de uma inspiração máxima, seguida de apnéia, para então efetuar-se a leitura (Figuras 74 e 75).





Fonte: Pesquisa do autor, 2008.

Figuras 74 e 75 – Coleta do peso e estatura

3.4.4 Aquecimento e alongamento

Após o preenchimento das informações gerais e medidas da pressão arterial, peso e estatura, os pacientes foram posicionados na bicicleta ergométrica para aquecimento (Figura 76).



Fonte: Pesquisa do autor, 2008.

Figura 76 - Aquecimento na bicicleta ergométrica

O tempo de aquecimento foi de 10 minutos, com uma carga de 50 Watts. Não foi pré-determinada a velocidade, apenas solicitou-se aos pacientes que mantivessem o movimento constante e sem esforço significativo.

Após o período de aquecimento, os sujeitos foram orientados a realizar alongamentos para os músculos extensores e flexores do joelho (Figuras 77 e 78).



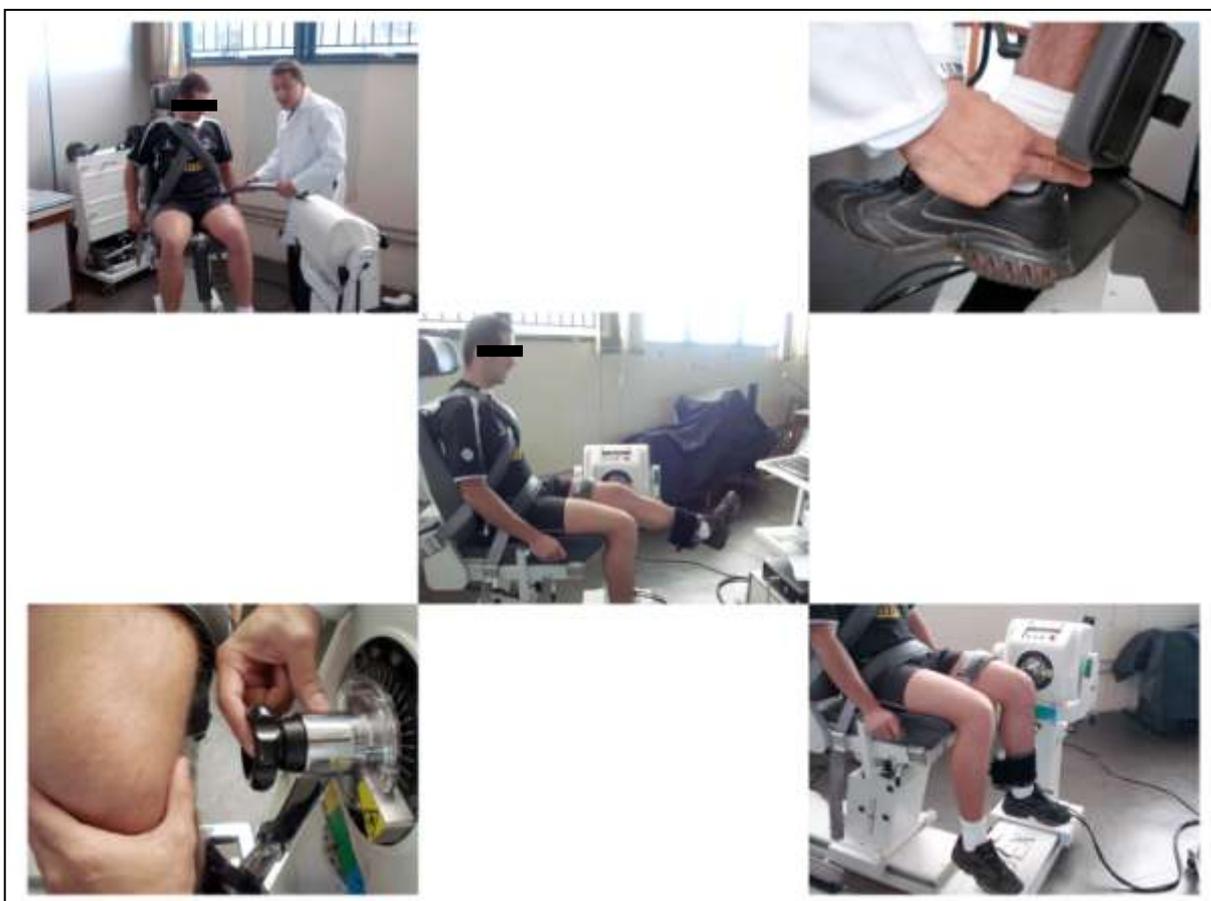
Fonte: Pesquisa do autor, 2008.

Figura 77 e 78 – Alongamentos para os músculos do joelho

3.4.5 Avaliação Isocinética

Os sujeitos foram avaliados na posição sentada, com o apoio do tronco reclinado à 80° e o eixo do equipamento alinhado ao eixo articular do joelho a ser testado, a partir do epicôndilo lateral do fêmur. Para estabilização da posição, foram

utilizados cintos na pelve, tronco e terço distal da coxa. A unidade de aceitação de força (plataforma de resistência) foi fixada ao membro inferior dos pacientes, imediatamente superior ao maléolo medial. Durante o teste, os pacientes foram ainda orientados a segurar com as mãos nas barras laterais da cadeira do dinamômetro (Figura 79).



Fonte: Pesquisa do autor, 2008.

Figura 79 – Posicionamento do paciente no dinamômetro

3.4.5.1 Familiarização

Anteriormente ao início do teste, os pacientes foram informados sobre todas as fases da avaliação e assistiram a um vídeo que resumia os principais momentos da mesma (Figura 80). Realizaram ainda cinco contrações musculares submáximas, à 120°/s com o objetivo de familiarização à resistência isocinética.



Fonte: Pesquisa do autor, 2008.

Figura 80 – Familiarização do teste

3.4.5.2 Determinação da ADM de teste e cálculo do peso do membro

Após o posicionamento dos pacientes, foi determinado o movimento do teste e calculado o peso do membro a ser testado. A amplitude utilizada foi 90° - 30° . O cálculo do peso do membro foi realizado ao final da ADM de extensão, quando, depois de atingida a posição, solicitava-se aos pacientes o relaxamento completo do membro.

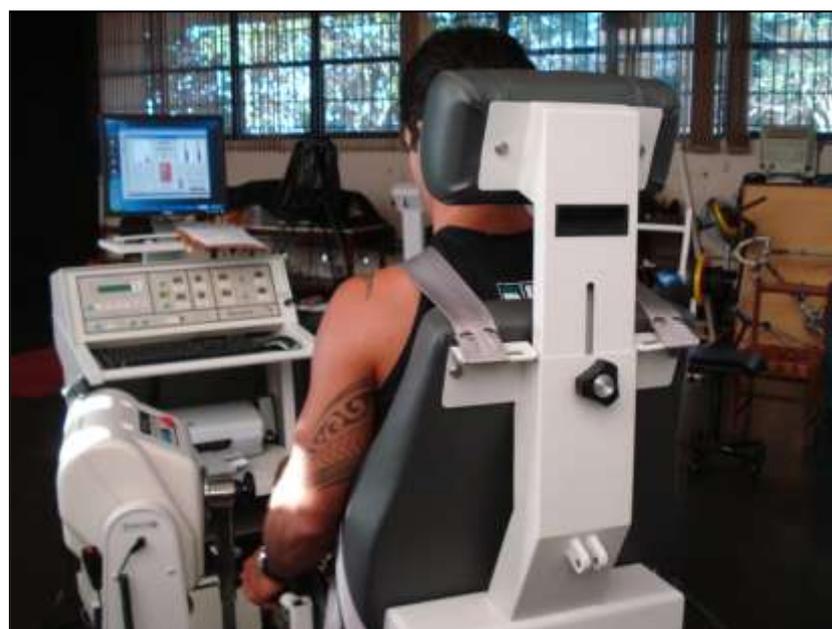


Fonte: Pesquisa do autor, 2008.

Figura 81 – Determinação da ADM de teste e cálculo do peso do membro

3.4.5.3 Movimentos do teste

Os pacientes realizaram 5 repetições concêntricas máximas de quadríceps e isquiotibiais às velocidades de 60°/s e 180°/s e, por último, mais 20 repetições à 300°/s. Durante a realização dos movimentos, os indivíduos foram encorajados a realizar força máxima a partir de estímulo verbal moderado do avaliador e *feedback* visual proporcionado pelo software do dinamômetro (Figuras 82 e 83).



Fonte: Pesquisa do autor, 2008.

Figuras 82 e 83 – Movimentos do teste sob estímulo verbal e *feedback* visual

Foi padronizado avaliar primeiramente o membro doador e posteriormente o membro receptor.

3.4.5.4 Período pós-teste

Com a finalidade de prevenir o aparecimento quaisquer de sintomas, foi realizada a aplicação de gelo, compressão e elevação por 20 minutos em ambos os joelhos, imediatamente após a realização do teste (Figura 84).



Fonte: Pesquisa do autor, 2008.

Figura 84 – Aplicação de gelo pós-teste

3.4.5.5 Dados utilizados

Os dados do desempenho muscular utilizados foram:

- Pico de torque à 60°/s (*Peak Torque*): é a força muscular máxima desenvolvida em qualquer posição da amplitude de movimento. É obtido em Newton/metro (Nm);
- Trabalho total à 60°/s (*Total Work*): é a soma (força x distância) de cada repetição da série realizada. Descreve como o paciente produz torque por toda a amplitude de movimento. É expresso em Joules (J);

- Potência média à 180°/s (*AVG. Power*): é obtida dividindo-se o trabalho desenvolvido pelo tempo. Indica a habilidade de um músculo realizar trabalho por um período de tempo. É expresso em Watts (W).
- Fadiga ao trabalho à 300°/s (*Work Fatigue*): representa a queda de trabalho ao longo das repetições. É obtida dividindo-se o trabalho total da segunda metade da série, pelo trabalho total da primeira metade da série x 100. Um índice de fadiga elevado indica que houve pequena queda do trabalho muscular ao longo dos movimentos realizados.
- Relação Isquiotibiais/Quadríceps à 60°/s (*Agon/Antag Ratio*): percentual da força da musculatura extensora – quadríceps, representada pela musculatura flexora – isquiotibiais. Calculada dividindo-se os valores de torque, trabalho e potência de um grupo muscular normalmente mais fraco - isquiotibiais, pelo de um grupo mais forte – quadríceps.

3.5 LOCAL E DATA DE COLETA DOS DADOS

Os pacientes foram avaliados no Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília. A utilização do laboratório para realização da pesquisa foi autorizada pelo responsável pela instituição, que recebeu uma cópia do projeto de pesquisa e do termo de aprovação do estudo pelo CEP/FS (Anexo 3), bem como assinou uma Declaração de Ciência Institucional (Anexo 5).



Fonte: Pesquisa do autor, 2008.

Figura 85 – Laboratório de biomecânica da Faculdade de Educação Física

O período de coleta estendeu-se de 25 de junho a 04 de julho. Durante esse período foram realizadas as avaliações utilizadas como pré-teste e a coleta oficial.

3.6 RISCOS E BENEFÍCIOS

O teste isocinético permite a sobrecarga de um músculo em 100% de sua capacidade máxima, em toda a amplitude de movimento, tornando-o instrumento mais útil para avaliação da força muscular (SHINZATO *et al.*, 1996).

O presente trabalho objetiva avaliar o desempenho muscular dos músculos extensores e flexores do joelho de pacientes submetidos à cirurgia e reabilitação do ligamento cruzado anterior, ao final do tratamento pós-operatório, o que permitirá uma melhor avaliação da aplicabilidade desse procedimento. Os resultados desse trabalho contribuirão para o estabelecimento de uma propedêutica mais eficiente na abordagem do paciente com lesão do ligamento cruzado anterior.

Conforme estudo realizado por TOVIN *et al.* (1994), a avaliação isocinética em indivíduos que se submeteram à cirurgia de reconstrução do ligamento cruzado anterior pode ser realizada no final da 8ª semana pós-operatória, sem que haja prejuízo à condição atual do paciente.

Segundo DAVIES (1992) e DVIR (2002), o teste isocinético está contra-indicado em absoluto na presença de dor e edema agudos, limitação severa da ADM, em casos de distensão muscular, luxações agudas e fraturas instáveis. A presença de pequena diminuição da ADM, dor e edema controlados, distensão crônica e luxação subaguda devem ser avaliados individualmente (DAVIES, 1992; DVIR, 2002). O teste isocinético de performance muscular máxima é absolutamente contra-indicado em pacientes que sofram de problemas no coração (DVIR, 2002).

3.7 ANÁLISE DOS DADOS

O tratamento estatístico foi realizado através do programa SPSS for Windows 13.0.

Inicialmente foi realizada a análise descritiva dos dados, com finalidade de definir um panorama geral dos pacientes a partir das suas características gerais – identificação e dados da anamnese e exame físico.

Para avaliação do desempenho muscular dos pacientes, os resultados foram comparados entre os membros, sendo obtidas as diferenças numérica, percentual e análise da variância (One-Way Anova). Foi adotado 5% como nível de significância.

Para verificar o nível de correlação existente entre tempo de tratamento pré e pós-operatório com os valores obtidos para pico de torque no movimento de extensão dos membros doador e receptor, foi aplicado o coeficiente de correlação de Pearson.

4. RESULTADOS

A amostra selecionada para estudo foi formada por 22 indivíduos, na faixa etária compreendida entre 15 e 45 anos, com média de idade e desvio padrão de $24,68 \pm 8,51$. Desses, 19 (86,36%) eram do gênero masculino e 3 (13,64%) do gênero feminino. Os valores médios e desvio padrão da estatura e peso foram respectivamente $174,11 \pm 6,69$ e $72,97 \pm 12,56$ (Tabela 3).

Tabela 3 – Distribuição dos indivíduos do grupo de pesquisa por n.º de indivíduos, gênero, média de idade (anos), estatura (cm) e peso (Kg). Brasília - DF, 2008.

Variáveis	Características do Grupo de Pesquisa
Nº de Indivíduos	22
Gênero Masculino	19 (86,36%)
Gênero Feminino	3 (13,64%)
Média de Idade	$24,68 \pm 8,51$
Estatura	$174,11 \pm 6,69$
Peso	$72,97 \pm 12,56$

Observou-se ainda que a maior parte dos sujeitos eram destros (19-86,36%), enquanto apenas 3 (13,64%) eram canhotos (Gráfico 1).

