



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
INSTITUTO DE CIÊNCIAS BÁSICAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM NEUROCIÊNCIAS

---

# **Avaliação Sensório-Motora de Indivíduos com Reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior do Joelho**

**TÁSSIA SILVEIRA FURLANETTO**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**

PORTO ALEGRE, 2012

# **Avaliação Sensório-Motora de Indivíduos com Reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior do Joelho**

**TÁSSIA SILVEIRA FURLANETTO**

**Orientador: Prof. Dr. Milton Antonio Zaro**  
**Co-orientador: Prof. Dr. Leonardo A. Peyré-Tartaruga**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Biológicas: Neurociências da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre.

*“Sonhos não morrem, apenas adormecem  
na alma da gente”.*

Chico Xavier

## AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos aqueles que estavam presentes fisicamente ou em pensamento e que de alguma maneira contribuíram para a finalização de mais uma etapa.

Muito obrigada,

À *Deus*, por me proporcionar a vida e a companhia de todas as pessoas maravilhosas que me cercam.

À *UFRGS*, ao *PPG Neurociências* e à *CAPES* por proporcionar a continuidade da minha formação através de um estudo gratuito e de qualidade, com apoio financeiro.

Ao meu querido orientador, *Milton Antonio Zaro*, por todos os ensinamentos acadêmicos e de vida. Por toda a receptividade e orientação em todos os parâmetros, por ter me ensinado que um título de professor (na verdadeira essência da palavra) vale mais que muitos outros títulos conquistados!!!

Ao meu co-orientador *Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga*, que foi muito mais que um “co”, sempre acessível, disponível (mesmo quando não havia disponibilidade de horários) e atento. Obrigada por todas as rotinas, estatísticas e leituras!

Ao professor *Alexandre Severo do Pinho*, por ter sido muito mais que um colaborador, foi meu orientador, professor, crítico, amigo. Obrigada por ter sido fundamental desde o início do projeto até a finalização de todo o estudo.

Ao professor *Aderson Loureiro*, por ter me apresentado essa oportunidade e torcer muito pelo meu sucesso.

Aos *professores do PPG Neurociências*, pelo conhecimento, e aos colegas do PPG Neurociências, pelas trocas de experiências.

A *todos os colegas* do laboratório de pesquisa do *IBTeC* e do grupo *Locomotion*, sempre dispostos a ajudar e compartilhar ideias, assim como todos os momentos de descontração.

Ao Professor *Marcelo Faria Silva*, aos médicos ortopedistas da Santa Casa Dr. *Geraldo Luis Schuck de Freitas* e Dr. *Gustavo Kaempf de Oliveira*, à fisioterapeuta *Fabricia e Janaina*, pelo contato com os pacientes.

A todos os *pacientes e voluntários* que se disponibilizaram para a participação deste trabalho, vindo às vezes de muito longe.

Agradeço à minha família, pois o tempo passa e eles permanecem sempre torcendo por mim. Aos meus pais, *Jaime e Aida*, pela educação, sabedoria e muito amor, ao meu pai, por ser meu exemplo de profissional e meu consultor para todas as decisões, à minha mãe, que dedicou todo o amor e tempo para ajudar no que fosse preciso, independente da sua disponibilidade. Às minhas irmãs, *Daiana*, pela preocupação, ajuda e torcida constante e *Maiara*, que mesmo longe, sei que está sempre perto e torce muito pelo meu sucesso. Aos meus cunhados, irmãos adotados, *Rafael e Matheus*, por todo carinho e confiança. E ao meu afilhado amado, *Eduardo (Dudu)*, por ser um anjo na minha vida, e ser capaz de me tirar de todas as preocupações do dia-a-dia com um simples sorriso.

Aos *meus amigos*, que mesmo sabendo de todas as nossas limitações de horários, encontram um tempinho para nos ver e passar ótimos momentos de descontração.

À família do *Waltinho, Rosa, Déia, Carol, Júnior, Aline, Arthur, Camili, Marcus, Cláudia, Walter* pelo carinho e compreensão do mínimo tempo que temos para passar com eles, devido a todas as horas dedicadas ao estudo.

Em especial, ao meu amor... *Walter Oliveira de Vargas*, companheiro de todas as horas, pelo amor, carinho e auxílio. Obrigada por estar nessa junto comigo e crescermos muito (juntos) nesses dois anos! Te amo muito.

## RESUMO

A ruptura total do ligamento cruzado anterior (LCA) do joelho causa instabilidade mecânica e funcional anterolateral do joelho, perda de força, alterações da propriocepção, da sensibilidade, do controle motor e do equilíbrio postural. Por isso, a cirurgia de reconstrução do LCA é frequentemente recomendada, através da qual se espera a restauração sensório-motora do joelho dentro de um período preconizado de seis meses. O principal objetivo do estudo foi avaliar alterações sensório-motoras em indivíduos que realizaram a cirurgia de reconstrução do LCA, apresentando um pós-cirúrgico de seis meses. 40 indivíduos foram divididos em dois grupos: experimental (GE) – 20 com reconstrução unilateral do LCA há seis meses e controle (GC) – 20 sem lesão nos membros inferiores (MI). No GE foram avaliados os MI's com LCA reconstruído (LCAr) e com LCA anatômico (LCAa); no GC foram avaliados MI dominante (MID) e não-dominante (MIND). Todos os indivíduos realizaram (1) teste de sensibilidade tátil, vibratória e reflexo patelar; (2) teste de sensação da posição da articulação (SPA), para avaliar a propriocepção; (3) avaliação do equilíbrio corporal (EC) em apoio bipodal e unipodal; (4) teste de agachamento a fundo (AAF) e (5) teste de subir e descer um degrau (SDD), os dois últimos utilizados para avaliar a funcionalidade através do controle sensório-motor e da força. Os resultados não mostraram déficits de sensibilidade e de propriocepção do joelho. O EC em apoio unipodal foi semelhante entre os MI's e entre os grupos, porém, em apoio bipodal, o GE apresentou maior oscilação corporal que o GC. Déficits de funcionalidade foram encontrados na distância auto selecionada para a realização do AAF. No teste SDD, a força aplicada na subida do degrau obteve valores 5% inferiores no MI LCAr, porém sem diferença significativa. O impacto e a força aplicada na descida do degrau, durante a realização do teste de SDD, foi 30% maior em indivíduos com LCAa e controle. Os resultados demonstraram que indivíduos que realizaram a cirurgia de reconstrução do LCA, apresentando um pós-cirúrgico de seis meses, não apresentam alterações sensoriais, de sensibilidade e propriocepção, porém apresentam alterações no controle motor, influenciando a funcionalidade do joelho e equilíbrio corporal.

## ABSTRACT

Anterior Cruciate Ligament (ACL) lesions cause mechanical and functional instability of the knee; decrease muscle strength; changes on proprioception, sensibility, motor control and postural control. Therefore, ACL reconstruction has been recommended, through which it expects to restore knee sensorimotor in six months. The main objective of this study was to assess sensorimotor changes in individuals with ACL reconstruction that were six months postoperative. 40 individuals were divided in two groups: experimental group (EG) – 20 individuals with ACL reconstruction with six months postoperative and control group (CG) – 20 individuals with no history of lower limb pathologies. In the EG were measured both lower limbs, reconstructed ACL and anatomic ACL; and in the CG were measured the dominant and the non-dominant lower limb. All subjects realized (1) tactile sensitivity, vibratory and patellar reflex tests; (2) joint position sense (JPS) test, to describe proprioception; (3) postural control (PC) measure in single-limb and double-limb; (4) forward lunge (FL) test and (6) step up and down test (SUD), the last two focuses of functional assessments are sensorimotor control and strength. Sensibility and proprioception were not show deficits. The single-limb PC was similar between lower limbs and groups; however, in double-limb PC, we found greater sway in EG than CG. Functional changes were found in FL self-selected distance. In the SUD, was found decrease 5% in lift up force in reconstructed ACL lower limb, but no significant difference. The impact and step down force during the course of tests were 30% greater in anatomic ACL and control lower limb. In conclusion, individuals with ACL reconstruction at six months postoperative did not show sensory changes, in sensibility and proprioception, but they showed motor control changes, causing influence in knee functionality and postural control.