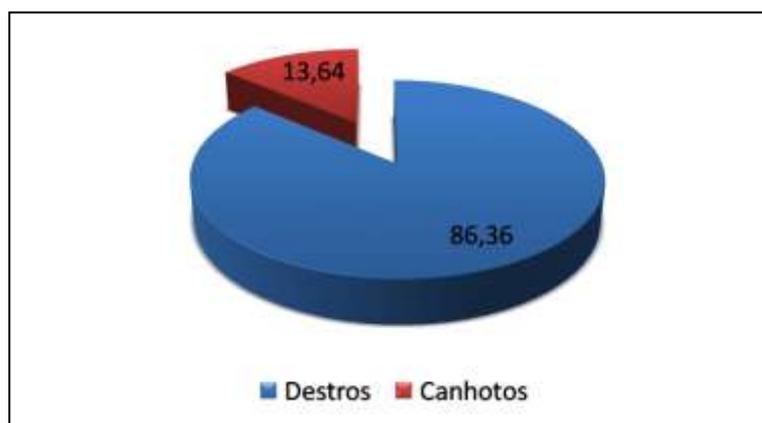
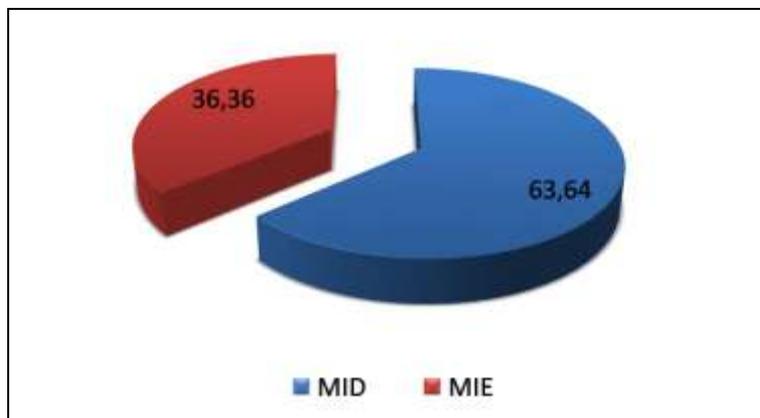


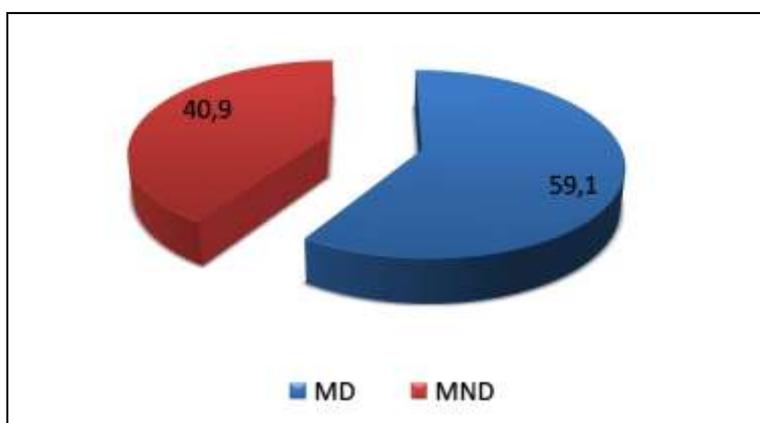
Gráfico 1 - Distribuição (%) dos indivíduos do grupo de pesquisa pela dominância. Brasília - DF, 2008.

Quanto ao membro lesionado, 14 (63,64%) lesionaram o membro direito, enquanto 8 (36,36%) lesionaram o membro esquerdo (Gráfico 2). Quanto à relação entre membro lesionado e dominância, observou-se que 13 (59,1%) indivíduos lesionaram o membro dominante, enquanto 9 (40,9%) lesionaram o membro não dominante (Gráfico 3).



MID: Membro inferior direito
MIE: Membro inferior esquerdo

Gráfico 2 - Distribuição (%) dos indivíduos do grupo de pesquisa pelo membro lesionado. Brasília - DF, 2008.



MD: Membro dominante
MND: Membro não dominante

Gráfico 3 - Distribuição (%) do membro lesionado por dominância. Brasília - DF, 2008.

Todos os sujeitos praticavam esportes em nível recreacional. Quanto ao momento da lesão, em todos os casos essas ocorreram durante a prática da modalidade do sujeito. As modalidades e as respectivas frequências podem ser observadas na tabela 4 e gráfico 4.

Tabela 4 – Distribuição dos indivíduos do grupo de pesquisa por modalidade esportiva praticada. Brasília - DF, 2008.

Variáveis	Características do Grupo de Pesquisa
Futebol	13 (59,12%)
Kung Fu	3 (13,63%)
Muay Thai	2 (9,09%)
Basquete	1 (4,54%)
Capoeira	1 (4,54%)
Ciclismo	1 (4,54%)
Judô	1 (4,54%)

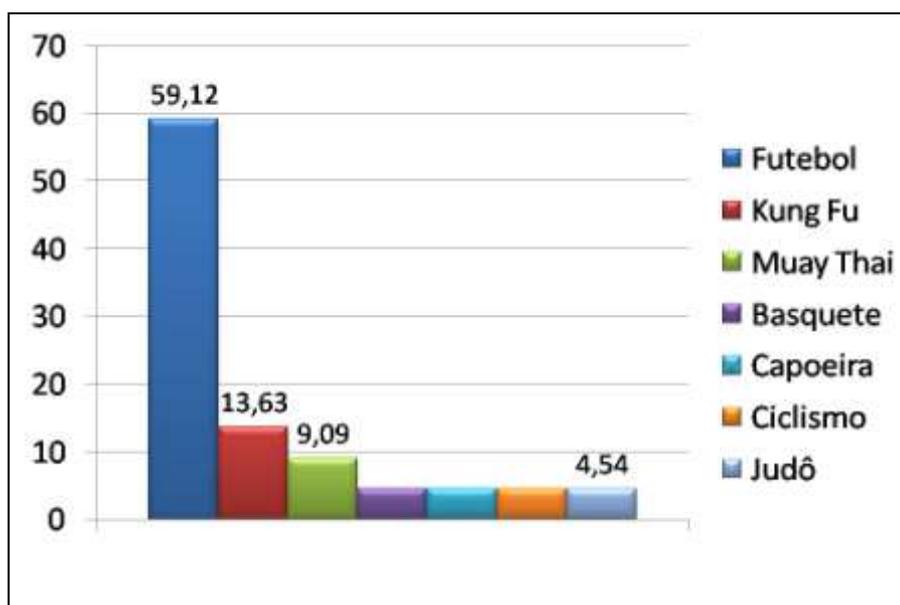


Gráfico 4 – Distribuição (%) dos indivíduos do grupo de pesquisa por modalidade esportiva praticada. Brasília - DF, 2008.

A tabela 5 e o gráfico 5 distribuem a amostra pelo tempo transcorrido desde o momento da lesão até a data da cirurgia. Todos os sujeitos foram submetidos ao tratamento pré-operatório, que teve a duração média de $11,22 \pm 14,05$ meses. Em 68,19% (15 indivíduos) dos casos, o tratamento durou até 6 meses ($4,46 \pm 1,55$) e, em 31,81% (7 indivíduos), durou 12 ou mais meses ($25,71 \pm 18,06$).

Tabela 5 – Distribuição dos indivíduos do grupo de pesquisa pelo tempo tratamento pré-operatório. Brasília - DF, 2008.

Variáveis	Características do Grupo de Pesquisa
Tempo médio lesão-cirurgia (meses)	$11,22 \pm 14,05$
Tratamento pré-operatório ≤ 6 meses - N° de Indivíduos - Tempo médio (meses)	15 (68,19%) $4,46 \pm 1,55$
Tratamento pré-operatório ≥ 12 meses - N° de Indivíduos - Tempo médio (meses)	7 (31,81%) $25,71 \pm 18,06$

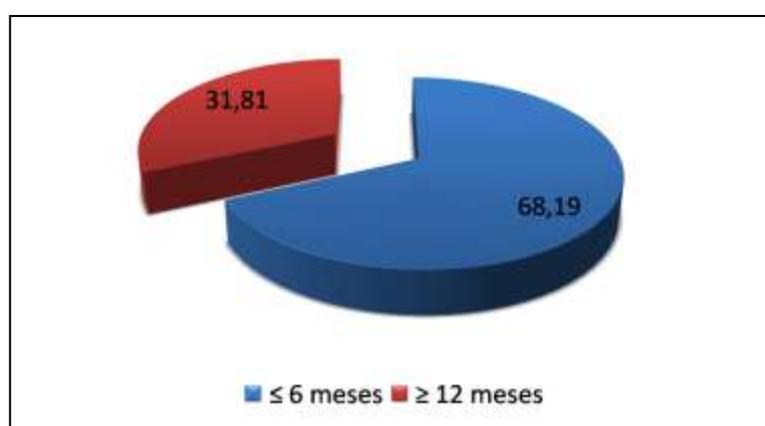


Gráfico 5 - Distribuição (%) dos indivíduos do grupo de pesquisa pelo tempo de tratamento pré-operatório. Brasília (DF), 2008.

A tabela 6 e o gráfico 6 distribuem a amostra pelo tempo transcorrido desde o dia da cirurgia até o momento da avaliação. Todos os sujeitos foram submetidos ao tratamento pós-operatório, que teve uma duração média de $5,09 \pm 0,92$ meses. Em 27,27% (6 indivíduos) dos casos, a avaliação ocorreu entre o 3° e 4° mês ($3,83 \pm 0,40$) e, em 72,73% (16 indivíduos), entre o 5° e o 6° mês ($5,56 \pm 0,51$).

Tabela 6 – Distribuição dos indivíduos do grupo de pesquisa pelo tempo tratamento pós-operatório. Brasília - DF, 2008.

Variáveis	Características do Grupo de Pesquisa
Tempo médio de pós-operatório (meses)	$5,09 \pm 0,92$
Pós-operatório 3-4 meses	
- N° de Indivíduos	6 (27,27%)
- Tempo médio (meses)	$3,83 \pm 0,40$
Pós-operatório 5-6 meses	
- N° de Indivíduos	16 (72,73%)
- Tempo médio (meses)	$5,56 \pm 0,51$

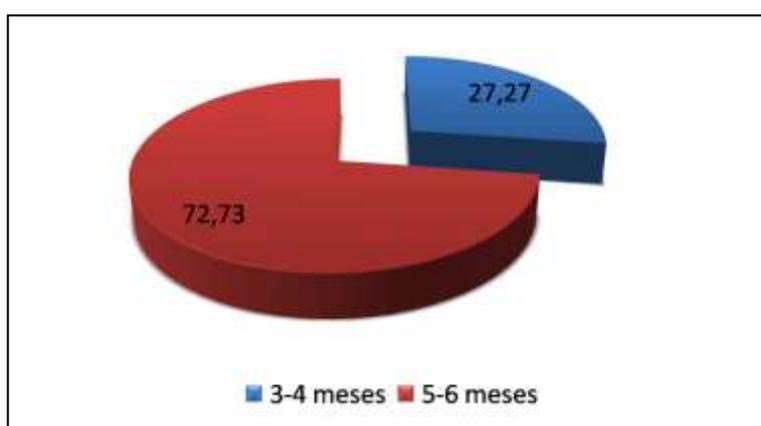


Gráfico 6 - Distribuição (%) dos indivíduos do grupo de pesquisa pelo tempo de tratamento pós-operatório. Brasília (DF), 2008.

Quanto ao desempenho isocinético dos pacientes avaliados, a tabela 7 e gráfico 7 demonstram os resultados gerais e comparados entre os membros doador e receptor dos parâmetros avaliados durante o movimento de extensão.

Tabela 7 – Valores médios e desvio padrão de pico de torque (PT), trabalho total (TT), potência média (PM) e fadiga ao trabalho (FT) nos membros doador (MD) e receptor (MR) para o movimento de extensão, diferença dos valores médios (\neq), diferença percentual das medidas (Δ) e análise de variância One-Way ANOVA (p). Brasília – DF, 2008.

Variáveis	MD	MR	\neq	Δ	p
PT (Nm)	173,69 \pm 40,87	212,21 \pm 49,91	38,52	18,15	0,0076*
TT (J)	749,82 \pm 188,52	867,68 \pm 240,07	117,86	13,5	0,0772
PM (W)	226,58 \pm 56,55	262,93 \pm 62,68	32,35	13,8	0,0498*
FT	32,78 \pm 8,51	41,24 \pm 6,27	8,46	20,5	0,0005*

* Valores estatisticamente significativos ($p < 0,05$)

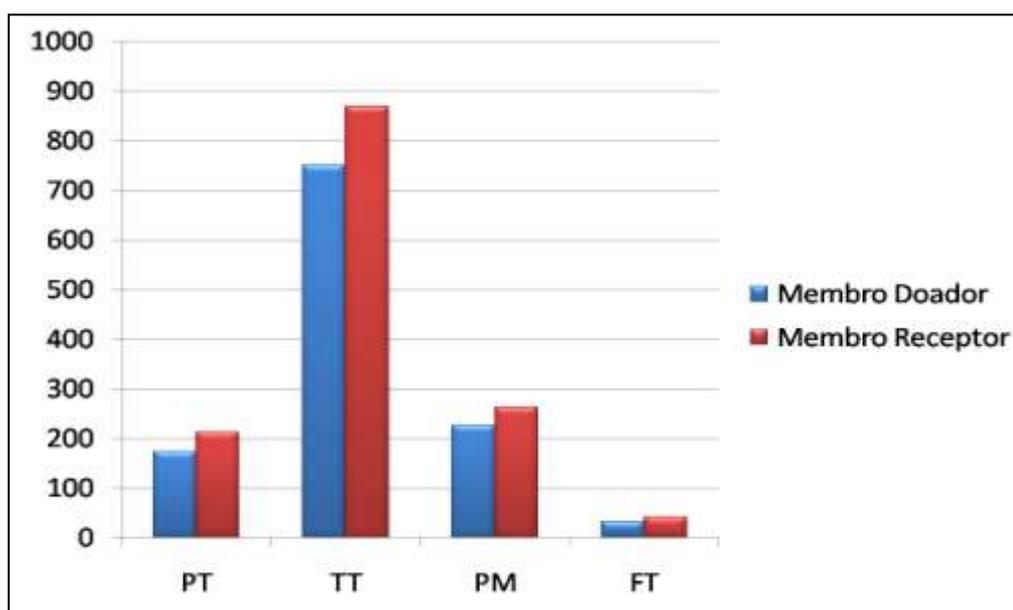


Gráfico 7 – Valores médios dos parâmetros avaliados nos membros doador e receptor dos indivíduos do grupo de pesquisa para o movimento de extensão. Brasília-DF, 2008.

A tabela 8 e o gráfico 8 demonstram os resultados encontrados durante o movimento de flexão.

Tabela 8 – Valores médios e desvio padrão de pico de torque (PT), trabalho total (TT), potência média (PM) e fadiga ao trabalho (FT) nos membros doador (MD) e receptor (MR) para o movimento de flexão, diferença dos valores médios (\neq), diferença percentual das medidas (Δ) e análise de variância One-Way ANOVA (p). Brasília – DF, 2008.

Variáveis	MD	MR	\neq	Δ	p
PT (Nm)	122,31 \pm 23,7	115,30 \pm 23,36	7,01	5,73	0,3294
TT (J)	565,32 \pm 121,87	521,53 \pm 133,86	43,79	7,74	0,2630
PM (W)	159,40 \pm 42,93	156,42 \pm 34,84	2,98	1,86	0,8018
FT	36,07 \pm 9,37	40,77 \pm 9,90	4,7	11,5	0,1133

* Valores estatisticamente significativos ($p < 0,05$)

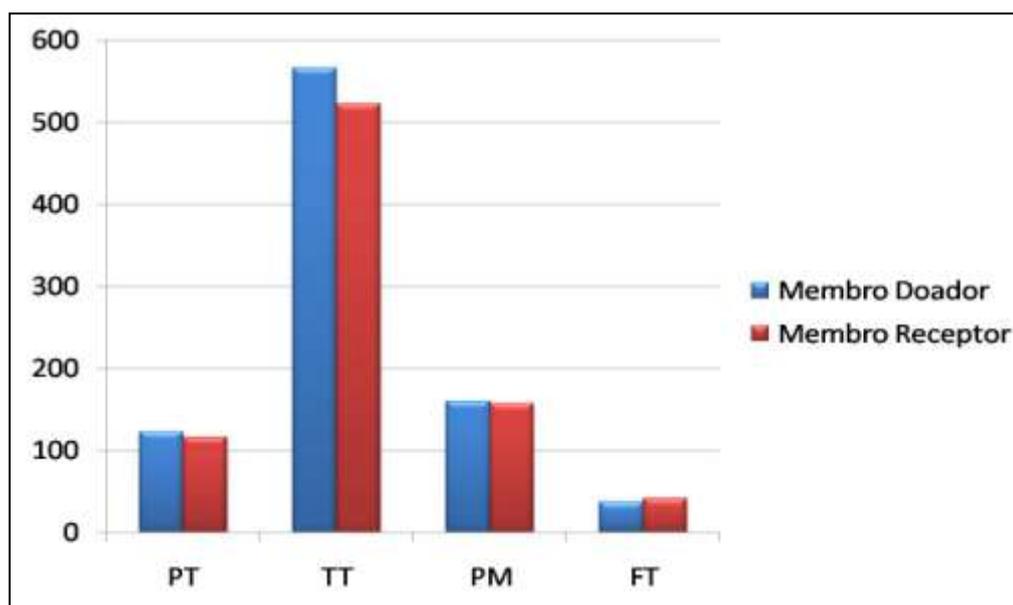


Gráfico 8 – Valores médios dos parâmetros avaliados nos membros doador e receptor dos indivíduos do grupo de pesquisa para o movimento de flexão. Brasília-DF, 2008.