## LISTA DE ABREVIATURAS

AAF	Agachamento “a fundo”
AFJ	Ângulo de Flexão do Joelho
AIT	Ângulo de Inclinação do Tronco
AJA	Ângulo de Flexão do joelho Anterior
AJP	Ângulo de Flexão do joelho Posterior
ap	Ântero-Posterior
ASIA	<i>American Spine Injury Association</i>
CG	Centro de Gravidade
CIAS	Cristas Ilíacas Ântero-Superiores
COM	Centro de Massa
COP	Centro de Pressão
COPap	Direção Ântero-Posterior do Centro de Pressão
COPml	Direção Médio-Lateral do Centro de Pressão
D	Distância ântero-posterior da base de suporte dos pés
DIF	Diferença do ângulo de flexão do joelho entre a posição passiva e a ativa
EC	Equilíbrio Corporal
EF	Escala de Dor de Faces
EGNC	Escala de Graduação Numérica Compartimentada
EIAS	Espinha Ilíaca Ântero-Superior
EVA	Escala Visual Analógica
EVN	Escala de Dor Visual Numérica
F	Força
FRS	Força de Reação do Solo
F <sub>x</sub>	Componente ântero-posterior da Força de Reação do Solo
F <sub>y</sub>	Componente médio-lateral da Força de Reação do Solo
F <sub>z</sub>	Componente vertical da Força de Reação do Solo
GE	Grupo Experimental
GC	Grupo Controle
IBTeC	Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro, Calçado e Artefatos
LCA	Ligamento Cruzado Anterior

LCAr	Ligamento Cruzado Anterior Reconstruído
M	Momento de Força
MI	Membro Inferior
MID	Membro Inferior Dominante
MIND	Membro Inferior Não Dominante
MI's	Membros Inferiores
ml	Médio-Lateral
n	Número
P1	Plataforma 1
P2	Plataforma 2
PA	Pontos Anatômicos
PEPI	Programa <i>Epidemiologic Perspectives &amp; Innovations</i>
PSE	Potenciais Somatosensoriais Evocados
S1	Córtex Somatossensorial Primário
S2	Córtex Somatossensorial Secundário
SAPO	<i>Software</i> de Avaliação Postural
SDD	Subir e Descer Degrau
SNC	Sistema Nervoso Central
SNP	Sistema Nervoso Periférico
SPA	Sensação da Posição da Articulação
TAP	Taxa de Aplicação de Peso
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
VP	Ventral Posterior

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Estrutura anatômica da articulação do joelho. a) Radiografia do joelho. b) Ressonância magnética do joelho (MARTINI; TIMMONS; TALLITSCH, 2009) .....	16
Figura 2 – Vista anterior da articulação do joelho. Em destaque o Ligamento Cruzado Anterior (LCA), adaptado de MARTINI; TIMMONS; TALLITSCH (2009) .....	17
Figura 3 – Dermátomos sensitivos do joelho, na vista anterior (a) e na vista posterior (b) (DEFINO, 1999) .....	20
Figura 4 – Diagrama mostrando o controle central pelo SNC ( <i>CNS – Central Nervous System</i> ) e controle periférico pelo fuso muscular ( <i>M – muscle spindle</i> ), receptores da articulação ( <i>J – joint receptors</i> ) e mecanoreceptores localizados na pele ( <i>S – skin</i> ) e tendões ( <i>T – tendons</i> ). MN, motor neurone (neurônio motor) (FREMEREY <i>et al.</i> , 2000) .....	22
Figura 5 – O trajeto dos axônios A $\beta$ do receptor sensorial na medula espinhal (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008) .....	26
Figura 6 – A via coluna dorsal-lemnisco medial, principal via pela qual o tato e a informação de propriocepção ascendem ao córtex cerebral (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008) .....	27
Figura 7 – Polígono delimitado pelas bordas laterais dos pés, representando a base de suporte durante a postura ereta semi-estática (DUARTE; FREITAS, 2010) .....	29
Figura 8 – Influências sensoriais sobre o controle da postura (MATTOS, 2006) .....	30
Figura 9 – Representação de uma plataforma de força, com os três componentes de força (F <sub>x</sub> , F <sub>y</sub> e F <sub>z</sub> ) e os três componentes de torque (M <sub>x</sub> , M <sub>y</sub> e M <sub>z</sub> ) (DUARTE; FREITAS, 2010) .....	36
Figura 10 – Balança digital (a) utilizada para medir a massa corporal (b) e estatura (c) do indivíduo .....	43
Figura 11 – Teste de sensibilidade tátil (a), realizado em dermátomos na vista anterior (b) e na vista posterior (c) .....	44
Figura 12 – Teste de sensibilidade vibratória .....	45
Figura 13 – Avaliação do reflexo patelar .....	45

Figura 14 – Pontos anatômicos (PA) indicados com marcadores reflexivos .....	46
Figura 15 – Avaliação da propriocepção: teste de sensação da posição da articulação (SPA) do joelho na posição de 90° (a) e de 40° (b) .....	47
Figura 16 – Ambiente preparado para a aquisição das imagens digitais	47
Figura 17 – Avaliação da funcionalidade: teste de agachamento “a fundo” (AAF) .....	48
Figura 18 – Avaliação do equilíbrio estático do indivíduo, em apoio bipodal (a), apoio unipodal perna direita (b) e apoio unipodal perna esquerda (c) .....	49
Figura 19 – Avaliação da funcionalidade: teste de subir e descer degrau	49
Figura 20 – Determinação do ângulo de flexão do joelho (AFJ) na posição de 90° (a) e de 40° (b) .....	51
Figura 21 – Determinação do ângulo de flexão do joelho anterior (AJA) e do ângulo de inclinação do tronco (AIT) .....	51
Figura 22 – Determinação do ângulo de flexão do joelho posterior (AJP) e distância ântero-posterior da base de suporte dos pés (D) .....	52
Figura 23 – Exemplo da coleta e análise da amplitude máxima do COP durante 30s, nas direções ântero-posterior (COPap) e médio-lateral (COPml), em apoio unipodal .....	52
Figura 24 – Curva da força vertical (Fz) da força de reação do solo (FRS) durante o teste de subir e descer degrau (SDD). O primeiro pico da Fz foi calculado na subida e na descida do degrau e normalizado pelo peso corporal (demonstrado pela linha tracejada) .....	53
Figura 25 – Valores médios da amplitude máxima do COP na direção ântero-posterior (COPap) e na direção médio-lateral (COPml) nos grupos LCAr, LCAa e MIC, em apoio unipodal .....	58
Figura 26 – Valores médios da amplitude máxima do COP na direção ântero-posterior (COPap) e na direção médio-lateral (COPml) no grupo experimental (GE) e grupo controle (GC), em apoio bipodal .....	58
Figura 27 – Valores médios (desvio padrão) do (a) ângulo de flexão do joelho anterior (AJA), (b) ângulo de flexão do joelho posterior (AJP) e (c) ângulo de inclinação do tronco (AIT), em graus (°), nos grupos LCAr, LCAa e MIC. Valores de mediana (erro padrão) da (d) distância ântero-posterior da base de suporte dos pés (D), em valor percentual do comprimento dos membros inferiores (MI's), nos grupos LCAr, LCAa e MIC .....	59

Figura 28 – Valores médios do primeiro pico da componente vertical (Fz) da força de reação do solo, em valor percentual do peso corporal dos indivíduos, na subida do degrau e na descida do degrau, nos grupos LCAr, LCAa e MIC .....	60
Figura 29 – Valores médios da taxa de aplicação do peso (TAP), em N/N/s, na descida do degrau .....	61

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Axônios aferentes primários (aferentes somatosensoriais) ligando os receptores ao SNC (PURVES <i>et al.</i> , 2010; BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008 .....	25
Tabela 2 – Dados de caracterização da amostra, em média e desvio padrão .....	55
Tabela 3 – Resultados ordinais e nominais da Escala de Funcionalidade <i>Lysholm</i> de cada indivíduo .....	56
Tabela 4 – Valores de mediana $\pm$ erro padrão dos AFJ nas posições de 40° e 90°, nos movimentos passivos e ativos, para os MI's LCAr, LCAa e MIC .....	57

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	14
1.1 Lesão na articulação do joelho e do ligamento cruzado anterior .....	15
1.2 LCA: órgão neurosensorial .....	18
1.3 Cirurgia de reconstrução do LCA .....	23
1.4 Sistema somatossensorial: tato e propriocepção .....	24
1.4.1 Tato e Propriocepção .....	25
1.5 Controle postural ou Equilíbrio corporal .....	28
1.6 Avaliações .....	31
1.6.1 Avaliação da sensibilidade.....	33
1.6.2 Avaliação proprioceptiva .....	34
1.6.3 Avaliação do equilíbrio corporal .....	34
1.6.4 Avaliação da funcionalidade .....	37
1.7 Justificativa .....	38
<b>2 OBJETIVOS</b> .....	39
2.1 Objetivo geral .....	39
2.2 Objetivos específicos .....	39
<b>3 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA</b> .....	40
3.1 Hipótese .....	40
3.2 Definição das variáveis .....	40
3.2.1 Variável independente .....	40
3.2.2 Variáveis dependentes .....	40
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	41
4.1 Tipo de estudo .....	41
4.2 Amostra .....	41
4.3 Procedimentos de aquisição dos dados .....	42
4.4 Procedimentos de análise dos dados .....	50
4.5 Análise estatística .....	54
<b>5 RESULTADOS</b> .....	55
5.1 Amostra .....	55
5.2 Sensibilidade .....	56
5.3 Propriocepção – Teste de SPA .....	57
5.4 Teste de EC .....	57
5.5 Funcionalidade .....	59
5.5.1 Teste de AAF .....	59
5.5.2 Teste de SDD .....	59
<b>6 DISCUSSÃO</b> .....	62
<b>7 CONCLUSÃO</b> .....	71
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	72
<b>APÊNDICE A</b> .....	84
<b>APÊNDICE B</b> .....	85
<b>APÊNDICE C</b> .....	86
<b>APÊNDICE D</b> .....	87
<b>ANEXO A</b> .....	88
<b>ANEXO B</b> .....	89
<b>ANEXO C</b> .....	90
<b>ANEXO D</b> .....	91

## 1 INTRODUÇÃO

O ligamento cruzado anterior (LCA) é um dos principais ligamentos da estabilidade mecânica do joelho, controlando os movimentos de translação ântero-posterior e de rotação, tendo um importante papel na estabilidade neuromuscular, por estar envolvido na retroalimentação sensorial do movimento articular, contribuindo para a propriocepção (ANGOULES *et al.*, 2011; ANDERS; VENBROCKS; WEINBERG, 2008; ADACHI *et al.*, 2004). A propriocepção possui vias aferente e eferente que fazem parte do sistema somatosensorial, as quais controlam reflexos e tônus muscular, provenientes dos músculos, tendões e articulações (ANGOULES *et al.*, 2011). A inervação eferente é dada por fibras nervosas que penetram nos ligamentos cruzados (BONFIM; PACCOLA, 2000) e a aferente é baseada em mecanorreceptores periféricos localizados nas articulações, músculos e pele (FREMEREY *et al.*, 2000). No LCA encontram-se em um volume entre 1 e 2% (ANDERS; VENBROCKS; WEINBERG, 2008; CARTER *et al.*, 1997).