Quanto à relação isquiotibiais/quadríceps, a tabela 9 e o gráfico 9 demonstram as diferenças encontradas entre os valores médios obtidos nos membros doador e receptor dos indivíduos avaliados.

Tabela 9 – Valores médios e desvio padrão da relação isquiotibiais/quadríceps (Rel. I/Q) nos membros doador (MD) e receptor (MR), diferença dos valores (\neq) e análise de variância One-Way ANOVA (p). Brasília – DF, 2008.

Variável	MD	MR	\neq	p
Rel. I/Q (%)	72,98 \pm 17,66	55,24 \pm 8,48	17,74	0,0001*

* Valores estatisticamente significativos ($p < 0,05$)

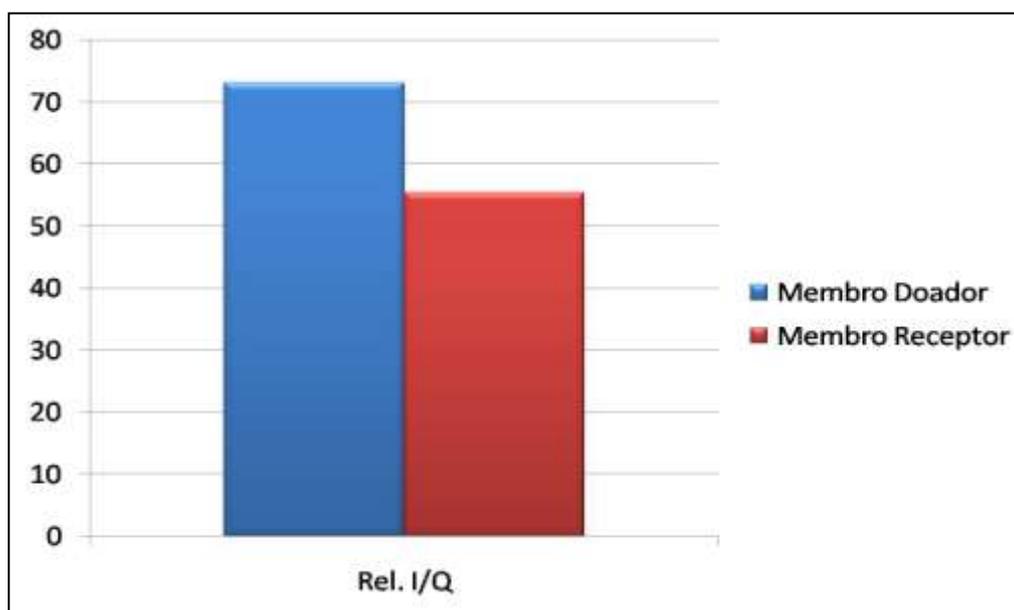


Gráfico 9 – Valores médios da relação isquiotibiais/quadríceps nos membros doador e receptor dos indivíduos do grupo de pesquisa. Brasília-DF, 2008.

A tabela 10 e os gráficos 10 e 11 demonstram o nível de correlação existente entre o tempo de tratamento pré-operatório e os valores obtidos de pico de torque para extensão nos membros doador e receptor dos indivíduos avaliados. Observou-se uma baixa correlação.

Tabela 10 – Correlação (r) dos valores médios e desvio padrão do tempo de tratamento pré-operatório (Tempo L-C) em meses e pico de torque para extensão (Nm) nos membros doador (MD) e receptor (MR), Brasília-DF, 2008.

Variáveis	Tempo L-C	Pico de Torque	r
MD	11,32 ± 14,02	173,69 ± 40,88	0,23
MR	11,32 ± 14,02	212,21 ± 49,92	0,27

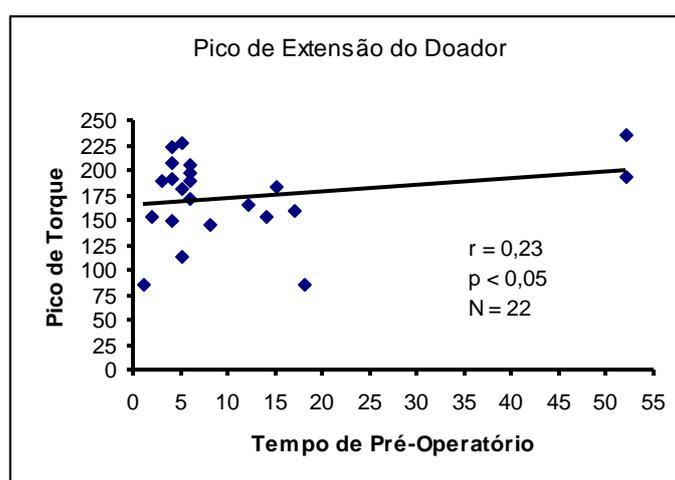


Gráfico 10 - Correlação existente entre tempo de tratamento pré-operatório e pico de torque para extensão no membro doador. Brasília – DF, 2008.

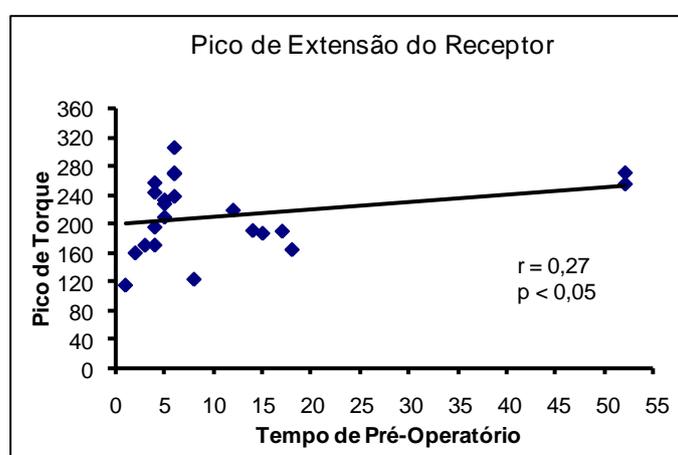


Gráfico 11 - Correlação existente entre tempo de tratamento pré-operatório e pico de torque para extensão no membro receptor. Brasília – DF, 2008.

A tabela 11 e os gráficos 12 e 13 demonstram o nível de correlação existente entre o tempo de tratamento pós-operatório e os valores obtidos de pico de torque para extensão nos membros doador e receptor dos indivíduos avaliados. Assim como no tempo de tratamento pré-operatório, foi observada uma baixa correlação.

Tabela 11 – Correlação (r) dos valores médios e desvio padrão do tempo de tratamento pós-operatório (Tempo LPO) em meses e pico de torque para extensão (Nm) nos membros doador (MD) e receptor (MR), Brasília-DF, 2008.

Variáveis	Tempo PO	Pico de Torque	r
MD	5,09 ± 0,92	173,69 ± 40,88	0,14
MR	5,09 ± 0,92	212,21± 49,92	- 0,02

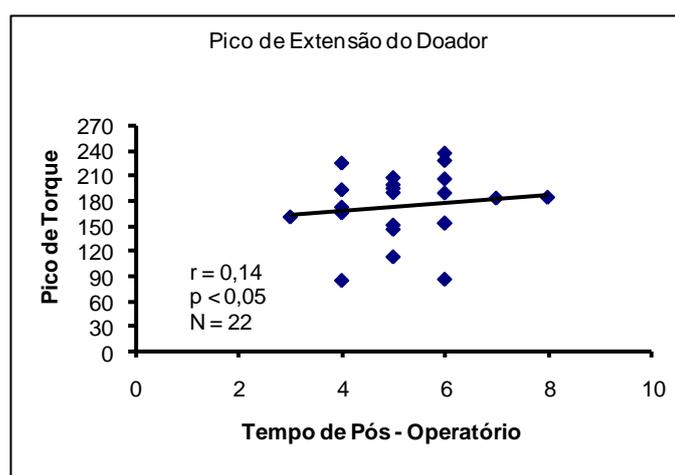


Gráfico 12 - Correlação existente entre tempo de tratamento pós-operatório e pico de torque para extensão no membro doador. Brasília – DF, 2008.

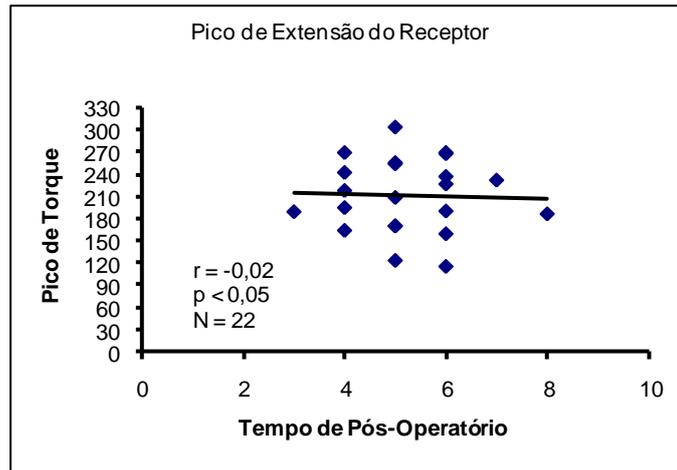


Gráfico 13 - Correlação existente entre tempo de tratamento pós-operatório e pico de torque para extensão no membro receptor. Brasília – DF, 2008.

5. DISCUSSÃO

A reabilitação de pacientes submetidos à cirurgia de reconstrução do ligamento cruzado anterior sofreu inúmeras modificações nas duas últimas décadas. Durante esse período, a pesquisa com LCA serviu de base para muitas clínicas ortopédicas e de reabilitação (DE CARLO, 2006). Os avanços na propedêutica de tratamento coincidiram com a obtenção de novas informações através de avaliações subjetivas e objetivas dos pacientes. Nesse aspecto, destacam-se o surgimento de equipamentos para medição da estabilidade articular e, mais recentemente, os dinamômetros isocinéticos (DVIR, 2002).

A introdução do conceito de dinamometria isocinética permitiu a mensuração mais fidedigna do desempenho muscular de quadríceps e isquiotibiais, através das suas respectivas ações, ou seja, os movimentos de extensão e flexão. Com isso, tornou-se possível a detecção da simetria existente entre os membros em diferentes fases do tratamento (SHINZATO *et al.*, 1996).

A escolha da reconstrução primária do LCA utilizando enxerto autógeno do ligamento patelar contralateral, onde a reabilitação é realizada no pré-operatório e imediatamente após a cirurgia, de forma separada para cada joelho e seguida de um acompanhamento consciente do paciente, têm se mostrando muito eficiente, proporcionando um retorno precoce e seguro às atividades de vida diária (SHELBOURNE, 1999; 2000, 2006; 2007). Porém, os pacientes devem ser avaliados segundo diferentes parâmetros, sendo o desempenho muscular um dos mais importantes, pois a assimetria entre os membros é considerada um fator limitante para o retorno seguro às atividades, sejam elas esportivas ou não (HARTER, 1989; HIEMSTRA *et al.*, 2000; ANDRADE *et al.*, 2002; JOHNSON, 2007). Foi esse o fator que motivou a realização nossa pesquisa.

A seleção da amostra levou em conta a faixa etária de maior prevalência de lesões do LCA (LARSON, 1994; FU, 1994), bem como a prática de esportes, pois a maior parte das lesões ocorrem nesse momento (DALE *et al.*, 1994; BONFIM, 2000; MAXEY, 2003). O fato de indivíduos com 15 anos ou menos estarem sujeitos a esse tipo de lesão está relacionado com o aumento da adesão à prática esportes, que está se tornando cada vez mais precoce (FLYNN *et al.*, 2005).

Apenas 3 mulheres fizeram parte do grupo de pesquisa (tabela 3). Segundo LARSON (1994), como número absoluto de homens em prática esportiva é maior, eles apresentam essa lesão mais que as mulheres. Por outro lado, em atividades nas quais há participação equânime de ambos os sexos, com regras e equipamentos similares (como é o caso do basquete e do voleibol), a probabilidade de ocorrer uma lesão do LCA é 2 a 8 vezes maior nas mulheres (LARSON, 1994; MONTGOMERY, 2005).

Como observado nos gráficos de 1 a 3, a maior parte dos indivíduos eram destros, bem como o membro direito foi o mais lesionado. Porém, quando analisados pela dominância, a diferença não foi tão grande. Apenas 59,1% dos indivíduos lesionaram o membro dominante, enquanto 40,1% lesionaram o membro contralateral (gráfico 3). Não foram encontrados estudos que estudassem a relação entre lateralidade e/ou dominância e lesão do LCA.

A distribuição dos indivíduos por modalidade esportiva e momento da lesão (tabela 2 e gráfico 4) confirma as observações feitas por DALE *et al.*(1994) e BONFIM (2000), que afirmam que a lesão do LCA ocorre principalmente em esportes que envolvem saltos, desaceleração e rotações, como é o caso das modalidades identificadas. CARAZZATO (1992) apresentou o levantamento de 6.955 atendimentos realizados na área da Traumatologia Esportiva de um clube poliesportivo. Entre os seus achados, pode-se observar que, quando as lesões foram distribuídas por modalidade, esportes como o futebol, basquete e judô apresentaram quase que o dobro de incidências no joelho em relação a outros segmentos.

O elevado número de indivíduos que sofreram a lesão durante a prática de futebol pode ser explicados por uma série de fatores. Primeiramente a natureza do esporte, que nos últimos anos tem mudados suas características, exigindo dos praticantes limites máximos de exaustão, com maior predisposição às lesões (COHEN *et al.*, 1997). Além disso, trata-se de um esporte de contato físico direto, que envolve constantemente os movimentos relacionados com a lesão do LCA: saltos, desacelerações e rotações (DALE *et al.*,1994; BONFIM, 2000). Segundo COHEN *et al.* (1997), o jogador de futebol realiza mudanças inesperadas de movimentos a cada 6 segundos. Por último, a amostra considerada foi formada por

praticantes de esportes em nível recreacional. Como descrito por GRIFFIN *et al.* (2000) e DUTTON (2006), a lesão muitas vezes é decorrente de fatores extrínsecos, como interação do calçado com a superfície e a qualidade da superfície de prática de esporte. Como esses fatores muitas vezes não são levados em conta nesse público, tornam-se outros motivos que contribuem para o elevado número de lesões.