O LCA é acometido em mais de 50% das lesões ligamentares, sendo que a ruptura total das fibras causa remoção dos mecanorreceptores presentes no ligamento (MADHAVAN; SCHIELDS, 2011; MACHOTKA *et al.*, 2010). A diminuição das informações sensoriais após a lesão do LCA faz com que ocorra alteração das informações aferentes ao Sistema Nervoso Central (SNC), influenciando na sensibilidade, prejudicando a habilidade de detectar movimentos e inibindo neurônios motores dos músculos que circundam a articulação (MOUSSA *et al.*, 2009; SHAFFER; HARRISON, 2007), alterando o controle motor dos membros inferiores (MI's) (BONFIM *et al.*, 2009; AGEBERG *et al.*, 2005; AGEBERG, 2002).

A ruptura total do LCA causa limitações dos movimentos da articulação, instabilidade mecânica e funcional anterolateral do joelho, perda de força, atrofia e alteração da função neuromuscular (GAO; ZHENG, 2010; MOUSSA *et al.*, 2009; INGERSOLL *et al.*, 2008; TERRERI *et al.*, 1999; BARRETT, 1991). Devido a essas alterações, a cirurgia de reconstrução do LCA é frequentemente recomendada (MOUSSA *et al.*, 2009) e, juntamente com uma reabilitação adequada, espera-se a melhora da estabilidade estática e a restauração da funcionalidade do joelho por reforço do controle neuromuscular (OWEN *et al.*, 2006). Não há consenso sobre o tempo de recuperação pós-cirúrgico, podendo chegar de cinco a doze meses (AGEBERG, 2002; FREMEREY *et al.*, 2000). A recomendação preconizada nas

clínicas de reabilitação é um acompanhamento do paciente até seis meses após a cirurgia (MUAIDI *et al.*, 2009; ZHOU *et al.*, 2008), apesar de existir a possibilidade do indivíduo apresentar déficits de equilíbrio e funcionalidade até dois anos pós-cirúrgico (MOUSSA *et al.*, 2009).

Diversos estudos aplicam uma variedade de metodologias para avaliar e quantificar o efeito da reconstrução do LCA e/ou o processo de reabilitação. A maioria dos estudos encontrados na literatura avaliam aspectos sensorial e motor de indivíduos com lesão do LCA, como por exemplo, a propriocepção e o controle postural (BONFIM *et al.*, 2009), ou ainda, a força muscular pós-cirúrgica (ZHOU *et al.*, 2008; INGERSOLL *et al.*, 2008) e a funcionalidade da articulação (MATTACOLA *et al.*, 2004). Apesar desses aspectos envolvendo a cirurgia de reconstrução de LCA serem estudados há algum tempo, muitas divergências nos resultados ainda permanecem em questionamento pelo fato da utilização de diferentes avaliações com metodologias distintas, dificultando a comparação dos resultados entre estudos; ou ainda, a ausência de avaliações aplicáveis clinicamente da lesão do LCA, preconizadas para o acompanhamento pós-cirúrgico do paciente.

Sendo assim, ainda permanece controverso na literatura o potencial de recuperação das funções sensoriais e motoras dos indivíduos submetidos à cirurgia do LCA, bem como, um protocolo acessível de avaliação pós-cirúrgica da reconstrução do LCA e que possa ser aplicado após o período preconizado de seis meses de reabilitação.

### **1.1 Lesão na articulação do joelho e do ligamento cruzado anterior**

As lesões músculo-esqueléticas e ligamentosas são muito frequentes na prática esportiva, recreativa ou competitiva, e o local de lesão varia conforme o tipo de esforço aplicado. O membro inferior (MI) é acometido em 90% das lesões, sendo 45% especificamente na articulação do joelho (VITAL *et al.*, 2007; OWEN *et al.*, 2006; HARRISON *et al.*, 1994).

O joelho (Figura 1), uma das mais complexas articulações do corpo humano, é essencialmente instável por sua localização entre dois braços de alavanca, os ossos fêmur e tíbia, bem como devido à conformação incongruente ou assimétrica das superfícies articulares opostas dos côndilos femorais e do platô tibial. Além disso, o joelho não é protegido por tecido adiposo, nem por músculos e apresenta

uma condição de articulação altamente solicitada, justificando o motivo de estar suscetível à alta incidência de lesão (PARK *et al.*, 2010b; STEWIEN; CAMARGO, 2005; HOPPENFELD, 1997).

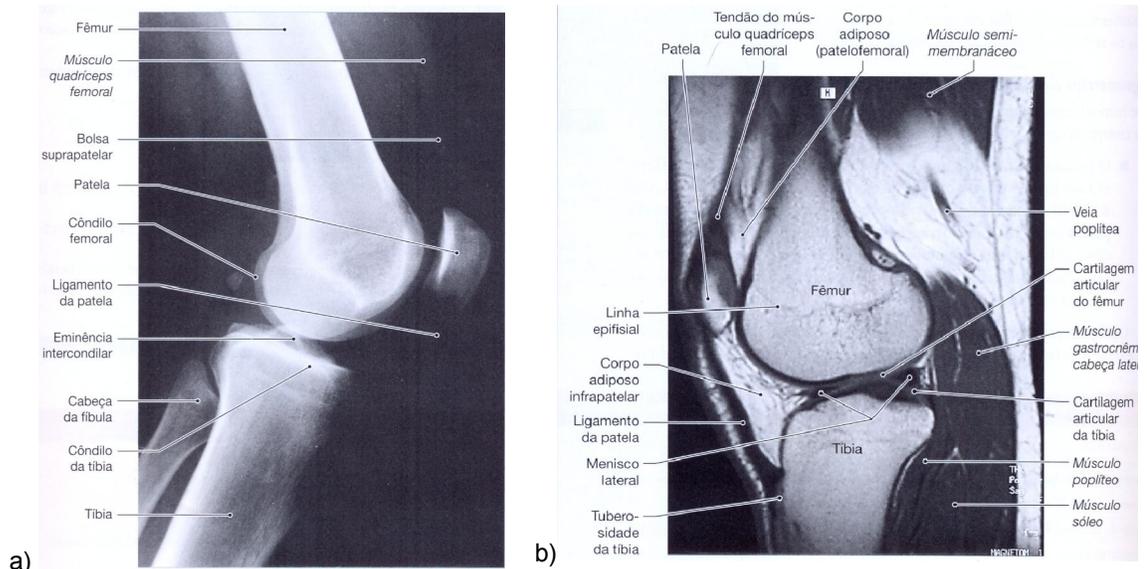


Figura 1 – Estrutura anatômica da articulação do joelho. a) Radiografia do joelho. b) Ressonância magnética do joelho (MARTINI; TIMMONS; TALLITSCH, 2009).

A cinemática da articulação do joelho depende da estabilidade mecânica, através das contenções estáticas e dinâmicas (ligamentos, meniscos, cápsula articular e músculos), assim como da interação dinâmica com o SNC (ANDERS; VENBROCKS; WEINBERG, 2008; FREMEREY *et al.*, 2000). O LCA (Figura 2) é um dos principais ligamentos da estabilidade estática e dinâmica do joelho (ANGOULES *et al.*, 2011). Origina-se na parte anterior da fossa intercondiliana da tibia, imediatamente medial e posterior à espinha tibial anterior, em uma direção pósterosuperior, até a superfície medial posterior do côndilo lateral do fêmur. Sua principal função mecânica é a prevenção da translação anterior excessiva da tibia em diferentes graus de flexão do joelho (DHILLON; BALI; PRABHAKAR, 2011; DHILLON; BALI; VASISTHA, 2010; GAO; ZHENG, 2010), além de limitar a rotação interna e externa da tibia sobre o fêmur e os estresses em valgo e varo sobre o joelho (CAILLIET, 2001).

O LCA é composto por fibras de colágeno, estruturalmente paralelas, agrupadas em unidades fasciculares de 0,25 a 3 mm de diâmetro (AMIS; DAWKINS, 1991). Os fascículos de colágeno são um pouco ondulados, devido à pequena

elasticidade do ligamento. É um tecido avascular, recebendo seu suprimento sanguíneo das artérias geniculares inferior e média. O líquido sinovial supre a nutrição do ligamento (CAILLIET, 2001; AMIS; DAWKINS, 1991).