O fato de um dos indivíduos avaliados ter relatado a lesão durante a prática de ciclismo (tabela 4 e gráfico 4), uma modalidade que não envolve os movimentos anteriormente descritos como mecanismos de lesão, é explicado pelo elevado número de quedas ao qual os praticantes estão sujeitos, quando pode ocorrer tal comprometimento (GERMANO, 2005). Foi o que ocorreu nesse indivíduo.

Quanto ao período de tratamento pré-operatório, observou-se que a amostra foi muito dividida, com uma parte dos pacientes (68,19%) tendo realizado a cirurgia no máximo 6 meses após a lesão, enquanto em 31,81% dos casos, essa só foi realizada após um ano (tabela 5 e gráfico 5). Essa diferença pode ser explicada pelos princípios do tratamento descrito por SHELBOURNE (1999; 2000; 2006; 2007). Segundo ele, pacientes que sofreram a lesão do LCA e serão submetidos à cirurgia de reconstrução, devem atingir todos os objetivos do tratamento pré-operatório: controle do edema, restauração da amplitude de movimento, melhora do controle neuromuscular e marcha normal. O paciente é também incentivado a participar efetivamente da cirurgia e reabilitação, através de informações sobre todas as fases, os benefícios e eventuais complicações. Além disso, é escolhido o momento certo para a cirurgia, onde o paciente poderá se dedicar plenamente à sua recuperação e, assim, atingir os resultados esperados (SHELBOURNE, 1999; 2000; 2006; 2007).

Em nossa amostra, é possível que aqueles pacientes que demoraram mais de 12 meses para serem submetidos à cirurgia, aguardavam um momento onde suas vidas pessoal e profissional não impedissem o comprometimento com o tratamento. Por outro lado, aqueles que demoraram até 6 meses, aguardaram apenas o restabelecimento de todos os sintomas anteriormente descritos.

Ainda sobre o tratamento, mas sobre o período pós-operatório, foi possível observar que a maior parte dos pacientes levou mais de 5 meses para concluir o tratamento (tabela 6 e gráfico 6).

O tratamento descrito por SHELBOURNE (1999; 2000; 2006; 2007) enumera princípios também para a fase pós-operatória, que é dividida em semanas até o final do primeiro mês, quando então passa a ser considerada em meses. Os objetivos, independente do paciente, são eliminar a dor e hemartrose, restaurar a ADM, iniciar os exercícios de fortalecimento muscular e restaurar a função do paciente. Apesar de seguirem uma linha de tratamento padrão, baseada nesses objetivos, os pacientes evoluem individualmente, de acordo com suas limitações. Portanto, torna-se plausível que o tempo de recuperação pós-operatório seja variável.

No presente estudo, procurou-se estabelecer parâmetros que favorecessem a análise dos dados, minimizando vieses de aferição e seleção (PEREIRA, 1995). Desta forma, apenas o pesquisador foi responsável pela realização dos procedimentos. Além disso, foi realizado um pré-teste com os indivíduos saudáveis e pacientes submetidos a diferentes técnicas de reconstrução LCA. Os equipamentos encontravam-se calibrados e os pacientes foram plenamente esclarecidos de todos os aspectos da avaliação, bem como realizaram uma familiarização teórica e prática, prévia ao movimento do teste.

O teste isocinético permite a sobrecarga de um músculo em 100% de sua capacidade máxima, em toda a amplitude de movimento, tornando-o instrumento mais útil para avaliação da força muscular (SHINZATO *et al.*, 1996). Conforme estudo realizado por TOVIN *et al.* (1994), a avaliação isocinética em indivíduos que se submeteram à cirurgia de reconstrução do ligamento cruzado anterior pode ser realizada no final da 8ª semana pós-operatória, sem que haja prejuízo à condição atual do paciente.

Para o teste ser fidedigno, o alinhamento dos eixos biológico e mecânico devem ser apropriados, bem como a estabilização do paciente (DAVIES, 1992). DVIR (2002) indica que o ângulo de reclinção do encosto da cadeira do dinamômetro tem efeito diferencial no momento do quadríceps e dos isquiotibiais. Enquanto o momento do quadríceps não teve diferenças entre as posições sentada e semi-reclinada, os isquiotibiais tiveram escores mais altos na posição sentada. Por isso, sugere-se a posição sentada em aproximadamente 80°. Quanto à posição da plataforma de resistência, deve-se assegurar que o sujeito está livre para dorsifletir o

tornozelo o máximo possível e que a cinta não está apertada demais (DVIR, 2002). SIEWERT *et al.* (1975) indicaram que o momento de ambos os extensores e flexores se tornou sucessivamente menor enquanto a plataforma de resistência era colocada mais próxima à articulação do joelho. KRAMER *et al.* (1989), verificou que a posição imediatamente superior ao maléolo medial foi preferida por 70% dos sujeitos, dentro um grupo de homens e mulheres.

Em pacientes com lesão do LCA, deve-se posicionar a plataforma de resistência de modo a reduzir a força anterior (translocadora) do componente rotador do quadríceps (DVIR, 2002). Para controlar esse momento, JOHNSON (1982) criou um modelo de plataforma dupla, que consistia de plataformas distais e proximais, capazes de desequilibrar o componente rotador. Para os casos em que o dispositivo não está presente, é possível evitar a translação tibial anterior excessiva através da interrupção da extensão abaixo dos 30° (PRENTICE, 2003).

Outros parâmetros importantes a serem considerados são o intervalo de recuperação e as velocidades de teste. O intervalo ou período de recuperação corresponde à quantidade de tempo gasto para recuperação entre cada série (BROWN, 2007). Os períodos de recuperação entre as séries e entre os exercícios determinam a magnitude da ressíntese das fontes de adenosina tri-fosfato e fosfocreatina e das concentrações de lactato sanguíneo, além de modificar significativamente as respostas metabólicas, hormonais, cardiovasculares e o desempenho das séries subsequentes (ACSM, 2002; BROWN, 2007; FLECK, 2006; RAHIMI, 2005). PARCELL *et al.* (2002) cita que intervalo de 60 segundos é suficiente para recuperação antes da próxima série, para um mesmo protocolo de teste de força isocinética. WEIR *et al.* (1994) compararam 1, 2, 3, 5 e 10 minutos de intervalo entre tentativas no teste de uma resistência máxima no supino, e constataram que 1 minuto é suficiente para recuperação.

O exame pode utilizar velocidades angulares que usualmente variam entre 30°/s e 300°/s. Estas velocidades são consideradas lentas (<180°/s) ou rápidas (>180°/s), sendo que a velocidade de 180°/s pode ser considerada como intermediária. Para avaliar o pico de torque e de trabalho, utiliza-se velocidade angular do tipo lenta, pois quanto menor a velocidade angular maior é o torque ou o trabalho, sendo assim a velocidade mais usada é de 60°/s. Quando a intenção é

avaliar a potência, prioriza-se usar velocidades angulares mais rápidas, como 180°/s, por exemplo (TERRERI, 2001).

Para controle de eventuais complicações durante o teste, os pacientes foram investigados quanto à presença de dor, edema, histórico de lesões musculares e instabilidade ligamentar. Foi ainda verificada a pressão arterial. Segundo DAVIES (1992) e DVIR (2002), o teste isocinético está contra-indicado em absoluto na presença de dor e edema agudos, limitação severa da ADM, em casos de distensão muscular, luxações agudas e fraturas instáveis. A presença de pequena diminuição da ADM, dor e edema controlados, distensão crônica e/ou luxação subaguda devem ser avaliados individualmente (DAVIES, 1992; DVIR, 2002). O teste isocinético de performance muscular máxima é absolutamente contra-indicado em pacientes que sofram de problemas no coração (DVIR, 2002).

As tabelas e gráficos 7 a 9 descrevem os resultados do teste isocinético para ambos os movimentos. É possível observar que há diferenças estatisticamente significativas entre os membros doador (mais fraco) e receptor (mais forte) apenas na extensão, para os valores de pico de torque, potência média, fadiga ao trabalho e relação isquiotibiais/quadríceps. Não foi encontrada diferença significativa para trabalho total.

O primeiro relato de reparo cirúrgico da instabilidade crônica do joelho foi feito por Mayo Robson em 1885, na Inglaterra. Os ligamentos cruzados foram reparados suturando-os às suas fixações. Seis anos após, o paciente relatou que seu membro estava perfeitamente forte. Ele era capaz de correr e não perdeu um dia de trabalho após a recuperação (MAYO ROBSON, 1903).

Em 1917, Hey Groves descreveu a primeira cirurgia de reconstrução do LCA. Ele utilizou um enxerto da banda iliotibial, que foi introduzido através do fêmur e da tíbia. O paciente, que havia tomado um coice de cavalo, conseguiu retornar ao trabalho sem uso de órtese (GROVES, 1917). Em 1920, ele apresentou os resultados de uma série de 14 pacientes, onde apenas 4 não mostraram melhora. Seu trabalho trouxe, além da descrição da técnica cirúrgica, a anatomia, fisiologia, fisiopatologia e os métodos de diagnóstico da lesão do ligamento cruzado anterior (GROVES, 1920).

A partir desses primeiros trabalhos e até o final da década de 1950, muitas técnicas de reconstrução intra e extra-articular do LCA foram descritas, incluindo o uso de outros enxertos, como o tendão do quadríceps, o ligamento patelar, tendões flexores e até mesmo os meniscos (BURNETT, 1985). JONES (1963) relatou o uso do terço médio do ligamento patelar, associado a um fragmento ósseo da patela.

Durante a década de 70, estudos científicos com animais conduziram os programas de reabilitação utilizados (DE CARLO, 2006). MARSHALL (1971) realizou a secção do LCA em 10 cachorros, utilizando 2 como controle. Observou que, após 23 semanas, o primeiro grupo apresentou, à análise micro e macroscópica, achados de artrose avançada. Estudos como esse levaram a certeza de que a cirurgia seria a melhor indicação para pacientes com lesão do LCA (DE CARLO, 2006).

PAULOS *et al.* (1980), utilizou um questionário para verificar, internacionalmente, as condutas realizadas com pacientes submetidos à reconstrução do LCA. Foi observado que 53% dos especialistas iniciavam os exercícios de mobilização do joelho três semanas após a cirurgia. Com aproximadamente 7,7 semanas era permitida a descarga de peso e o retorno às atividades normais levava cerca de 9,4 meses. Os pacientes apresentavam um elevado índice de complicações. Concluiu afirmando que não havia um tratamento ideal para o paciente com esse tipo de lesão.

SHELBOURNE (1990) propôs o protocolo de reabilitação acelerada do LCA, baseado nos resultados de sua experiência clínica. Seu trabalho representou um marco no tratamento desse tipo de paciente, pois demonstrou uma abordagem diferente da tradicional, que se caracterizava por extremo conservadorismo e que foi comparada à essa nova perspectiva. Seu programa de tratamento incluía o atraso no momento da cirurgia (com objetivo de melhora da condição pré-operatória) e a precoce mobilização da articulação e sustentação de peso. Como resultado, os pacientes apresentavam rápido restabelecimento da amplitude de movimento e força muscular, preservando a estabilidade obtida com a cirurgia. Foram avaliados dois grupos para testes manuais e objetivos de estabilidade articular (Lachman, Pivot Shift e KT-1000®), amplitude de movimento, nível subjetivo de funcionalidade e avaliação isocinética do desempenho muscular. O primeiro grupo – conservador, era mantido com o membro imobilizado por um splint em flexão e orientado a fazer uso

de muletas, com descarga parcial de peso, durante 6 semanas. Os exercícios de agilidade eram iniciados após o 7º mês pós-operatório e o retorno às atividades esportivas era permitido no 9º mês, com uso de órtese, se o teste isocinético identificasse uma diferença menor que 20% entre os membros. No segundo grupo – reabilitação acelerada, os pacientes não eram imobilizados pós-operatório, mas mantidos em movimentação passiva contínua com uso do CPM (Continuous Passive Motion). A descarga de peso era iniciada no primeiro dia PO. O retorno às atividades leves ocorria com 2 meses e às atividades completas, entre 4 e 6 meses. Era recomendado o uso de órtese ao longo do primeiro ano PO.

Apesar da resistência inicial ao programa de reabilitação acelerada, este passou por adaptações baseados na experiência clínica com os pacientes e novos achados descritos na literatura, tornando-se uma referência para o tratamento da lesão do LCA (DE CARLO, 2006).

RUBINSTEIN *et al.* (1994) demonstraram os resultados da utilização do enxerto do ligamento patelar do joelho contralateral à lesão para reconstrução secundária do LCA em pacientes que sofreram nova ruptura. Seus objetivos eram definir e quantificar a morbidade no local de retirada do enxerto e verificar se era esta o fator limitante para resultados ainda mais precoces no tratamento dos pacientes. Os resultados demonstraram baixa morbidade, que se manifestou por curto período de tempo e facilmente reversível. No mesmo ano eles operaram um jogador de basquete que almejava retornar às atividades esportivas com o menor prazo de tempo possível e obtiveram os mesmos resultados. (KARLO, 1999). Logo após e durante um período de 39 meses, eles acompanharam 831 pacientes submetidos à reconstrução do LCA, onde em 434 foi utilizado o enxerto contralateral e, em 228, o ipsilateral. Os demais foram operados com outras técnicas. Ao final desse período, ele observou que o primeiro grupo apresentou precocemente a restauração da amplitude de movimento (ADM), força muscular e retorno às atividades esportivas. Concluiu sugerindo que a técnica e a reabilitação precoce são seguras e excelentes opções para aqueles que necessitam de uma recuperação rápida e sem complicações (SHELBOURNE, 2000).

Segundo SHELBOURNE (2000), seus resultados podem ser atribuídos à possibilidade de iniciar o tratamento fisioterapêutico precocemente, com a

reabilitação ocorrendo de forma simultânea, porém separada, para ambos os joelhos, que poderiam adquirir melhores ganhos funcionais.

ROUGRAFF (1999), descreveu os achados da biópsia do enxerto do ligamento patelar utilizado para reconstrução do LCA de nove pacientes, entre 3 e 8 semanas após a cirurgia. Todas as biópsias foram retiradas da região central do tecido transplantado e demonstraram células viáveis em dois diferentes padrões. Três semanas após a cirurgia, houve áreas que ficaram muito parecidas com amostras de ligamento patelar, com poucos núcleos e colágeno maduro. Outras áreas estavam hipercelulares e intimamente associadas com uma invasão neovascular. A vascularização dos enxertos estava presente desde a terceira semana e aumentou sua prevalência até a quinta semana. Todas as amostras apresentaram áreas acelulares e degeneradas. Concluiu que a utilização do enxerto avascular do ligamento patelar é caracterizado pela breve viabilização histológica do tecido desde a terceira semana. Dessa forma, mesmo que não se possa fazer nenhuma conclusão acerca das propriedades biomecânicas dos enxertos, observa-se que estes não ficaram necróticos e parece que estresses aplicados nesse tecido vivo melhorariam sua auto-modelação e maturação. Portanto um programa de reabilitação acelerado contribuiria para o desenvolvimento do estresses, assim como protocolos designados a limitar os estresses poderiam ser prejudiciais ao resultado final.

SHELBOURNE (2005), descreveu a técnica cirúrgica de reconstrução contralateral do LCA e afirmou que o procedimento proporciona excelente estabilidade, fácil integração do enxerto e rápido retorno da força muscular e função.

SHELBOURNE (2006) revisou os resultados de 19 anos de cirurgia do LCA, onde realizou uma média de 250 reconstruções por ano. Seu objetivo era revisar o que haviam aprendido ao longo desse período de experiência clínica. Concluiu que, dentre as técnicas utilizadas, a reconstrução do LCA contralateral trouxe melhores resultados, com menor tempo de recuperação. Atribui a nova perspectiva à possibilidade de os pacientes se tornarem mais simétricos. Segundo SHELBOURNE (2006), as pessoas possuem joelho simétricos, que são únicos individualmente. Quando ocorre uma lesão em um dos joelhos, ele é deixado de lado para as

atividades normais, tais como andar, agachar e subir e descer escadas. O problema evolui para a perda de movimento e força no membro lesionado, gerando assimetria.