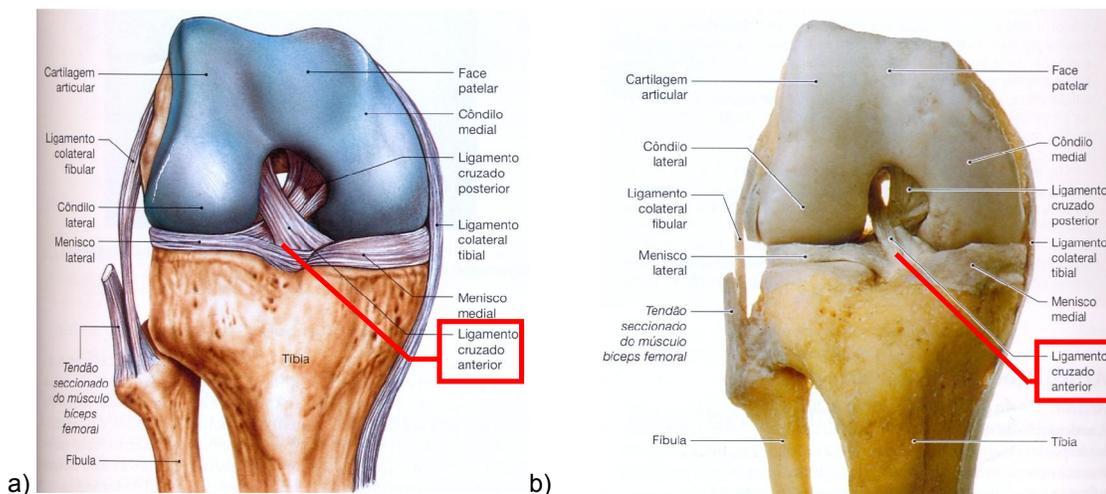


Figura 2 – Vista anterior da articulação do joelho. a) Imagem ilustrativa. b) Imagem de peça anatômica. Em destaque o Ligamento Cruzado Anterior (LCA), adaptado de MARTINI; TIMMONS; TALLITSCH (2009).

O LCA é acometido em 50% de todas as lesões ligamentares no joelho (BONFIM; PACCOLA, 2000), sendo que 80% dessas lesões não envolvem o contato direto com outro indivíduo, geralmente ocorrendo em um evento inesperado, principalmente na desaceleração de um movimento (SWÄRD; KOSTOGIANNIS; ROOS, 2010; GEORGOULIS *et al.* 2010; SHIMOKOCHI *et al.*, 2009).

As lesões podem ser classificadas em três graus: (1) Grau I – lesões leves: ocorre lesão de aproximadamente 5% das fibras colágenas, caracterizada por distensão sem instabilidade articular, edema, dor leve na fase aguda e possibilidade imediata para deambulação; (2) Grau II – lesões moderadas: lesão de um número intermediário de fibras ligamentares, pequena instabilidade articular, apresentando hematoma e edema mais importantes; e (3) Grau III – lesões graves: há ruptura completa do ligamento, dor intensa, hematoma e edema de maiores dimensões, grande instabilidade articular, necessitando de tratamento cirúrgico e/ou fisioterápico (PALACIO; CANDELORO; LOPES, 2009; VITAL *et al.*, 2007; ALENCAR; MOURA, 2003; TERRERI *et al.*, 1999).

## 1.2 LCA: órgão neurosensorial

As fibras do LCA são estabilizadoras mecânicas do joelho, representando também, um importante papel na estabilidade neuromuscular, por estarem envolvidas na retroalimentação sensorial do movimento articular (CAILLIET, 2001). Então, o LCA não só atua como o principal estabilizador do joelho, mas também como órgão neurosensorial, o qual contribui para a propriocepção (ANDERS; VENBROCKS; WEINBERG, 2008; ADACHI *et al.*, 2004).

A propriocepção é considerada uma submodalidade do sistema somatosensorial e engloba a sensação do movimento da articulação (cinestesia) e posição da articulação (senso de posição) (SMITH *et al.*, 2009). A propriocepção possui vias aferente e eferente que fazem parte do sistema somatosensorial, as quais controlam os reflexos e tônus muscular, provenientes dos músculos, tendões e articulações (ANGOULES *et al.*, 2011). Trata-se da aferência sensorial dos receptores dos fusos musculares, tendões, cápsulas articulares e ligamentos para discriminar a posição e o movimento articular, inclusive a direção, a velocidade e a amplitude, bem como a tensão relativa sobre os tendões (MARTIMBIANCO *et al.*, 2008; BONETTI, 2007).

A inervação eferente é dada por fibras nervosas que entram nos ligamentos cruzados (BONFIM; PACCOLA, 2000) e a aferente é pelos receptores periféricos da articulação, músculos e pele (FREMEREY *et al.*, 2000). Esses receptores periféricos, os mecanorreceptores, são encontrados em um volume entre 1 e 2% no LCA (CARTER *et al.*, 1997). O maior número de terminais nervosos sensoriais no LCA é encontrado nas inserções do ligamento, nas porções mais proximais e mais distais (ANDERS; VENBROCKS; WEINBERG, 2008).

Esses mecanorreceptores são em grande maioria do tipo terminações de Ruffini e corpúsculos de Pacini, além de alguns receptores do tipo órgãos tendinosos de Golgi (no tendão muscular) e algumas terminações nervosas livres (ANGOULES *et al.*, 2011; INGERSOLL *et al.*, 2008; MILEUSNIC; LOEB, 2006; MILEUSNIC *et al.*, 2006; PARK *et al.*, 2005). A maioria dos mecanorreceptores e terminações nervosas livres são subsinoviais, fechando a inserção femoral e tibial do ligamento (DHILLON; BALI; PRABHAKAR, 2011; LYON *et al.*, 2011; FREMEREY *et al.*, 2000) e tem sido identificados histologicamente em várias estruturas intra-articulares do joelho, como no LCA (DHILLON; BALI; VASISTHA, 2010).

Os mecanorreceptores proprioceptivos de rápida adaptação, como os corpúsculos de Pacini, respondem a estimulação mecânica durante o movimento e não respondem quando a articulação permanece em posição constante, mediando a sensação de mobilidade articular. Enquanto isso, os mecanorreceptores de adaptação lenta, como as terminações de Ruffini, são ativados nos extremos do movimento articular e respondem mais ao movimento passivo, mediando a elaboração de informações sobre a posição do membro (SHAFFER; HARRISON, 2007; JOHANSSON; SJÖLANDER; SOJKA, 1991). Ambos permitem a manutenção do equilíbrio e o controle postural dinâmico necessário para a marcha (LEE; CHENG; LIAU, 2009; COURTNEY; RINE; KROLL, 2005). Os receptores dos ligamentos são similares, tanto estruturalmente quanto funcionalmente, aos órgãos tendinosos de Golgi, no tendão muscular, e respondem a tensão. As terminações nervosas livres respondem a deformações mecânicas extremas, inflamações e a sensações dolorosas (SHAFFER; HARRISON, 2007).

Os ligamentos do corpo humano eram considerados como estruturas passivas e apenas recentemente, com a identificação destes órgãos sensoriais intraligamentares específicos, suas funções sensoriais têm sido discutidas. Isto explica porque a função proprioceptiva dos ligamentos é tão importante quanto a função biomecânica, no sentido de manter a estabilidade articular (BONFIM; PACCOLA, 2000). A aferência proprioceptiva dá ao SNC a capacidade de monitorar o efeito dos seus comandos, em um mecanismo de retroalimentação, até que o movimento seja finalizado. Portanto, a propriocepção e o mecanismo de retroalimentação neuromuscular que constituem um importante elemento de estabilidade articular são mediados pelo SNC e sistema nervoso periférico (SNP) (MARTIMBIANCO *et al.*, 2008).

A informação dos mecanorreceptores presentes nas articulações se une à informação do fuso muscular e dos receptores cutâneos para estimar o ângulo articular. Logo, a remoção de um dos receptores é compensada por outros receptores na estimativa da posição, mas com redução da capacidade de adaptação ou na qualidade da resposta (FREMEREY *et al.*, 2000). A diminuição das informações sensoriais após a cirurgia de reconstrução do LCA faz com que ocorra alteração das informações aferentes ao SNC, influenciando na sensibilidade, prejudicando a habilidade de detectar movimentos e inibindo neurônios motores dos músculos que circundam a articulação (MOUSSA *et al.*, 2009; SHAFFER;

HARRISON, 2007). Isto, por sua vez, pode alterar o controle motor, o qual controla a postura e os movimentos (BONFIM *et al.*, 2009; AGEBERG, 2002).

A presença de terminações nervosas no ligamento sugere que em caso de ruptura do LCA, ocorra um prejuízo na propriocepção da articulação (BEARD *et al.*, 1994). A ruptura do LCA causa, então, instabilidade mecânica e funcional anterolateral do joelho, principalmente em condições que exijam estabilidade rotacional (MOUSSA *et al.*, 2009; BARRETT, 1991). O padrão de carga entre o contato das articulações pode ser alterado, resultando em cargas anormais na cartilagem durante atividades funcionais (GAO; ZHENG, 2010); além da perda de força, atrofia e alteração da função neuromusculares, principalmente dos músculos quadríceps e isquiotibiais (INGERSOLL *et al.*, 2008).

Os axônios sensoriais de nervos mediam a transdução de informações sensoriais em impulsos nervosos e as raízes sensoriais fornecem inervação cutânea a dermatômos específicos (CAMPBELL, 2007). Dermatômo refere-se à área da pele inervada por axônios sensitivos dentro de cada nervo segmentar (raiz nervosa) (HOPPENFELD, 1997). Os dermatômos sensitivos do joelho ocorrem em longas faixas oblíquas e podem ser observados na Figura 3, de acordo com a *American Spine Injury Association* (ASIA) (DEFINO, 1999).