Para o retorno às atividades esportivas, é necessário que, além da ausência de sinais inflamatórios, haja simetria de ADM e desempenho muscular entre os membros, que permitirão o restabelecimento da funcionalidade (JOHNSON, 2007).

SETO *et al.* (1988) avaliaram indivíduos 5 anos após a reconstrução do LCA, com objetivo de verificar as diferenças envolvendo estabilidade, força, função e retorno às atividades esportivas. Encontrou uma relação entre aumento da força de extensão e flexão e o retorno às atividades esportivas. Concluiu afirmando que, a longo prazo, deve-se buscar aproximar os valores de força entre os membros para um retorno com sucesso às atividades.

OLIVEIRA (2006), demonstrou os resultados da recuperação à curto prazo de uma atleta profissional de voleibol que foi submetida à reconstrução contralateral do LCA e reabilitação, no Brasil, e que com três semanas de pós-operatório apresentou ADM completa de flexão e extensão em ambos os joelhos e independência funcional para todas as suas AVD's. LOBO *et al.* (2006), com o objetivo de demonstrar os resultados clínicos e funcionais de pacientes operados e reabilitados sob as mesmas condições (a cirurgia e reabilitação contralateral do LCA), submeteu, com acompanhamento de 2 anos pós-cirurgia, 256 pacientes, de faixa etária variando entre 13-70 anos, sendo 160 do gênero masculino e 27 do feminino, a avaliação da estabilidade ligamentar, amplitude de movimento, trofismo muscular, propriocepção, satisfação objetiva e subjetiva, bem como o retorno às atividades de vida diária e esportivas. Apesar de ambos os trabalhos descreverem pacientes que exibiram o restabelecimento de variados parâmetros para alta do tratamento, o desempenho muscular não foi verificado nos mesmos, limitando assim a obtenção de novas informações sobre a condição dos pacientes no momento da alta. Nosso trabalho preencheu essa lacuna.

A diminuição significativa do desempenho muscular para o movimento de extensão no membro doador dos pacientes avaliados pode ser explicada por uma série de fatores: a natureza do procedimento cirúrgico que utiliza como enxerto para reconstrução do LCA rompido, o ligamento patelar, que funciona como meio de fixação do quadríceps na tíbia (YASUDA *et al.*, 1992); o desuso muscular seguido da

intervenção cirúrgica (WILK *et al.*, 1994); perda da massa muscular (hipotrofia) com diminuição da área de secção transversa secundária ao descondicionamento (KANDARIAN, 2002); precoce diminuição da síntese de proteínas associadas à aceleração da proteólise, observadas após 72 horas de desuso seguidos de procedimentos ortopédicos (REARDON *et al.*, 2001); hipotrofia seletiva das fibras tipo II de contração rápida (MARTIN, 1990); perda do controle neuromuscular devido dor anterior do joelho (KVIST, 2004); inibição reflexa muscular iatrogênica devido ao inchaço articular pós-operatório (SNYDLER-MACKLER, 1994); e reabilitação tardia em cadeia cinética aberta a fim de evitar sobrecarga no enxerto em cicatrização devido a força de translação anterior tibial (HIGUSHI *et al.*, 2002) e/ou fêmoropatelar (STEINKAMP *et al.*, 1993). Como não há alteração do mecanismo flexor, este não é significativamente afetado nesse tipo de paciente (YASUDA *et al.*, 1992).

As diferenças percentuais encontradas nos valores de pico de torque, potência média e fadiga ao trabalho para o movimento de extensão foram respectivamente 18,15%, 13,8% e 20,5% (tabela 7).

Para indivíduos saudáveis e, conseqüentemente, para possibilitar o retorno de pacientes à prática esportiva, espera-se diferenças entre 5-10% (DVIR, 2002; GHORAYEB, 2004).

Em relação a outros procedimentos de reconstrução do LCA, tais como o uso de enxerto do ligamento patelar ipsilateral, do tendão do quadríceps, enxertos alógenos, flexores do joelho e até mesmo estudos que comparassem essas técnicas, não foram encontrados resultados semelhantes para o mesmo tempo de tratamento, apesar do grande número de trabalhos e diferentes metodologias utilizadas.

LOPRESTI *et al.* (1988) testaram pacientes submetidos à reconstrução com ligamento patelar e relataram déficits de 12% a 20% à 60°/s e 120°/s. Não foram verificadas diferenças nos isquiotibiais.

ELMQUIST *et al.* (1989) testaram a função do quadríceps bilateralmente, à 90°/s em pacientes antes e 14, 20, 34 e 52 semanas após a reconstrução do LCA. Após imobilização por gesso, os pacientes foram submetidos à reabilitação não-acelerada intensiva. Ao final de 52 semanas, ainda havia déficit de 20% entre os membros lesionado e sadio.

DVIR *et al.* (1989), encontraram déficits de 13% no quadríceps e 4% nos isquiotibiais, após 2 anos de cirurgia com enxerto de flexores.

ROSENBERG *et al.* (1992) avaliaram 10 pacientes (4 homens e 6 mulheres) após a reconstrução do LCA utilizando enxerto do ligamento patelar. Todos praticavam esportes anteriormente a cirurgia e não tinham histórico de lesões nos joelhos. A média de idade era de 24,3 anos. O tempo de pré-operatório foi 2 meses em cinco pacientes e 5-66 meses nos demais. Foram selecionados pacientes 12 a 24 meses após a cirurgia. Todos haviam iniciado a fisioterapia na primeira semana pós-operatória e se consideravam satisfeitos, além de relatar o joelho operado como estável. Após avaliação isocinética realizada com equipamento Merac Machine[®], à 60°/s, 180°/s e 300°/s, encontraram déficits de 18% para quadríceps e 10% para isquiotibiais à 60°/s.

YASUDA *et al.* (1992) demonstraram em pacientes submetidos à reconstrução do LCA com enxerto do ligamento patelar e do quadríceps, déficits de 15% no seguimento 3-7 anos, em homens e 70% das mulheres, enquanto os flexores não mostravam diferença.

NATRI *et al.* (1996) avaliou 119 pacientes submetidos à reconstrução do LCA, com tempo médio de pós-operatório de 4 anos. Foram avaliados pacientes operados após lesões agudas e crônicas, onde foram utilizados três tipos de enxerto: banda iliotibial, terço medial do ligamento patelar e terço central do ligamento patelar. Para avaliação isocinética, foram utilizados dinamômetros Cybex II[®] e Cybex 6000[®]. As velocidades escolhidas foram 60°/s (pico de torque) e 180°/s (pico de torque e pico de trabalho). Encontrou déficits de 9% a 20% para o movimento de extensão no membro lesionado.

Ainda sobre o ligamento patelar, porém comparando enxerto autógeno com enxerto alógeno, STRINGHAM *et al.* (1996) avaliou, entre outros parâmetros, o desempenho muscular de 69 pacientes (43 autógenos e 26 alógenos) após um período médio de 34 meses pós-cirurgia, com um dinamômetro Kin-Com[®]. Foram obtidos dados de contrações concêntricas e excêntricas para os movimentos de flexão e extensão à 60°/s e 180°/s. Os resultados demonstraram que 10% a mais de pacientes alógenos obtiveram valores abaixo de 20% de assimetria entre os

membros. De qualquer forma, apenas 62% dos pacientes obtiveram valores menores que 10% de assimetria entre os membros na avaliação.

CARTER (1999), realizou um estudo com 106 pacientes submetidos à reconstrução do LCA com três diferentes tipos de enxerto: ligamento patelar (38), grácil/semitendinoso (35) e semitendinoso (33). A maior parte das reconstruções foram realizadas 3 meses após a lesão. Para avaliação isocinética, foi utilizado um dinamômetro Cybex II[®], às velocidades de 180°/s e 300°/s. As avaliações foram realizadas ao final do 6° mês pós-operatório e demonstrou déficits em relação ao membro sadio de 31,7%, 21,9% e 25,7% para cada técnica, no movimento de extensão. Para flexão, as diferenças foram 13,9%, 18,3% e 19,4%.

BEYNNON *et al.* (2002) comparou os resultados da reabilitação de um grupo pacientes submetidos à reconstrução do LCA com enxerto do ligamento patelar, em relação o outro grupo, no qual foi utilizado o duplo semitendinoso/grácil, em um estudo randomizado e controlado. Foram avaliados 44 pacientes (22 pacientes em cada grupo) para os achados clínicos, nível de satisfação pós-cirurgia, nível de atividade, status funcional e desempenho isocinético. A avaliação isocinética foi realizada ao final do 1° e 3° ano pós-operatório com uso do dinamômetro Cybex[®], às velocidades 60°/s, 180°/s e 240°/s. No primeiro ano, as diferenças encontradas entre os membros sadio e lesionado para o pico de torque de extensão à 60°/s foram de 16,5% no primeiro grupo e 15,2% no segundo. Para flexão, os valores foram 1,2% e 1,4%. Ao final do terceiro ano, as diferenças diminuíram consideravelmente para 5,3% e 11,9% na extensão e 0,6% para flexão nos pacientes do primeiro grupo. A diferença para flexão subiu para 4,5% no segundo grupo. Os autores concluíram que, apesar de o primeiro grupo ter apresentados melhores resultados objetivos, ambas as técnicas proporcionaram níveis semelhantes de satisfação, nível de atividade e função do joelho.

ANDERSON *et al.* (2002) acompanhou durante 1 ano, 45 pacientes submetidos à reconstrução artroscópica do LCA. Tinha por objetivo verificar a recuperação do torque concêntrico e excêntrico de quadríceps e isquiotibiais. Realizou avaliações com 6 e 12 meses, utilizando um dinamômetro Kincom[®] à 60°/s. Dentre os pacientes avaliados, em 22 foi utilizado o enxerto do ligamento patelar e, em 23, o enxerto com flexores. Os resultados demonstraram que os valores

aumentaram entre as avaliações e que, em ambas, nos indivíduos em que foi utilizado o enxerto do ligamento patelar, haviam diferenças significativas apenas para extensão. Por outro lado, naqueles em que foi utilizado enxerto de flexores, haviam diferenças significativas tanto para extensão, quanto para flexão.

ADACHI *et al.* (2003), com objetivo de verificar a influência da retirada do enxerto no desempenho muscular, avaliou 58 pacientes submetidos à três técnicas de retirada do enxerto para reconstrução do LCA: o uso do tendão autógeno do semitendinoso, o tendão autógeno do semitendinoso e do grácil e o enxerto alógeno da fáscia lata. Eram 32 homens e 26 mulheres, com média de idade de 27 anos. Utilizou um dinamômetro Cybex 6000[®] à 60°/s e 180°/s. Observou que, um ano após a cirurgia, não houveram diferenças estatisticamente significativas entre os membros e entre os grupos para pico de torque e trabalho, no movimento de flexão do joelho. Porém, houve uma perda significativa do ângulo de flexão ativa, quando mais tendões eram utilizados.

KOBAYASHI *et al.* (2004) mensurou o desempenho muscular de 36 pacientes submetidos à reconstrução do LCA com enxerto do ligamento patelar ipsilateral. O grupo era composto por 11 homens e 25 mulheres, com média de idade de 23,5 anos (14-45). O tempo médio de pré-operatório era 19 meses (1-36). Utilizou um dinamômetro Biodex[®], às velocidades de 60°/s e 180°/s. Os pacientes foram avaliados com 1, 6, 12 e 24 meses de pós-operatório. Observou, nos respectivos períodos, diferenças percentuais entre os membros de 66,9%, 36,8%, 27,1% e 10,9%.

PIGOZZI *et al.* (2004) avaliaram 48 jogadores de futebol de nível competitivo (12 mulheres e 36 homens) submetidos à reconstrução do ligamento cruzado anterior, ao final do 6° mês pós-operatório. Desses, uma metade foi submetida à reconstrução do LCA com enxerto do ligamento patelar ipsilateral, enquanto na outra foi utilizado o tendão do quadríceps. A média de idade e o tempo de tratamento pré-operatório em anos foram de 35-17 e 33-1,8, respectivamente no primeiro e segundo grupo. As avaliações foram realizadas utilizando o dinamômetro Universal's Fitnet[®], onde foram obtidos valores de pico de torque e trabalho total à 80°/s e 160°/s. Os resultados encontrados demonstraram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos, onde os pacientes operados com enxerto do tendão do quadríceps

tiveram melhores resultados tanto para extensão, quanto para flexão. As diferenças percentuais entre os membros sadio e lesionado, para torque e trabalho no movimento de extensão, foram 30,3-26,4 no primeiro grupo e 17,6-16,5, no segundo grupo. Para flexão, foram 14,1-11,6 e 8,6-9,4.

GUIMARÃES (2005) avaliou 32 pacientes submetidos à reconstrução do LCA com enxerto do tendão do quadríceps. O tempo médio entre a lesão e a cirurgia foi de 14,56 meses. A média de tempo entre a cirurgia e avaliação foi de 31,56 meses. O programa de reabilitação utilizado foi descrito por SHELBOURNE (1990), com modificações. Utilizou um dinamômetro Biodex® às velocidades de 60°/s, 180°/s e 300°/s. Para extensão, foram encontrados déficits de 12,1% à 60°/s.

HASEBE *et al.* (2005) avaliou 15 atletas amadores com lesão crônica do LCA e submetidos à reconstrução com enxerto de flexores, cerca de 27 meses após a cirurgia, com objetivo de verificar se os mesmos seriam capazes de readquirir suas habilidades esportivas. Entre outros parâmetros, avaliou, com uso de um dinamômetro Cybex II® à velocidade 60°/s, o desempenho muscular do joelho para extensão e flexão. Seus resultados demonstraram diferenças de apenas 5% e 6% entre os membros sadio e lesionado para extensão e flexão, respectivamente.

MOISALA *et al.* (2007), comparou 16 pacientes submetidos à reconstrução do LCA com enxerto do ligamento patelar, com 32 pacientes onde foi utilizado enxerto de flexores, para o desempenho isocinético do joelho nos movimentos de extensão e flexão. As avaliações foram realizadas com uma média de 5,9 anos após a cirurgia. Os sujeitos era de ambos os sexos (39 homens e 9 mulheres), com média de idade de 32 anos no momento da cirurgia. Foi utilizado um dinamômetro Dynacom® à 60°/s e 180°/s. Os resultados demonstraram diferenças pequenas e não significativas entre os membros sadio e lesionado e entre os grupos para pico de torque, trabalho e relação isquiotibiais/quadríceps em ambas as velocidades.

O fato de terem sido encontrados resultados consideravelmente melhores no presente trabalho pode ser atribuído ao fato de que a técnica cirúrgica utilizada possibilita a realização de uma reabilitação diferencial, com objetivos diferentes para cada joelho, permitindo que a recuperação seja mais efetiva. Segundo DVIR (2002), a técnica operatória específica e o regime de reabilitação são fatores que afetam significativamente a taxa de melhora do desempenho muscular. Os achados estão

de acordo com os trabalhos de SHELBOURNE (1999; 2000; 2006; 2007) anteriormente citados para o mesmo procedimento, e podem ser comparados com outros autores que, ao utilizar diferentes alternativas de tratamento, obtiveram melhores resultados para o desempenho muscular de pacientes submetidos à reconstrução do LCA.