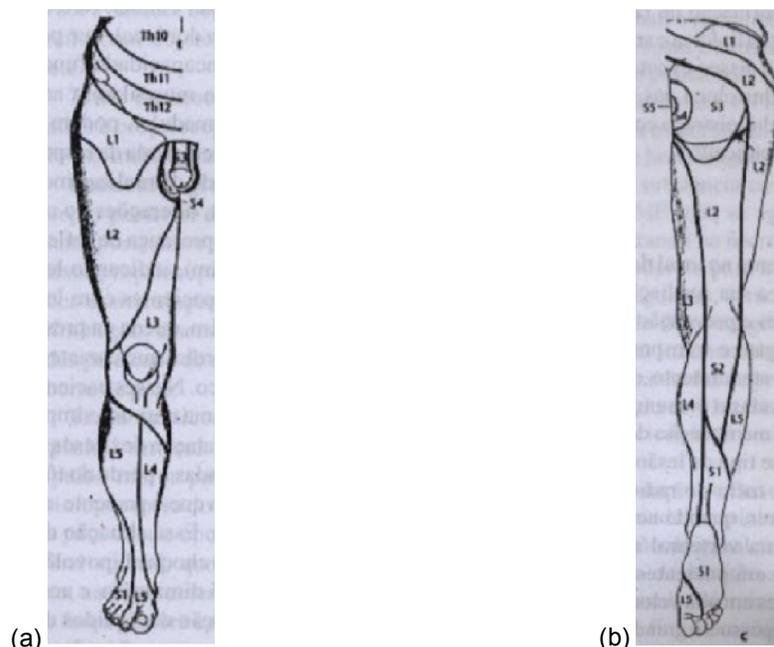


Figura 3 – Dermatômos sensitivos do joelho, na vista anterior (a) e na vista posterior (b) (DEFINO, 1999).

A inervação sensitiva do joelho é fornecida principalmente pelas raízes nervosas de L3 até L5, que percorrem no conjunto de fibras anterior e posterior de nervos. O conjunto posterior deriva dos nervos tibial posterior e obturatório. O nervo tibial posterior (um ramo da parte tibial do nervo ciático) é o maior suprimento aferente para a articulação do joelho, fornecendo sensações para a cápsula posterior e ligamentos associados e para a maioria das estruturas internas do joelho. O conjunto anterior de nervos sensitivos para o joelho consiste primariamente em ramos sensitivos provenientes do nervo femoral. Os ramos articulares do nervo femoral inervam a maior parte ântero-medial e ântero-lateral da cápsula e os ligamentos associados. O conjunto anterior também contém ramos sensitivos provenientes do nervo fibular comum e do nervo safeno (NEUMANN, 2006; PARK *et al.*, 2005).

Evidências da conexão fisiológica entre o LCA e o córtex sensorial foram confirmadas previamente por detecção de potenciais somatosensoriais evocados (PSE). Os PSE são registrados em zonas específicas do córtex sensorial, após estimulação mecânica da articulação ou estimulação elétrica direta de um nervo periférico dos MI's, como o nervo peroneal (responsável pela ativação de fibras do LCA) ou nervo fibular (responsável pela ativação de fibras da panturrilha, tornozelo e pé) (COURTNEY; RINE, 2006; COURTNEY; RINE; KROLL, 2005; VALERIANI *et al.*, 1996). Os PSE fornecem uma medida confiável de representação cortical da integridade da aferência somatosensorial. Assim, danos no receptor ou na via podem alterar a resposta eferente (COURTNEY; RINE, 2006).

Pacientes com LCA lesionado que exibiam prejuízos proprioceptivos apresentavam seus PSE alterados após estimulação nervosa, porém nem todos os pacientes que exibiam PSE alterados apresentavam a propriocepção prejudicada (VALERIANI *et al.*, 1996). As vias somatosensoriais são funcionalmente modificadas em seres humanos por deformação ou destruição de mecanorreceptores periféricos, confirmando a hipótese de que o córtex, com via talâmica, integra informações proprioceptivas do joelho e sofre mudanças funcionais em resposta ao dano periférico, implicando diversas consequências para a avaliação prognóstica da lesão (OCHI *et al.*, 1999; VALERIANI *et al.*, 1996).

O sistema somatosensorial contribui com informações aferentes para o SNC sobre a posição do corpo e o equilíbrio. Esta aferência neural gera respostas motoras (AGEBERG *et al.*, 2005; AGEBERG, 2002), como visto na Figura 4. Desta

forma, o LCA apresenta um importante componente sensório-motor para o controle postural (BONFIM *et al.*, 2008) e, a partir da ruptura do LCA e da perturbação causada no sistema somatosensorial, podem ocorrer alterações na resposta motora (AGEBERG *et al.*, 2005; AGEBERG, 2002).

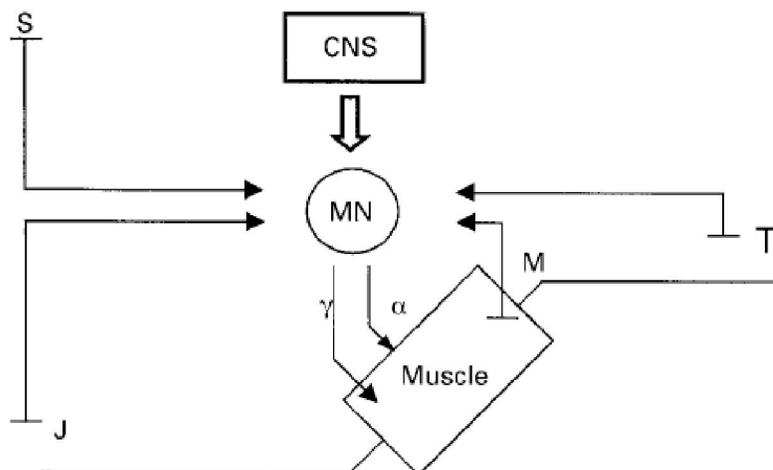


Figura 4 – Diagrama mostrando o controle central pelo SNC (*CNS* – *Central Nervous System*) e controle periférico pelo fusão muscular (*M* – *muscle spindle*), receptores da articulação (*J* – *joint receptors*) e mecanorreceptores localizados na pele (*S* – *skin*) e tendões (*T* – *tendons*). MN, motor neurone (neurônio motor) (FREMEREY *et al.*, 2000).

A propriocepção e a sensibilidade prejudicadas são citadas como fatores importantes predisponentes para doenças articulares degenerativas e instabilidade permanente no LCA lesionado do joelho (GAO; ZHENG, 2010; CARTER *et al.*, 1997), desta maneira, a cirurgia de reconstrução do LCA é frequentemente recomendada (MOUSSA *et al.*, 2009). No entanto, a eficácia da reconstrução do LCA na prevenção da degeneração da cartilagem e desenvolvimento de osteoartrite ainda permanece controversa. Mesmo após a cirurgia, o início da degeneração da cartilagem pode não ser prevenido, e uma osteoartrose prematura do joelho ainda pode se desenvolver (GAO; ZHENG, 2010), assim como lesões do menisco (MACNICOL, 2002).

Em resumo, a restauração da estabilidade do joelho, o retorno aos níveis de funcionalidade e a prevenção da progressiva degeneração articular são considerados critérios básicos para o sucesso de cirurgia de reconstrução do LCA (TSAROUHAS *et al.*, 2010). A justificativa para a realização da cirurgia inclui o pressuposto de que a integridade do LCA é vital para a restauração da função normal da articulação do joelho (MUAIDI *et al.*, 2009).

### 1.3 Cirurgia de reconstrução do LCA

A conduta no tratamento das lesões do LCA sofreu importantes modificações nas últimas décadas. Na tentativa de solucionar as alterações funcionais presentes em indivíduos com ruptura de LCA, as técnicas de reconstrução tornaram-se cada vez mais apuradas (BONFIM; PACCOLA, 2000). Houve uma progressão da técnica de estabilização extra-articular e da cirurgia aberta para os inúmeros avanços da técnica cirúrgica artroscópica e o desenvolvimento de métodos de fixação por enxertos (HAMIDO *et al.*, 2011; MACHOTKA *et al.*, 2010; CAMANHO; VIEGAS, 2001).

Existe uma variedade de enxertos disponíveis para uso em cirurgia de reconstrução do LCA, divididos em três categorias: enxertos autólogos, aloenxertos e ligamentos sintéticos. Os enxertos autólogos, ou auto-enxertos, são implantes de uma estrutura orgânica retirada do próprio organismo, tais como enxertos do tendão dos isquiotibiais, do quadríceps e patelar. Esses enxertos propiciam uma forte estrutura para o crescimento das fibras de colágeno, sem o risco de rejeição do mesmo (MACHOTKA *et al.*, 2010; LI; SUGGS; GILL, 2002).

Atualmente, há consenso na literatura em favor da reconstrução do LCA como tratamento de escolha para pacientes sintomáticos, sendo baseada, principalmente, na utilização de enxertos biológicos autólogos (CORTELAZO *et al.*, 2002; CAMANHO; VIEGAS, 2001), os quais possuem características biomecânicas similares às do LCA e baixa morbidade no local doado. Além disso, o aprimoramento das técnicas de reconstrução tem sido realizado, com a finalidade de fixar o enxerto da melhor maneira e o mais próximo possível da inserção original do LCA (LABOUTE *et al.*, 2010; CORTELAZO *et al.*, 2002).