COHEN *et al.* (1990) compararam os resultados de dois grupos de pacientes portadores de insuficiência do LCA, submetidos a tratamento conservador e cirúrgico. Após avaliar os pacientes de através que questionários de satisfação, testes de agilidade e com o dinamômetro isocinético, enfatizaram a reabilitação como fator determinante para os prognóstico em ambos os grupos.

DE CARLO *et al.* (1992) indicaram que, em termos de ganho de força, a reabilitação acelerada era melhor que a não-acelerada. Seus resultados demonstraram que, ao final do 3º mês pós-operatório, indivíduos que haviam sido submetidos ao primeiro procedimento apresentavam valores semelhantes àqueles encontrados no 6º mês de reabilitação não-acelerada. Ao final de 12 meses, os déficits encontrados entre os membros sadio e lesionado do primeiro grupo foram de 13% para o movimento de extensão e 1,3% para flexão. Para o grupo de reabilitação não-acelerada, foram 20% e 4,9%, respectivamente.

SNYDER-MACKLER (1995) comparou os resultados da reabilitação do LCA pós-operatório com uso de estimulação elétrica em diferentes intensidades sobre a recuperação de força do quadríceps. Encontrou diferenças estatisticamente significativas entre os pacientes, onde naqueles em que foi utilizada a estimulação elétrica de alta intensidade, os resultados foram melhores.

Na tabela e gráfico 9, estão demonstrados os valores de relação isquiotibiais/quadríceps nos membros doador e receptor. Observa-se ainda que a diferença existente entre os mesmos é estatisticamente significativa.

A relação muscular entre quadríceps e isquiotibiais (H:Q) vem sendo analisada para assegurar a habilidade funcional do joelho e seu equilíbrio muscular em ambos os sexos, em diferentes idades e em programas de reabilitação (ROSENE *et al.*, 2001). É um parâmetro comumente usado para descrever as propriedades da força muscular sobre a articulação do joelho (DVIR, 2002).

A relação H:Q é convencionalmente calculada como a força máxima de flexão do joelho dividida pela força máxima de extensão do joelho obtida numa velocidade angular específica e modo de contração como: isométrico, concêntrico ou excêntrico (AAGARD *et al.*, 1995; DVIR, 2002).

Embora seja difícil generalizar, a relação normal da H:Q convencional é considerada entre 50% a 80% (ROSENE *et al.*, 2001), sendo que estes valores variam de acordo com a velocidade angular. Assim, ela assume valores de 50-60% para baixas velocidades (30°/s), 60-70% para velocidades intermediárias (120-180°/s) e 70-80% para velocidades maiores que 180°/s (POCHOLLE, 2000). Com o aproximar da relação H:Q aos 100%, os isquiotibiais têm uma capacidade funcional aumentada para fornecer estabilidade ao joelho. Esse aumento da estabilidade do joelho pode reduzir a possibilidade de subluxação ântero-lateral da tíbia dentre outras lesões específicas do joelho e suas conseqüências (ROSENE *et al.*, 2001).

Em pacientes com lesão do LCA, é normal um aumento dos valores de relação I/Q por dois motivos: o aumento da atividade reflexa dos isquiotibiais, devido a instabilidade gerada pela perda ligamentar (WALLA *et al.*, 1985; SOLOMONOW *et al.*, 1987), e a fraqueza do quadríceps, que é típica nesse tipo de paciente, tanto no pré, quando no pós-operatório (DVIR, 2002).

Em nosso trabalho, acredita-se que os resultados possam ser explicados pelo segundo motivo, afinal a deficiência limitou-se ao membro doador, que não havia sofrido lesão do LCA. De qualquer forma, o fato de não ter sido encontrado valor significativo de diferença entre os membros para trabalho total no movimento de extensão (tabela 7), nos leva a crer que, apesar de o membro doador não atingir os valores de torque do membro receptor, ele apresenta desempenho correspondente na capacidade de gerar tensão dentro da amplitude de movimento do teste.

Quanto às outras variáveis investigadas, potência média e fadiga ao trabalho, não foram encontrados estudos significativos que as considerassem nessa população. De qualquer forma, observou-se que houveram diferenças significativas entre os membros, que podem servir como referência para outras pesquisas.

As tabelas 10 e 11 e os gráficos 10 a 13 demonstram os valores de correlação obtidos entre o tempo de tratamento pré e pós-operatório e o pico de

torque no movimento de extensão dos membros doador e receptor. A baixa correlação encontrada demonstrou que não houve influência desses parâmetros na recuperação da força do quadríceps dos pacientes, apesar da amostra ser relativamente heterogênea nesse sentido (tabelas e gráficos 5 e 6).

Caso houvésssemos mensurados os valores de força prévios à cirurgia, teríamos melhores informações sobre a evolução pós-operatória. Sabe-se que o nível de força do quadríceps no pré-operatório, compromete a recuperação da força no pós-operatório, principalmente no primeiro ano (SHELBOURNE, 1995; 2004). Além disso, outros fatores, como a largura do ligamento patelar também pode contribuir nesse sentido (SHELBOURNE, 2004). Apesar disso, esses achados demonstram que os pacientes têm uma recuperação individualizada, onde a necessidade de comprometimento com todas as fases do tratamento faz com que eles acabem sendo os maiores responsáveis pela sua condição final.

6. CONCLUSÕES

Com base na avaliação do desempenho isocinético do joelho de pacientes submetidos à cirurgia de reconstrução primária do ligamento cruzado anterior utilizando enxerto do ligamento patelar contralateral, em relação aos resultados obtidos e comparados com os achados descritos na literatura, pode-se concluir que:

1. Há diferenças estatisticamente significativas entre os membros doador e receptor, para os parâmetros de pico de torque, potência média, fadiga ao trabalho e relação isquiotibiais/quadríceps dos indivíduos avaliados. Para trabalho total, não há diferença significativa;
2. Os valores obtidos estão de acordo com os achados de outros autores que tratam do mesmo procedimento. Para outras técnicas cirúrgicas de reconstrução do LCA, não foram encontrados níveis semelhantes de simetria entre os membros, dentro do mesmo tempo de recuperação, independente do programa de reabilitação utilizado;
3. Foi encontrada uma baixa correlação entre o tempo de tratamento pré e pós-operatório com os valores obtidos para pico de torque no movimento de extensão dos membros doador e receptor;
4. Os pacientes ainda não estavam totalmente reabilitados para o retorno às atividades esportivas, devido à existência de fraqueza muscular no quadríceps do membro doador, gerando assimetria significativa;
5. É imprescindível a avaliação e acompanhamento do desempenho muscular nesse tipo de paciente de uma maneira minuciosa e pormenorizada, visto que a avaliação clínica somente como critério de alta pode não ser sensível e/ou subestimar os déficits e desequilíbrios musculares existentes.

7. SUGESTÕES

É importante que sejam realizados novos estudos, com maior número de indivíduos, onde haja possibilidade de comparar a influência de outras variáveis, tais como o gênero, faixa etária e tempo de tratamento pré-operatório e pós operatório, na capacidade de recuperação.

Para o melhor acompanhamento dos pacientes no processo de reabilitação, de modo a tornar o retorno à prática esportiva seguro, sugere-se a realização de estudos que abordem, além da variável força muscular, fatores importantes como a dor, edema, amplitude de movimento, estabilidade articular estática e dinâmica, controle neuromuscular, confiança e o nível de satisfação dos pacientes, bem como o acompanhamento no pré-operatório e pelo menos um ano após a cirurgia.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AAGAARD, P. *et al.* Isokinetic hamstring/quadriceps strength ratio: influence from joint angular velocity, gravity correction and contraction mode. *Acta Physiol Scand.* 1995; 154(4): 421-427.

A.D.A.M. Interactive Anatomy.1991.

ADACHI, N. *et al.* Harvesting hamstring tendons for ACL reconstruction influences postoperative hamstring muscle performance. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2003; 123: 460-465.

AMATUZZI, M. Joelho - Articulação central dos membros inferiores. São Paulo, Roca, 2004.

American College of Sports Medicine - ACSM. Progression models in resistance training for healthy adults. Position Stand. *Med Sci Sports Ex.* 2002; 34: 364-380.

AMIEL, O; KIEINER, J.B.; AKESON, W.H. The natural history of the anterior cruciate ligament autograft of patellar tendon origin. *Am J Sports Med.* 1986; 14: 449-462.

ANDERSON, J.L. *et al.* Changes in muscle torque following anterior cruciate ligament reconstruction. *Acta Orthop Scand.* 2002; 73(5): 546-552.

ANDRADE, M. *et al.* A repercussão da retirada do enxerto do tendão patelar no mecanismo extensor do joelho. *Rev Bras Ortop.* 34(8): 461-464, 1999.

ANDRADE, M.S. *et al.* Knee performance after anterior cruciate ligament reconstruction. *Isokinetics and Exercise Science.* 2002; 10: 81-86.

ANDREWS, J.R.; HARRELSON, G.L.; WILK, K.E. Reabilitação Física das Lesões Esportivas. 2.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 2000.

ARNOLD, T.; SHELBOURNE, K.D. A perioperative rehabilitation program for anterior cruciate ligament surgery. *The Physician and Sports Medicine*. 2000; 28(1): 31.

BEYNNON, B.D. *et al.* Anterior cruciate ligament replacement: comparison of bone - patellar tendon – bone grafts with two-strand hamstring grafts. *J Bone Joint Surg Am*. 2002; 84-A (9): 1503-1513.

BEYNNON, B.D. *et al.* The effect of estradiol and progesterone on knee and ankle joint laxity. *Am J Sports Med*. 2005; 33(9): 1298-304.

BILKO, T. *et al.* Current trends in repair and rehabilitation of complete (acute) anterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med*. 1986; 14: 143-147.

BIODEX Medical Systems Inc. Manual de Aplicações/Operações. Nova York, 1998.

BJORDAL, J.M. *et al.* Epidemiology of anterior cruciate ligament injuries in soccer. *Am J Sports Med*. 1997, 25: 341-345.

BONFIM, T.; PACCOLA, C. Propriocepção após a reconstrução do ligamento cruzado anterior usando ligamento patelar homólogo e autólogo. *Rev Bras Ortop*. 2000; 35(6): 194-201.

BRATTSTRÖM, H. Shape of the intercondylar groove normally and in recurrent dislocation of the patella. *Acta Orthop Scand Suppl*. 1964; 68: 1-48.

BROWN, L.E. Strength Training. NSCA. Human Kinetics. 2007.

BROWNSTEIN, B.A.; LAMB, R.L. MANGINE, R.E. Quadriceps torque and integrated electromyography. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1985; 6: 309-314.

BURKS, R.; LELAND, R. Determination of graft tension before fixation in anterior cruciate ligament reconstruction. *J. Arthrosc Rel Surg.* 1988; 4: 260-266.

BURNETT, Q.M.; FOWLER, P.J. Reconstruction of anterior cruciate ligament: historical overview. *Orthop Clin North Am.* 1985; 16(1): 143-157.

CAMPBELL, W.C. *Cirurgia Ortopédica de Campbell.* 8.ed. Buenos Aires, Panamericana, 1996.

CARTER, T.R.; EDINGER, S. Isokinetic evaluation of anterior cruciate ligament reconstruction: hamstring versus patellar tendon. *The journal of arthroscopic and related surgery.* 1999; 15(2): 169-172.

CARRAFA, A. *et al.* Prevention anterior cruciate ligament injuries in soccer. A prospective study of proprioceptive training. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1996; 4(1): 19-21.

CARAZZATO, J.G.; CAMPOS, L.A.N.; CARAZZATO, S.G. Incidência de lesões traumáticas em atletas competitivos de dez tipos de modalidades esportivas. *Rev Bras Ortop.* 1992; 27(10): 745-758.

CHANDRASHEKAR N.; SLAUTERBECK J.; HASHEMI J. Sex-based differences in the anthropometric characteristics of the anterior cruciate ligament and its relation to intercondylar notch geometry: a cadaveric study. *Am J Sports Med.* 2005; 33(10): 1492-1498.

CHATRENET, Y.; KERKOUR, K. *Fisioterapia das lesões ligamentares do joelho no atleta.* São Paulo, Manole, 2002.

CLANCY, W.G. *et al.* Anterior and posterior cruciate ligament reconstruction in rhesus monkeys. *J Bone Joint Surg.* 1981; 63: 1270-1284.

CLANCY, W.G.; RAY, M.; ZOLTAN, D.J. Acute tears of the anterior cruciate ligament: surgical versus conservative treatment. *J Bone Joint Surg.* 1988; 70A: 1483-1488.

COHEN, M. *et al.* Lesões ortopédicas no futebol. *Rev Bras Ortop.* 1997; 32(12): 940-944.

COHEN, M. *et al.* A importância da reabilitação no tratamento incruento e cirúrgico na insuficiência do ligamento cruzado anterior: nota preliminar. *Rev Bras Ortop.* 1990; 25(1-2): 15-25.

COOPER, O. *et al.* The strength of the central third patellar tendon graft: A biomechanical study. *Am J Sports Med.* 1993; 21: 818-824.

DALE, M.D. *et al.* Fate of the ACL-injured patient. A prospective outcome study. *Am J Sports Med.* 1994; 22: 632-643.

DAVIES, G.J. A compendium of isokinetics in clinical usage. Wisconsin, S&S Publishers, 1992.

DE CARLO, M.S. *et al.* Traditional versus accelerated rehabilitation following ACL reconstruction: a one-year follow-up. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1992; 15: 309-316.

DE CARLO, M.S.; McDIVITT, R. Rehabilitation of patients following autogenic bone-patellar tendon-bone ACL reconstruction: a 20-year perspective. *NAJSPT.* 2006; 1(3): 108-123.

DE CARLO, M.S.; SELL, K.E. Normative data for range of motion and single-leg hop in high school athletes. *J Sports Rehab.* 1997; 8: 246-255.

DI DIO, L. *Tratado de Anatomia Sistêmica Aplicada.* 2.ed. São Paulo, Atheneu, 2002.

DIONÍSIO, V.C.; PINI, G.A. Reabilitação na lesão do ligamento cruzado anterior: uma revisão da literatura. Rev Bras Fisiot. 1996; 1(2): 51-60.

DRAGANICH, L.F.; VAHEY, J.W. An in vitro study of anterior cruciate ligament strain induced by quadriceps and hamstring forces. J Orthop Res. 1990; 8(1): 57-63.

DUTTON, M. Fisioterapia Ortopédica. Exame, Avaliação e Intervenção. Porto Alegre, Artmed, 2006.

DVIR, Z. *et al.* Thigh muscle activity and anterior cruciate ligament insufficiency. Clinical Biomechanics. 1989; 4: 87-91.

DVIR, Z. Isocinética: avaliações musculares, interpretações e aplicações clínicas. São Paulo, Manole, 2002.

ELMQVIST L.G. *et al.* Knee extensor muscle function before and after reconstruction of anterior cruciate ligament tear. Scand J Rehab Med. 1989; 21: 131-139.

ETTLINGER, C.F.; JOHSON, R.J.; SHEALY, J.E. A method to help reduce the risk of serious knee sprains incurred in alpine skiing. Am J Sport Med. 1995; 23: 531-537.

FEAGIN, J.A.; LAMBERT, K.L. Mechanism of injury and pathology of anterior cruciate ligament injuries. Orthop Clin North Am. 1985; 16: 41-45.

FEAGIN, J.A. The syndrome of the torn anterior cruciate ligament. Orthop Clin North Am. 1979; 10: 81-90.

FINEBERG, M.S.; ZARINS, B.; SHERMAN, O.H. Practical considerations in anterior cruciate ligament replacement surgery. Arthroscopy. 2000; 16(7): 715-724.

FLECK, S.J.; KRAEMER, W.J. Fundamentos do Treinamento de Força Muscular. 3.ed. Porto Alegre, Artmed, 2006.

FLYNN, R.K. *et al.* The familial predisposition toward tearing the anterior cruciate ligament: a case control study. *Am J Sports Med.* 2005, 33(1): 23-27.

FOWLER, P.; REGAN, W. The patient with symptomatic chronic anterior cruciate ligament insufficiency. Results of minimal arthroscopic surgery and rehabilitation. *Am J Sports Med.* 1987; 15: 321-325.

FRANK, C.B.; JACKSON, D.W. Current concepts review – the science of reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am.* 1997; 79: 1556-76.

FRIDEN, T. *et al.* Anterior cruciate-insufficient knees treated with physiotherapy. *Clin Orthop.* 1991; 263: 190.

FREEDMAN, K. *et al.* Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction: a metaanalysis comparing patellar tendon and hamstring tendon autografts. *Am J Sports Med.* 2003; 31(2).

FU, F.H.; HARNER, C.D.; VINCE, K.G. *Knee surgery.* Willians & Wilkins, 1994.

FULKERSON, P. Evaluation of the peripatellar soft tissues and retinaculum in patients with patellofemoral pain. *Clin Sports Med.* 1989; 8: 197-202.

GALWAY, H.; MACINTOSH, D. A symptom and sign anterior, posterior cruciate ligament insufficiency. *Clin Orthop.* 1997; 147: 45-50.

GARDNER, E.; GRAY, D.J.; O'RAHILLY, R. *Anatomia.* 3 ed. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1971.

GERBER, C. *et al.* The lower-extremity musculature in chronic symptomatic instability of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg.* 1985; 67A: 1034-1043.

GERMANO, W. Lesões no Ciclismo. Bike Canal [periódico on-line]. 2005; Disponível em <URL: <http://bikecanal.cosmo.com.br/saude/lesoes/lesoes.shtml>> [Dez 2005].

GHORAYEB, N.; BARROS, T. O Exercício: preparação fisiológica, avaliação médica, aspectos especiais e preventivos. São Paulo, Ateneu, 2004.

GOUGH, J.; LADLEY, G. An investigation into the effectiveness of various forms of quadriceps exercises. *Physiotherapy*. 1971; 57: 356-361.

GOULD, J.A. Fisioterapia na Ortopedia e na Medicina do Esporte. 2.ed. São Paulo, Manole, 1993.

GRANA, W.A.; MORETZ, J.A. Ligamentous laxity in secondary school athletes. *JAMA*. 1978; 240: 1975-1976.

GRAY, H. Anatomia. 3. ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1988.

GRIFFIN, L.Y. *et al.* Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *J Am Acad Orthop Surg*. 2000; 8: 141-150.

GRIFFIN, J.W. *et al.* Eccentric muscle performance of elbow and knee muscle groups in untrained men and women. *Med Sci Sports Exerc*. 1993; 25: 936-944.

GROOD, E.; STOWERS, S.; NOYES, F. Limits of movement in the human knee: effect of sectioning the posterior cruciate ligament and posterolateral structures. *J. Bone Joint Surg*. 1988; 70: 88-97.

HEY GROVES, E.W. Operation for the repair of crucial ligaments. *Lancenet*. 1917; 2: 674-675.

HEY GROVES, E.W. The crucial ligaments of the knee joint. Their function, rupture and operative treatment of the same. *Br J Surg*. 1920; 7: 505-515.

GUIMARÃES, M. Reconstrução do ligamento cruzado anterior utilizando enxerto de tendão do quadríceps: avaliação clínica e isocinética. Rev Bras Ortop. 2005; 40(4): 183-192.

HALL, J.S. Biomecânica Básica. 4.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 2005.

HAMER, C. *et al.* Loss of motion after anterior cruciate ligament reconstruction. Am J Sports Med. 1992; 20: 499-506.

HARTER, R.A.; OSTERNIG, L.R.; SINGER, K.M. Instrumented lachman tests for the evaluation of anterior laxity after reconstruction of the anterior cruciate ligament. J Bone Joint Surg Am. 1989; 1: 975-983.

HASEBE, Y; TANABE, Y.; YASUDA, K. Anterior cruciate ligament reconstruction using doubled hamstring tendon autograft. J Sport Rehabil. 2005; 14: 279-293.

HAWKINS, R.; MISAMORE, G.; MERRIT, T. Follow-up of the acute nonoperated isolated anterior cruciate ligament tear. Am J Sports Med. 1986; 14: 205-210.

HEBERT, S.; XAVIER, R. Ortopedia e Traumatologia. Princípios e Prática. 3.ed. Porto Alegre, Artmed, 2003.

HENNING, C.; LYNCH, M.; GLICK, K. An in vivo strain gauge study of elongation of the anterior cruciate ligament. Am J Sports Med. 1985; 13: 22-26.

HEWSON, G.F; MENDINI, R.A.; WANG, J.B. Prophylactic knee bracing in college football. Am J Sports Med. 1986; 14: 262-266.

HIEMSTRA, L.A. *et al.* Knee strength deficits after hamstrings tendon and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction. Med Sci Sports Exerc. 2000; 1472-1479.

HIGUSHI, H. Characteristics of anterior tibial translation with active and isokinetic knee extension exercise before and after ACL reconstruction. *J Orthop Sci.* 2002; 7: 341-34.

HISLOP, H.J.; PERRINE, J.J. The isokinetic concept of exercise. *Phys Ther.* 1967; 47v: 114-117.

HUSTON, L.J.; GREENFIELD, M.L.; WOJTYS, E.M. Anterior cruciate ligament injuries in the female athlete. Potential risk factors. *Clin Orthop.* 2000; 372: 50-63.

HUSTON, L.J.; WOJTYS, E.M. Neuromuscular performance characteristics in elite female athletes. *Am J Sports Med.* 1996; 24: 427-436.

INSALL, J.N.; FALVO, K.A.; WISE, D.W. Chondromalacia patellae. A prospective study. *J Bone Joint Surg.* 1976; 58A: 1-8.

JENSEN J. *et al.* Reconstruction procedures for anterior cruciate ligament insufficiency: a computer analysis of clinical results. *Am J Sports Med.* 1983; 11: 240-248.

JOHNSON, D. Controlling anterior shear during isokinetic knee extension exercise. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1982; 4: 10-15.

JOHNSON, D.H.; PEDOWITZ, R.A. *Practical Orthopaedic Sports Medicine and Arthroscopy.* New York, Williams & Wilkins, 2007.

JOHNSON, D.L. Acute knee injuries: an introduction. *Clin Sports Med.* 1993; 12: 344.

JONES, K.G. Reconstruction of anterior cruciate ligament. A technique using the central one-third of the patellar ligament. *J Bone Joint Surg.* 1963; 45A: 925-932.

KANDARIAN, S.C.; STEVENSON, E.J. Molecular events in skeletal muscle during desuse atrophy. *Exerc Sport Sci Rev.* 2002; 30: 111-116.

KAPANDJI, K.G. *Fisiologia Articular.* 5. ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 2000.

KARIYA, Y. *et al.* Magnetic resonance imaging and spectroscopy of thigh muscle in cruciate ligament insufficiency. *Acta Orthop Scand.* 1989; 60: 322-325.

KARLO, M.; SHELBOURNE, K.; ONEACRE, K. Rehabilitation program for both knees when contralateral autogenous patellar tendon graft is used for primary anterior cruciate ligament reconstruction: A case study. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1999; 29(3): 144-159.

KING, S.; BUTTERWICK, D.; CUERRIER, J. The anterior cruciate ligament: A review of recent concepts. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1986; 8: 110-122.

KOCHER, M. *et al.* Diagnostic performance of clinical examination and magnetic resonance imaging in the evaluation of intraarticular knee disorders in children and adolescents. *Am J Sports Med.* 2001; 29(3): 292.

KOBAYASHI, A. *et al.* Muscle performance after anterior cruciate ligament reconstruction. *International Orthopaedics.* 2004; 28: 48-51.

KRAMER, J.F. *et al.* Effect of dynamometer application arm length on concentric and eccentric torques during isokinetic knee extension. *Physiotherapy Canada.* 1989; 41: 100-106.

KVIST, J. Rehabilitation following anterior cruciate ligament injury. *Sports Med.* 2004; 34: 269-280.

LARSON, R.L.; TAILLON, M. Anterior Cruciate ligament insufficiency: principles of treatment. *J Am Acad Orthop Surg.* 1994; 2(1): 26-35.

LIPPERT, L. *Cinesiologia Clínica para Fisioterapeutas.* Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 2003.

LIU, S.H. *et al.* Estrogen affects the cellular metabolism of the anterior cruciate ligament: a potential explanation for female athletic injury. *Am J Sports Med.* 1997; 25(5): 704-09.

LOBO, P. *et al.* Resultados clínico/funcionais pós-reconstrução primária do ligamento cruzado anterior com tendão patelar contralateral. Seguimento de 02 anos. In: 11º CONGRESSO BRASILEIRO DE ARTROSCOPIA e 12º CONGRESSO BRASILEIRO DE ARTROSCOPIA. Salvador, 2006. Anais.

LÓPEZ, M; LAURENTYS-MEDEIROS, J. *Semiologia Médica.* 4.ed. Rio de Janeiro, Revinter, 2001.

LOPREST, C. *et al.* Quadriceps insufficiency following repair of the anterior cruciate ligament. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1988; 9: 245-249.

LORENTZON, R. *et al.* Thigh musculature in relation to chronic anterior ligament tear: muscle size, morphology, and mechanical out-put before reconstruction. *Am J Sport Med.* 1989; 17: 423-429.

LUTZ, G.; STUART, M.; SIM, E. Rehabilitative techniques for athletes after reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Mayo Clin Proc.* 1990; 65: 1322-1329.

MACNICOL, M.F. *O Joelho com Problema.* 2 ed. São Paulo, Manole, 2002.

MAGEE, D.J. *Avaliação Musculoesquelética.* 3.ed. São Paulo, Manole, 2002.

MAKINO, A. *et al.* Evaluación artrométrica de rodilla con KT-1000® en pacientes con ruptura del ligamento cruzado anterior sin y con anestesia. *Rev argent artrosc.* 1998; 51: 40-43.

MARSHALL, J.L.; OLSSON, S. Instability of the knee: a long-term experimental study in dogs. *J Bone Joint Surg Am.* 1971; 53: 1561-1570.

MARTIN, T. Properties of the muscle fibers from the vastus lateralis or gluteus medius associated with an osteoarthritic joint. *Can J Rehab.* 1990; 3: 151-157.

MAXEY, L; MAGNUSSON, J. *Reabilitação pós-cirúrgica para o paciente ortopédico.* Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 2003.

MAYO ROBSON, A.W. Ruptured crucial ligaments and their repair by operation. *Ann Surg.* 1903; 37: 716-718.

MEISTERLING, R. *et al.* Morphologic changes in the human patellar tendon after bone-tendon-bone anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Orthop.* 1993; 289: 208-212.

MILLER, A.E.J. *et al.* Gender differences in strength and muscle fiber characteristics. *Eur J Appl Physiol.* 1993; 66: 254-262.

MOISALA, A.S. *et al.* Muscle strength evaluations after ACL reconstruction. *Int J Sports Med.* 2007; 28: 868-872.

MONTEIRO, W. *Personal Training: Manual para Avaliação e Prescrição de Condicionamento Físico.* Rio de Janeiro, Sprint, 1998.

MONTGOMERY, S.C.; MILLER, M.D. What's new is sports medicine? *J Bone Joint Surg Am.* 2005; 87-A: 686-94.

MOREIRA, D.; GODOY, J.R.; JUNIOR, W.S. Anatomia e Cinesiologia Clínica do Aparelho Locomotor. 1.ed. São Paulo, Thesaurus, 2004.

NATRI, A. *et al.* Isokinetic muscle performance after anterior cruciate ligament surgery: long-term results and outcome predicting factors after primary surgery and late-phase reconstruction. *Int J Sports Med.* 1996; 17: 223-228.

NETTER, F.H. Atlas Interativo de Anatomia Humana. Porto Alegre, Artes médicas, 1998.

NIXON, R. *et al.* Reconstruction of the patellar tendon donor site after graft harvest. *Clin Orthop.* 1995; 317: 162-171.

NORWOOD, L.A.; CROSS, M.J. The intercondylar shelf in the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.* 1977, 5: 171-176.

NOYES, E. *et al.* Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J. Bone Joint Surg.* 1984; 66: 344-352.

NOYES, E. *et al.* The symptomatic anterior cruciate deficient knee. Part II: The results of rehabilitation, activity modification, and counseling on functional disability. *J Bone Joint Surg.* 1983; 65: 154-162.

NOYES, F.; MCGINNISS, G.; MOOAR, L. Functional disability in the anterior cruciate insufficient knee syndrome: Review of knee rating systems and projected risk factors in determining treatment. *Sports Med.* 1984; 1: 278-302.

OLIVEIRA, M. *et al.* Programa de reabilitação de ambos os joelhos após a cirurgia primária de reconstrução do LCA utilizando enxerto autógeno de ligamento patelar contralateral. In: 11º CONGRESSO BRASILEIRO DE ARTROSCOPIA e 12º CONGRESSO BRASILEIRO DE ARTROSCOPIA. Salvador, 2006. Anais.

PALASTANGA, N.; FIELD, D.; SOAMES, R. Anatomia e Movimento Humano: Estrutura e Função. São Paulo, Manole, 2000.

PARCELL, C A. *et al.* Minimum rest period for strength recovery during a common isokinetic testing protocol. Med Sci Sports Ex. 2002; 34(6): 1018-1022.

PAULOS, L. *et al.* Knee rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction and repair. Am J Sports Med. 1981; 9: 140-149.

PEREIRA, M.G. Epidemiologia: teoria e prática. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1995.

PIGOZZI, F. *et al.* Isokinetic evaluation of anterior cruciate ligament reconstruction: quadriceps tendon versus patellar tendon. J Sports Med Phys Fitness. 2004; 44: 288-293.

PINTO, S.A. Utilização da dinamometria isocinética na reabilitação muscular em pós-cirúrgico de ligamento cruzado anterior. Reabilitar. 2000; 7: 11-15.

PLACZEC, J. Segredos em Fisioterapia Ortopédica. Porto Alegre, Artmed, 2004.

PLANCHER K.D. *et al.* Reconstruction of the anterior cruciate ligament in patients who are at least forty years old. J Bone Joint Surg. 1998; 80A: 2.

POCHOLLE, M.; CODINE, P. Les tests isocinétiques du genou. Annale de kinésithérapie. 2000; 397: 6-13.

PRENTICE, W.; VOIGHT, M. Técnicas em reabilitação musculoesquelética. Porto Alegre, Artmed, 2003.

Programa de Atualização em Ortopedia e Traumatologia – PROATO. Porto Alegre, Artmed Panamericana, 2005.

RAHIMI, R. Effects of different rest intervals on the exercise volume completed during squat bouts. *J Sports Sci Med.* 2005; 4: 361-366.

REARDON, K. *et al.* Quadriceps muscle wasting persists 5 months after total hip arthroplasty for osteoarthritis of the hip: a pilot study. *Internal Med J.* 2001; 31: 7-14.

RECHT, M. *et al.* Complications after anterior cruciate ligament reconstruction: radiographic and MRI findings. *AJR.* 1996; 167: 705-710.