O sucesso da cirurgia de reconstrução do LCA depende de fatores biológicos, mecânicos e de reabilitação, sendo possível restaurar a ação do LCA e a cinemática normal do joelho (CERULLI *et al.*, 2010). Independente da técnica cirúrgica utilizada, o propósito da reconstrução do LCA não é somente estabilizar o joelho, mas também fornecer condições para que ocorra uma completa recuperação do ponto de vista funcional e condições neuromusculares normais. Porém, há uma tendência de permanecer uma deficiência sensorial, mais especificamente proprioceptiva (BONFIM; PACCOLA, 2000). Isso pode ocorrer pelo fato do LCA reconstruído encontrar-se sem os mesmos tipos de mecanorreceptores e conexões nervosas

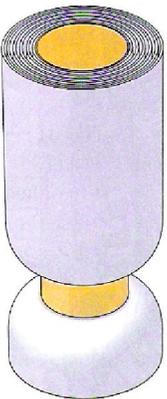
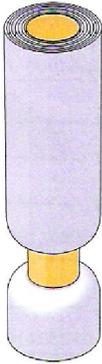
centrais que o ligamento original, portanto, a reabilitação do joelho com uma lesão do LCA precisa do fortalecimento dos ligamentos remanescentes e treinamento da coordenação muscular (CAILLIET, 2001). Mesmo assim, a resposta do SNC à cirurgia de reconstrução do LCA no joelho pode ser inesperada (MADHAVAN; SCHIELDS, 2011).

#### **1.4 Sistema somatossensorial: tato e propriocepção**

Toda sensação depende de impulsos que surgem por estimulação dos receptores. Esses impulsos são enviados ao SNC por nervos sensoriais e transmitidos através de tratos de fibras a centros superiores para o reconhecimento consciente, ação reflexa ou outras consequências da estimulação sensorial (CAMPBELL, 2007).

O SNP é formado por axônios que constituem parte dos nervos periféricos, transmitindo informações ao SNC. Os axônios que levam essas informações dos receptores sensoriais somáticos à medula espinhal ou ao tronco encefálico são os axônios aferentes primários do sistema sensorial somático (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008). Os axônios aferentes primários apresentam características diferenciadas, dependendo do tipo de receptor sensorial ao qual estão ligados, podendo ser visualizados na Tabela 1.

Tabela 1 – Axônios aferentes primários (aferentes somatosensoriais) ligando os receptores ao SNC (PURVES *et al.*, 2010; BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008).

Axônios da pele	A $\alpha$	A $\beta$	A $\delta$	C
Axônios do músculo	Ia e Ib	II	III	IV
Tipo de aferente axonal				
Tipo de receptor	Fuso muscular	Mecanorreceptores	Terminais nervosos livres	Terminais nervosos livres
Diâmetro do axônio (μm)	13-20	6-12	1-5	0,2-1,5
Velocidade de condução (m/s)	80-120	35-75	5-30	0,5-2
Função sensorial	Propriocepção	Propriocepção e tato	Dor e temperatura	Temperatura, dor, prurido

### 1.4.1 Tato e Propriocepção

Como descrito anteriormente, os mecanorreceptores presentes no LCA são principalmente os receptores de articulação do tipo Pacini e Ruffini, os quais transmitem as informações, através dos axônios A $\beta$ , de movimento e posicionamento da articulação ao SNC (SHAFFER; HARRISON, 2007; BONETTI, 2007). Juntamente com os mecanorreceptores presentes na articulação e nos ligamentos do joelho, os proprioceptores fuso muscular e órgãos tendinosos de Golgi são ativados e suas informações são transmitidas ao encéfalo, através de axônios aferentes Ia e Ib, informações referentes ao estiramento (comprimento) muscular e tensão muscular ou força de contração, respectivamente (SMITH *et al.*, 2009; MILEUSNIC; LOEB, 2006; MILEUSNIC *et al.*, 2006). Algumas terminações nervosas livres e receptores do tipo Golgi também são encontrados no LCA e auxiliam na informação somatossensorial até o encéfalo (PARK *et al.*, 2005).

Todas as modalidades sensitivas percorrem um nervo periférico e uma raiz sensitiva até a medula espinhal. Para examinar uma área lesada, então, deve-se

conhecer a inervação segmentar da área, a extensão do dermatomo em que se encontra e do nervo periférico que a supre, levando em conta que as margens dos dermatomos se sobrepõem consideravelmente (SPILLANE, 1998). O LCA é innervado pelo ramo posterior articular do nervo ciático e femoral, sendo levados pelas raízes nervosas dos gânglios raquidianos que estão localizados ao nível das vértebras L4, L5, S1, S2 e S3 (ciático) e L2, L3 e L4 (femoral) até a medula espinal (PARK *et al.*, 2005; HOFFMAN; SCHRADER; KOCEJA, 1999).

Os axônios mecanossensoriais entram, então, no corno dorsal ipsilateral da medula espinal, através das raízes dorsais, estando seus corpos celulares nos gânglios da raiz dorsal (Figura 5). Alguns ramos dos axônios fazem sinapse com neurônios sensoriais de segunda ordem nas lâminas V e VI do corno dorsal, mas a maioria ascendem ipsilateralmente, levando informações acerca da sensação tátil e proprioceptiva em direção ao encéfalo através da via coluna dorsal-lemnisco medial, uma via direta rápida que leva as informações até o encéfalo sem nenhuma sinapse no trajeto. Esses axônios terminam nos núcleos da coluna dorsal, que estão situados no limite entre a medula espinal e bulbo, estabelecendo sinapses com os neurônios de segunda ordem presentes. Os axônios dos neurônios de segunda ordem dos núcleos da coluna dorsal fazem uma curva em direção ao bulbo ventral e medial, cruzando a linha média para formar um tracto alongado dorsoventralmente, conhecido como lemnisco medial. Neste ponto, o sistema sensorial somático de um lado do encéfalo está relacionado com as sensações originadas do lado oposto do corpo (PURVES *et al.*, 2010; BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008).

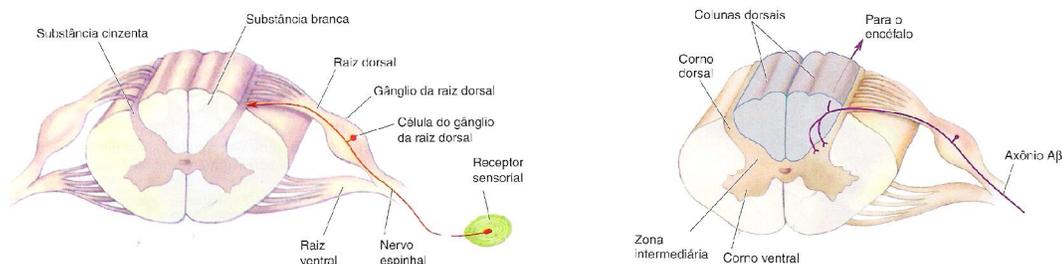


Figura 5 – O trajeto dos axônios A $\beta$  do receptor sensorial até entrada na medula espinal (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008).

À medida que o lemnisco medial ascende através do bulbo, da ponte e do mesencéfalo, sofre uma rotação de 90° lateralmente, de maneira que as fibras que representam a parte superior do corpo estarão localizadas na porção medial do

tracto e as que representam a parte inferior do corpo estarão localizadas na porção lateral (PURVES *et al.*, 2010). Os axônios do lemnisco medial estabelecem sinapses com neurônios talâmicos de terceira ordem, localizados no núcleo ventral posterior (VP) do tálamo. Os neurônios do núcleo talâmico VP enviam seus axônios pela cápsula interna para regiões específicas no giro pós-central do córtex cerebral: o córtex somatossensorial primário (S1) e córtex somatossensorial secundário (S2) (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008; PURVES *et al.*, 2010). A via coluna dorsal-lemnisco medial pode ser visualizada na Figura 6.

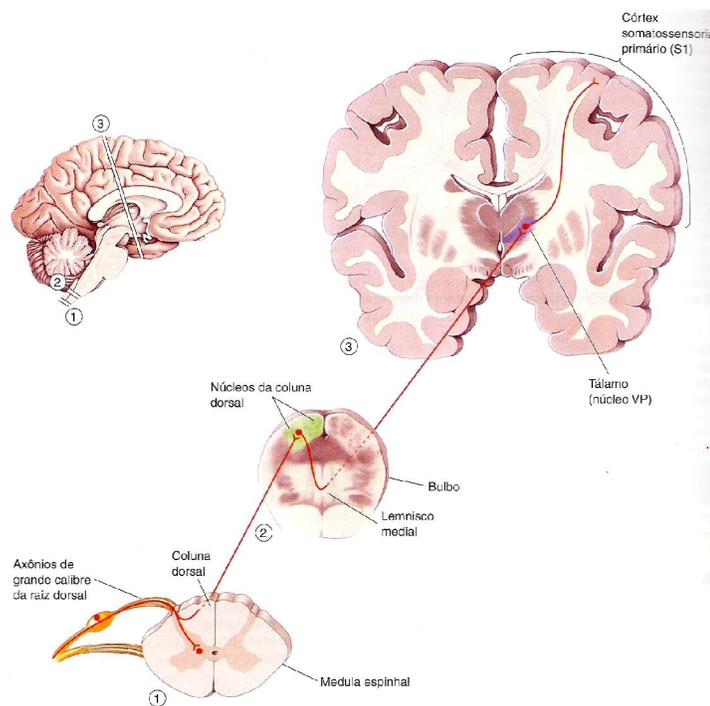


Figura 6 – A via coluna dorsal-lemnisco medial, principal via pela qual o tato e a informação de propriocepção ascendem ao córtex cerebral (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008).