ROSENBERG, T. *et al.* Extensor mechanism function after patellar tendon graft harvest for anterior cruciate reconstruction. *Am J Sports Med.* 1992; 20: 519-525.

ROSENE, J.R.; FOGARTY, T.D.; MAHAFFEY, B.L. Isokinetic hamstrings: quadriceps ratios in intercollegiate athletes. *Journal of Athletic Training.* 2001; 36(4): 378-382.

ROUGRAFF, B.; SHELBOURNE, K. Early histologic appearance of human patellar tendon autografts used for anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthros.* 1999; 7: 9-14.

RUBINSTEIN, R.A. *et al.* Effect on knee stability if full hyperextension is restored immediately after autogenous bone-patellar-bone anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 1995; 23: 365-368.

RUBINSTEIN, R.A. *et al.* Isolated autogenous bone-patellar tendon-bone graft site morbidity. *Am J Sports Med.* 1994; 22(3): 324-327.

SETO, J.L. *et al.* Assessment of quadriceps/hamstring strength, knee ligament stability, functional and sports activity levels five years after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 1988; 16(2): 170-180.

SHAMBAUGH, J.P.; KLEIN, A.; HEBERT, J.H. Structural measures as predictors of injury in basketball players. *Med Sci Sports Exerc.* 1991; 23: 522-527.

SHELBOURNE, K.D.; DAVIS, T.J. Evaluation of knee stability before and after participation in a functional sports agility program during rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 1999; 27: 156-161.

SHELBOURNE, K.D.; DAVIS, T.J.; KLOOTWYK, T.E. The relationship between intercondylar notch width of the femur and the incidence of anterior cruciate ligament tears. A prospective study. *Am J Sports Med.* 1998; 26: 402-408.

SHELBOURNE, K.D. *et al.* Ligament stability two to six years after anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon graft and participation in accelerated rehabilitation program. *Am J Sports Med.* 1995; 23: 575-579.

SHELBOURNE, K.D. Mini-open ACL reconstruction using contralateral patellar tendon. *Techniques in Orthopaedics.* 2005; 20(4): 353-360.

SHELBOURNE, K.D.; JOHNSON, B.C. Effects of patellar tendon width and preoperative quadriceps strength on strength return after anterior cruciate ligament reconstruction with ipsilateral bone-patellar tendon-bone autograft. *Am J Sports Med.* 2004; 32(6): 1474-1478.

SHELBOURNE, K.D.; KLOTZ, C. What I have learned about the ACL: utilizing a progressive rehabilitation scheme to achieve total knee symmetry after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sci.* 2006; 11: 318-325.

SHELBOURNE, K.D.; GRAY, T. Anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon graft followed by accelerated rehabilitation. A two to nine year follow up. *Am J Sports Med.* 1997; 25: 786-795.

SHELBOURNE, K.D.; NITZ, P. Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sport Med.* 1990; 18(3): 292-299.

SHELBOURNE, K.D.; PATEL, D. Timing of surgery in anterior cruciate ligament injured knees. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1995; 3: 148-156.

SHELBOURNE, K.D.; TRUMPER, R. Preventing anterior knee pain after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 1997; 25: 41-47.

SHELBOURNE, K.D.; URCH, S. Primary anterior cruciate ligament reconstruction using the contralateral autogenous patellar tendon graft. *Am J Sports Med.* 2000; 28 (5): 651-658.

SHELBOURNE, K.D.; VANADURONGWAN, B.; GRAY, T. Primary anterior cruciate ligament reconstruction using contralateral patellar tendon autograft. *Clin Sports Med.* 2007; 26: 549-565.

SHINZATO, G.T. *et al.* Protocolo de avaliação funcional de joelho em patologias ortopédicas. *Acta Fisiátrica.* 1996; (1): 30-36.

SIEWERT, M.W. *et al.* Isokinetic torque changes based upon lever arm pad placement. *Physical Therapy.* 1975; 65: 715.

SMITH, L.K. *et al.* *Cinesiologia Clínica de Brunnstorm.* 5.ed. São Paulo, Manole, 1997.

SNYDER-MACKLER, L. *et al.* Reflex inhibition of the quadriceps muscle after injury or reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg.* 1994; 76: 555-560.

SNYDER-MACKLER, L.; DELITTO, A.; STRALKA, S. Strength of the quadriceps femoris muscle and functional recovery after reconstruction of the anterior cruciate ligament. A prospective, randomized clinical trial of electrical stimulation. *J Bone Joint Surg Am.* 1995; 77: 1166-1173.

SPENCE, Alexander. *Anatomia Humana Básica*. 2.ed. São Paulo, Manole, 1991.

SPENCER, J.; HAYES, K.; ALEXANDER, I. Knee joint effusion and quadriceps reflex inhibition in man. *Arch Phys Med Rehabil.* 1984; 65: 171-177.

SOBBOTA. *Atlas Van de menselijke Anatomie*. 2000.

SOLOMONOW, M. *et al.* The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *Am J Sports Med.* 1987; 15: 207-213.

STEINKAMP, L.A. *et al.* Biomechanical considerations in patellofemoral joint rehabilitation. *Am J Sports Med.* 1993; 21(3): 438-444.

STRINGHAM, D.R. *et al.* Comparison of anterior cruciate ligament reconstructions using patellar tendon autograft or allograft. *Arthroscopy.* 1996; 12(4): 414-421.

TAKEDA, Y. *et al.* Biomechanical function of the human anterior cruciate ligament. *Arthroscopy.* 1994; 10: 140-147.

TERRERI, A.S.A.P.; GREVE, J.M.D.; AMATUZZI, M. Avaliação isocinética no joelho do atleta. *Rev Bras Med Esporte.* 2001; 7(5): 170-174.

TIBONE, J.; ANTICH, T. A biomechanical analysis of anterior cruciate ligament reconstruction with the patellar tendon. *Am J Sports Med.* 1988; 16: 332-333.

TOVIN, B. *et al.* Comparison of the effects of exercise in water and on land on the rehabilitation of patients with intra-articular anterior cruciate ligament reconstructions. *Phys Ther.* 1994; 74(8).

VICTOR, J. *et al.* Graft selection in anterior cruciate ligament reconstruction, prospective analysis of patellar tendon autografts compared with allografts. *Int Orthop.* 1997; 21: 93-97.

WALLA, D.J. *et al.* Hamstring control and the unstable anterior cruciate ligament-deficient knee. *Am J Sports Med.* 1985; 13: 34-39.

WILK, K.E. *et al.* The relationship between subjective knee scores, isokinetic testing, and functional testing in the ACL-reconstructed knee. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1994; 20: 60-73.

WOODLAND, L.H.; FRANCIS, R.S. Parameters and comparisons of the quadriceps angle of college aged men and women in the supine and standing positions. *Am J Sports Med.* 1992; 20: 208-211.

YASUDA, K. *et al.* Quantitative evaluation of knee instability and muscle thigh strength after anterior cruciate ligament reconstruction using patellar quadriceps tendon. *Am J Sports Med.* 1992; 20: 471-475.

SITES DA INTERNET:

1. <http://www.cto.med.br> <Acessado em 23-02-2008>
2. <http://www.cardiomed.com.br> <Acessado em 19-05-2008>
3. <http://www.ergo-fit.de/english/scripts/start.php> <Acessado em 15-05-2008>
4. <http://www.biodes.com> <Acessado em 07-04-2008>
5. <http://www.aclmd.com> <Acessado em 02-05-2008>
6. <http://www.globoesporte.com> <Acessado em 03-02-2008>

ANEXOS

ANEXO 1

**UNB – UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE**

Projeto de Pesquisa: Desempenho Isocinético do Joelho após a Reabilitação do Ligamento Cruzado Anterior.

Pesquisador Responsável: Márcio Oliveira.

TERMO DE RESPONSABILIDADE

Eu, de livre e espontânea vontade, autorizo a participação na pesquisa “Desempenho Isocinético do Joelho após a Reabilitação do Ligamento Cruzado Anterior” os(as) pacientes atendidos na, _____, sob minha responsabilidade.

Informo que, quando julgar necessário e sem qualquer prejuízo, poderei cancelar o presente termo.

Autorizo os(as) pacientes a serem submetidos à avaliação do desempenho muscular dos músculos flexores e extensores do joelho, com objetivos de demonstrar os resultados da reabilitação após a lesão e cirurgia de reconstrução primária do ligamento cruzado anterior utilizando o enxerto do ligamento patelar contralateral.

Para coleta de dados será utilizado um equipamento específico para este fim, denominado Dinamômetro Isocinético. A avaliação será realizada com pacientes ao final do tratamento pós-operatório. O procedimento não causará mal algum aos mesmos e está contra-indicado na presença dor e edema agudos, limitação severa da ADM, histórico de distensão muscular, luxações agudas, fraturas instáveis e problemas no coração.

Brasília-DF, _____ de _____ de _____.

Médico Responsável

Pesquisador Responsável: Márcio Oliveira (Pós-Graduando em Ciências da Saúde) - Telefone: 7813-5534

Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Brasília - Telefone: 3307-3799

ANEXO 2

**UNB – UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE**

Projeto de Pesquisa: Desempenho Isocinético do Joelho após a Reabilitação do Ligamento Cruzado Anterior.

Pesquisador Responsável: Márcio Oliveira.

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Convidamos o(a) senhor(a) para participar do projeto de pesquisa – Desempenho Isocinético do Joelho após a Reabilitação do Ligamento Cruzado Anterior.

O presente trabalho objetiva avaliar o desempenho muscular dos músculos extensores e flexores do joelho de pacientes submetidos à reabilitação após a lesão e cirurgia de reconstrução primária do ligamento cruzado anterior utilizando o enxerto do ligamento patelar contralateral, ao final do tratamento pós-operatório.

A justificativa para realização desse projeto diz respeito à investigação de uma variável que ainda não foi testada de forma objetiva nessa população – o desempenho muscular.

Para coleta de dados será utilizado um aparelho específico para este fim, denominado Dinamômetro Isocinético, capaz de mensurar o desempenho muscular. Serão obtidos valores de força, trabalho, potência e relação entre os músculos flexores e extensores do joelho. A avaliação será realizada com pacientes ao final do período de tratamento pós-operatório.

O procedimento ao qual o senhor(a) será submetido não lhe causará mal algum e está contra-indicado na presença de dor, edema, limitação severa de movimento, lesão muscular, luxações, fraturas instáveis e frouxidão do enxerto. É também vedado a pessoas que sofram de problemas no coração.

Os resultados desse trabalho contribuirão para o estabelecimento de uma propedêutica mais eficiente na abordagem do paciente com lesão do ligamento cruzado anterior.

A participação na pesquisa é voluntária (sem qualquer forma de pagamento), estando garantido o sigilo e privacidade dos dados envolvidos na pesquisa. As informações provenientes deste trabalho serão registradas pelo pesquisador, demonstradas na elaboração do trabalho final desta pós-graduação e publicadas em revista científica especializada sem utilização de nome e/ou foto que torne possível a identificação do paciente.

Fica à disposição do participante qualquer esclarecimento sobre os procedimentos e a possibilidade de abandonar o estudo, sem qualquer penalização ou ônus.

Consentimento Pós-Informação

Eu, _____, declaro ter sido informado(a), após ler e ouvir o presente documento e ter compreendido o seu significado que informa o seguinte:

1- Estou autorizando de livre vontade, a minha avaliação do desempenho muscular do joelho, o que não me causará mal algum;

2 - O presente trabalho objetiva avaliar o desempenho muscular dos músculos flexores e extensores do joelho de pacientes submetidos à reabilitação após a lesão e cirurgia de reconstrução primária do ligamento cruzado anterior utilizando o enxerto do ligamento patelar contralateral, ao final do tratamento pós-operatório;

3 - Para coleta de dados será utilizado um equipamento específico para este fim, denominado Dinamômetro Isocinético, que consiste de um medidor do desempenho muscular. Serão obtidos valores de força, trabalho, potência, fadiga e relação entre os músculos flexores e extensores do joelho;

4 - As contra-indicações para a realização do teste são: dor, edema, limitação severa de movimento, lesão muscular, luxações, fraturas instáveis e frouxidão do enxerto. É também vedado a pessoas que sofram de problemas no coração.

5 - Fui esclarecido(a) de que a participação é voluntária (sem qualquer forma de pagamento), estando garantido o sigilo e privacidade dos dados envolvidos na pesquisa. As informações provenientes deste trabalho serão utilizadas para conclusão deste curso de pós-graduação e com fins de publicação e produção científica;

6 - Ficam à minha disposição quaisquer esclarecimentos sobre os procedimentos e a possibilidade de abandonar o estudo, sem qualquer penalização ou ônus

7 - Estou recebendo uma cópia deste documento, assinada, que vou guardar.

Brasília (DF), _____ de _____ de _____.

Voluntário

Testemunha

Pesquisador responsável

Pesquisador Responsável: Márcio Oliveira (Pós-Graduando em Ciências da Saúde) - Telefone: 7813-5534

Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Brasília - Telefone: 3307-3799

ANEXO 3

ANEXO 4

UNB – UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Projeto de Pesquisa: Desempenho Isocinético do Joelho após a Reabilitação do Ligamento Cruzado Anterior.

Pesquisador Responsável: Márcio Oliveira.

FICHA DE AVALIAÇÃO ISOCINÉTICA DO JOELHO

Data da Avaliação: ____ / ____ / ____

IDENTIFICAÇÃO DO(A) PACIENTE

Nome: _____

Sexo: M () F () Idade: _____ Data de Nascimento: ____ / ____ / ____

Profissão/Ocupação: _____

Membro Dominante: _____ PA: _____ Altura/Peso: _____

ANAMNESE

Diagnóstico Clínico: _____

História Médica Atual/Pregressa:

AJUSTES DO EQUIPAMENTO

TIPO DE AJUSTE	MID	MIE
Deslocamento lateral do dinamômetro		
Altura do braço do dinamômetro		
Altura do banco		
Deslocamento do banco		
Deslocamento do assento		

Pesquisador Responsável: Márcio Oliveira (Pós-Graduando em Ciências da Saúde) - Telefone: 7813-5534

Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Brasília - Telefone: 3307-3799

ANEXO 5

UNB – UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Projeto de Pesquisa: Desempenho Isocinético do Joelho após a Reabilitação do Ligamento Cruzado Anterior.

Pesquisador Responsável: Márcio Oliveira.

DECLARAÇÃO DE CIÊNCIA INSTITUCIONAL

Eu, de livre e espontânea vontade, autorizo a realização da pesquisa “Desempenho Isocinético do Joelho após a Reabilitação do Ligamento Cruzado Anterior”, no Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília, sob minha responsabilidade.

Informo que, quando julgar necessário e sem qualquer prejuízo, poderei cancelar o presente termo.

Autorizo a realização da avaliação do desempenho muscular dos músculos flexores e extensores do joelho, com objetivo de demonstrar os resultados da reabilitação do ligamento cruzado anterior após a cirurgia de reconstrução primária utilizando enxerto do ligamento patelar contralateral.

Para coleta de dados será utilizado um equipamento específico para este fim, denominado Dinamômetro Isocinético. A avaliação será realizada com pacientes ao final do tratamento pós-operatório. O procedimento não causará mal algum aos mesmos e está contra-indicada na presença de dor e edema agudos, limitação severa da ADM, histórico de distensão muscular, luxações agudas, fraturas instáveis e problemas no coração.

Brasília-DF, _____ de _____ de _____.

Responsável pela Instituição

Pesquisador Responsável: Márcio Oliveira (Pós-Graduando em Ciências da Saúde) - Telefone: 7813-5534

Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Brasília - Telefone: 3307-3799