A via coluna dorsal-lemnisco medial é responsável, principalmente pela sensação de toque, pressão e vibração, porém grande quantidade da compreensão consciente do senso de posição articular e cinestesia também são atribuídas a esta via (BONETTI, 2007). O processamento dessas informações resulta na consciência da posição, velocidade, movimentação e estabilização da articulação e do membro através de sinais reflexos mediados pela medula espinhal e manutenção do equilíbrio e postura (MARTIMBIANCO *et al.*, 2008; PARK *et al.*, 2005).

## 1.5 Controle postural ou Equilíbrio corporal

A postura pode ser compreendida como a configuração das articulações de um corpo, ou seja, o conjunto de ângulos que expressam o arranjo relativo entre os segmentos de um corpo. Considerando esta definição, uma variedade de posturas é adotada pelo ser humano durante as atividades da vida diária, sendo que a postura se modifica em cada atividade, até mesmo na postura ereta estática (DUARTE; FREITAS, 2010). Na verdade, o termo utilizado postura ereta estática é erroneamente empregado, uma vez quando a intenção é permanecer parado na postura ereta, oscila-se. Um termo mais adequado é postura ereta semi-estática (DUARTE; FREITAS, 2010).

O SNC integra informações provenientes do sistema sensorial para, então, enviar impulsos nervosos aos músculos que geram respostas neuromusculares (DUARTE; FREITAS, 2010; MANN *et al.*, 2009; BANKOFF *et al.*, 2004). É importante ressaltar que não somente os músculos geram respostas para manter o equilíbrio na postura ereta semi-estática, a rigidez das estruturas passivas, como os tendões, cápsulas articulares e ligamentos, são fundamentais para isto. As estruturas passivas atuam como um elástico contra o momento de força gravitacional, o qual tende a provocar uma queda do corpo para frente. Estima-se que nesse momento de força restaurador gerado pelas estruturas passivas seja responsável por cerca de 65% a 90% da magnitude do momento de força gravitacional (DUARTE; FREITAS, 2010; TOOKUNI *et al.*, 2005).

As respostas geradas pelo sistema motor são fundamentais para garantir que a projeção do centro de gravidade (CG) ou centro de massa (COM) do corpo seja mantida dentro da base de suporte (polígono delimitado pelas bordas laterais dos pés – Figura 7) durante a postura ereta semi-estática (LEE; CHENG; LIAU, 2009). O COM é um ponto de aplicação da força gravitacional resultante sobre um corpo (DUARTE; FREITAS, 2010; OLIVEIRA *et al.*, 2008), é um ponto imaginário onde pode se assumir que a massa corporal total do corpo está concentrada (LAFOND; DUARTE; PRINCE, 2004). A projeção do COM permite a estabilidade corporal e a possibilidade de realização de movimentos com o tronco e membros superiores (LAFOND; DUARTE; PRINCE, 2004; CORBEIL *et al.*, 2003).



Figura 7 – Polígono delimitado pelas bordas laterais dos pés, representando a base de suporte durante a postura ereta semi-estática (DUARTE; FREITAS, 2010).

Outro parâmetro de equilíbrio é a margem de segurança para o movimento do centro de pressão (COP) (MOCHIZUKI; AMADIO, 2006). O COP é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte (DUARTE; FREITAS, 2010), é uma medida de deslocamento e é influenciado pela posição do COM. A oscilação do COM é a grandeza que realmente indica o balanço do corpo e a grandeza COP é resultado da resposta neuromuscular ao balanço do COM (MOCHIZUKI; AMADIO, 2003).

O equilíbrio corporal refere-se à capacidade de permanecer em pé ou de recuperar o equilíbrio após perturbações externas dinâmicas, enquanto que a estabilidade postural refere-se a permanecer em pé o mais quieto possível, sem gerar grandes oscilações, por vezes sob condições somatossensoriais alteradas (LAFOND *et al.*, 2004). As informações sensoriais provenientes de propriocepção, bem como dos sistemas vestibular e visual, criam um quadro de referências e contribuem para a manutenção e o controle da postura e equilíbrio em uma determinada posição estática ou durante o movimento (LEE; CHENG; LIAU, 2009; LOTH *et al.*, 2008; CORNILLEAU-PÉRÈS *et al.*, 2005; BANKOFF *et al.*, 2004). (Figura 8).

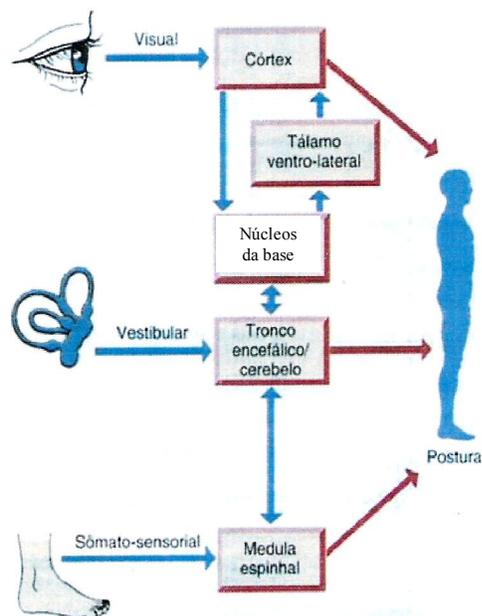


Figura 8 – Influências sensoriais sobre o controle da postura (MATTOS, 2006).

A visão desempenha importante papel no controle da postura (CORNILLEAU-PÉRÈS *et al.*, 2005). O *feedback* visual permite menor variabilidade dos deslocamentos do COM e do COP na manutenção da postura ortostática de longa duração, ou seja, uma maior estabilidade postural (MOCHIZUKI; AMADIO, 2006), tanto que um indivíduo oscila mais estando com os olhos fechados que com eles abertos (CORNILLEAU-PÉRÈS *et al.*, 2005). Através da visão, um indivíduo consegue manter razoavelmente o equilíbrio, mesmo após a destruição do aparelho vestibular ou perda das informações proprioceptivas (TOOKUNI *et al.*, 2005).

O sistema vestibular informa ao SNC sobre a orientação espacial em relação à gravidade, posição e o movimento da cabeça, percebendo qualquer variação de aceleração linear e rotacional. Além disso, auxilia na coordenação dos movimentos da cabeça e dos olhos, promovendo ajustes da postura corporal e proporcionando o equilíbrio (MOCHIZUKI; AMADIO, 2006).

Um estímulo somatossensorial pode ativar muitos receptores, sendo que os receptores de toque e de posição têm especial relação com o controle postural. A sensação de toque é estimulada mecanicamente na superfície corporal e a sensação de posição (propriocepção) é dada pelo estímulo mecânico dos músculos e articulações (MOCHIZUKI; AMADIO, 2006). Dentre as duas sensações, a propriocepção é considerada uma das fontes sensoriais que tem maior expressividade no controle da postura (SOUZA; GONÇALVES; PASTRE, 2006).

A propriocepção é essencial para o estabelecimento de uma representação interna essencial para a organização e planejamento de atos motores. Qualquer alteração no componente sensorial ou motor, como o déficit proprioceptivo decorrente da lesão de LCA, por exemplo, o balanço corporal aumenta aliado ao aumento das atividades motoras nos MI's para manutenção do equilíbrio corporal (CORBEIL *et al.*, 2003; HOFFMAN; SCHRADER; KOCEJA, 1999). Logo, o controle postural permite a realização das atividades funcionais e proporciona, ao mesmo tempo, uma estabilidade e mobilidade para que os indivíduos possam realizar as suas atividades de vida diária sem dificuldade (COSTA; GOROSO; LOPES, 2009).

Assim, ao integrar o conjunto de informações de diferentes locais do corpo, o SNC constrói um mapa, o qual envolve a percepção, a integração dos estímulos sensoriais, o planejamento motor e a execução da postura adequada para o movimento pretendido, indicando o vetor resultante da posição do COM e da orientação vertical do corpo em relação à base de suporte. Portanto, sem essas informações ou com alguma delas prejudicada, a manutenção da postura fica difícil de ser sustentada, gerando um aumento no balanço corporal (MOCHIZUKI; AMADIO, 2006; SOUZA; GONÇALVES; PASTRE, 2006).

## **1.6 Avaliações**

Em resumo, os déficits da ruptura completa do LCA encontram-se, principalmente, na propriocepção da articulação, no controle postural, na instabilidade mecânica bem como funcional do joelho, na aplicação de cargas na cartilagem durante atividades funcionais, na força e função neuromuscular dos músculos quadríceps e isquiotibiais (GAO; ZHENG, 2010; BONFIM *et al.*, 2009; MOUSSA *et al.*, 2009; INGERSOLL *et al.*, 2008; AGEBERG *et al.*, 2005). Com uma cirurgia de reconstrução do LCA bem sucedida, juntamente com uma reabilitação adequada, espera-se a melhora da estabilidade estática e a restauração da funcionalidade do joelho por reforço do controle neuromuscular. Isto pode ser alcançado por desenvolvimento da força muscular, flexibilidade, habilidades de coordenação e propriocepção (MOUSSA *et al.*, 2009; ANDERS; VENBROCKS; WEINBERG, 2008; OWEN *et al.*, 2006), através da regeneração de mecanoreceptores do LCA que já foi comprovada em modelos animais (ADACHI *et al.*, 2004).

O padrão de recuperação proprioceptiva após reconstrução do LCA ainda é controverso (FREMEREY *et al.*, 2000), sendo que a recuperação ativa deveria ocorrer de cinco a nove meses após uma lesão sem ruptura total e até doze meses em caso de cirurgia de reconstrução do LCA (MATTACOLA *et al.*, 2004; AGEBERG, 2002). Entretanto, a recomendação preconizada nas clínicas de reabilitação é um acompanhamento do paciente até seis meses após a reconstrução (MUAIDI *et al.*, 2009; ZHOU *et al.*, 2008). Contudo, até dois anos pós-cirúrgico o indivíduo ainda pode apresentar déficits proprioceptivos, sendo importante uma avaliação clínica contínua visando identificar essas alterações (MOUSSA *et al.*, 2009).

De qualquer maneira, no processo de reabilitação, os exercícios proprioceptivos são de extrema importância, pois ocorre a ativação dos receptores aferentes do SNC e, conseqüentemente, melhora a resposta eferente. Estes exercícios auxiliam tanto a manutenção do equilíbrio, quanto a prevenção de uma nova lesão (BONETTI, 2007), considerando que o risco de uma lesão subsequente é significativamente superior ao risco da lesão inicial (PATERNO *et al.*, 2010; SWÄRD; KOSTOGIANNIS; ROOS, 2010). Porém, o processo de reabilitação não é o foco desse estudo, o presente estudo visa pesquisar os resultados das avaliações após a reconstrução do LCA e a realização do programa de reabilitação, em um período de seis meses pós-cirúrgico, uma vez que estima-se que neste período o paciente recebe alta para o retorno normal às atividades de vida diária.

Independente da técnica cirúrgica utilizada ou do programa de reabilitação desenvolvido com o paciente tem sido relatado uma baixa correlação entre sinais clínicos, habilidades funcionais do joelho e escores de satisfação na avaliação do paciente em um período considerado aceitável para a recuperação (INGERSOLL *et al.*, 2008; BARRETT, 1991). Alguns pacientes que persistem com frouxidão ligamentar pós-operatório, podem não possuir nenhuma dificuldade em retornar ao esporte. Outros, com uma reconstrução mecanicamente satisfatória e boa tensão do LCA, continuam referindo instabilidade articular e insegurança em atividades básicas. A instabilidade subjetiva em consequência à reconstrução do LCA pode ser causada pelo comprometimento persistente da propriocepção (ANDERS; VENBROCKS; WEINBERG, 2008; COURTNEY; RINE; KROLL, 2005). A diminuição da propriocepção ou as alterações de respostas do SNC em relação à propriocepção podem determinar diferentes resultados de avaliação clínica (COURTNEY; RINE; KROLL, 2005).

Diversos estudos aplicam uma variedade de metodologias para avaliar e quantificar o efeito da reconstrução do LCA e/ou o processo de reabilitação. A maioria dos estudos encontrados na literatura avaliam aspectos sensorial e motor de indivíduos com lesão do LCA, como por exemplo, a propriocepção e o controle postural (BONFIM *et al.*, 2009), ou ainda, a força muscular pós-cirúrgica (ZHOU *et al.*, 2008; INGERSOLL *et al.*, 2008) e a funcionalidade da articulação (MATTACOLA *et al.*, 2004).

### **1.6.1 Avaliação da sensibilidade**

Para avaliar o estímulo aferente, é necessário que seja feito um exame neurológico, o qual inclui avaliação da sensibilidade (tátil e vibratória) e dos reflexos musculares profundos (DEFINO, 1999). A avaliação da sensibilidade é examinada no paciente no sentido craniocaudal, primeiramente a tátil, seguida da vibratória (CAMPBELL, 2007; DEFINO, 1999).

A avaliação da sensibilidade tátil é realizada para verificar a sensação tátil de indivíduos em áreas sensitivas específicas na pele, os dermatomos (CAMPBELL, 2007; DEFINO, 1999). Como a região do joelho é inervada por uma série de nervos periféricos (ramos dos nervos ciático e femoral) e por diferentes raízes nervosas (L2 a S3) (NEUMANN, 2006; PARK *et al.*, 2005; HOFFMAN; SCHRADER; KOCEJA, 1999), na lesão do LCA deve ser avaliado todas as regiões nervosas envolvidas. A sensação vibratória é a capacidade de perceber a presença de vibrações quando um diapásio em oscilação é colocado sobre alguma proeminência óssea (CAMPBELL, 2007).

A perda de informação proprioceptiva no joelho, em decorrência de lesão do LCA, contribui para o agravamento da instabilidade devido à diminuição da sensação de posição e pela ausência do estímulo para a contração muscular reflexa (SAMPAIO; SOUZA, 1994). O reflexo muscular que envolve a articulação do joelho é o reflexo patelar, um reflexo profundo, mediado por nervos oriundos dos níveis dos gânglios raquidianos das vértebras L2, L3 e L4. Predominantemente, o reflexo patelar é considerado o reflexo de L4 e do nervo femoral. Embora o reflexo patelar possa estar marcadamente diminuído, raramente se encontra totalmente abolido (GROSS; FETTO; ROSEN, 2000; SPILLANE, 1998; HOPPENFELD, 1997).

### **1.6.2 Avaliação proprioceptiva**

O comando motor inicia-se do reconhecimento da situação atual do corpo (posição e movimento) a partir das informações vindas dos receptores. A propriocepção mantém relações diretas com os movimentos articulares, e, conseqüentemente, será prejudicada em caso de lesão, sendo necessária ser avaliada (MATIMBIANCO *et al.*, 2008).

Segundo Fremerey e colaboradores (2000), é possível avaliar a propriocepção de uma forma mais direta através da avaliação da cinestesia ou da avaliação da sensação de posição do segmento. A avaliação da cinestesia faz-se através do teste de limiar de detecção do movimento passivo, enquanto que a avaliação da sensação de posição da articulação é feita através do teste de medição do posicionamento passivo do segmento articular ou da reprodução ativa desse posicionamento (ESTEVES *et al.*, 2008; INGERSOLL *et al.*, 2008).

Dentre os dois, o teste de sensação de posição da articulação é o método mais reconhecido e utilizado para qualificar a propriocepção do indivíduo (ANGOULES *et al.*, 2011; LEE; CHENG; LIAU, 2009; ANDERS; VENBROCKS; WEINBERG, 2008). Para este tipo de avaliação são utilizados dinamômetros isocinéticos computadorizados, que permitem a detecção e registro das variáveis em avaliação (ZHOU *et al.*, 2008; ADACHI *et al.* 2004, ANGOULES *et al.*, 2011), ou ainda outros aparatos específicos para esta avaliação, que controlam a velocidade e a angulação da extremidade avaliada (AGEBERG *et al.*, 2005; FREMEREY *et al.*, 2000). Outra maneira mais acessível de mensurar os ângulos do joelho durante a realização do teste é através da utilização de um goniômetro (ANDERS; VENBROCKS; WEINBERG, 2008; REBEL; PAESSLER, 2001).

### **1.6.3 Avaliação do equilíbrio corporal**

Além dos métodos de avaliação direta, também existem métodos indiretos para avaliar a propriocepção. Um deles é através da avaliação do equilíbrio corporal durante a manutenção da postura ereta semi-estática, tanto em apoio bipodal (duas pernas, servindo como base de apoio) ou unipodal (somente uma das pernas, servindo como base de apoio). A medição da postura é um método de avaliação baseado na concepção de que as alterações da propriocepção articular após a

ocorrência de uma lesão ou cirurgia ligamentar, diminui o *feedback* sensorial aferente da articulação lesionada, resultando num aumento da oscilação postural (ESTEVEZ *et al.*, 2008).

É importante salientar que, mecanicamente, as condições de equilíbrio do corpo dependem das forças e momentos de força (torques) aplicados sobre ele. Um corpo está em equilíbrio mecânico quando a somatória de todas as forças (F) e momentos de força (M) (ou torque) que agem sobre ele é igual a zero ( $\sum F=0$  e  $M=0$ ). Essas forças que agem sobre o corpo podem ser externas (força gravitacional e força de reação do solo – FRS) ou internas (forças musculares e perturbações fisiológicas, como o batimento cardíaco e a respiração).

Em condições normais na postura ereta semi-estática, as F e M são muito pequenos, o que resulta em pequenas oscilações do corpo, sendo quase imperceptíveis (DUARTE; FREITAS, 2010). Mochizuki e Amadio (2003) chamam de balanço postural a oscilação natural que o corpo apresenta quando está na postura ereta. Quando a postura ereta é instável, em uma situação de injúria, por exemplo, a oscilação corporal pode aumentar, sendo necessária a avaliação dessas oscilações para mensurar o equilíbrio corporal (TOOKUNI *et al.*, 2005).

A técnica utilizada para mensurar a oscilação do corpo é chamada posturografia, a qual regista o deslocamento da projeção vertical do COM e do COP sobre a base de sustentação, de uma forma sensível e fidedigna (DUARTE; FREITAS, 2010). Apesar de o deslocamento do COM também ser utilizado para avaliar o controle postural (LAFOND; DUARTE; PRINCE, 2004), a medida posturográfica mais comumente utilizada é o COP (DUARTE; FREITAS, 2010; TOOKUNI *et al.*, 2005; DOYLE; NEWTON; BURNETT, 2005; LAFOND *et al.*, 2004).

Muitos instrumentos são utilizados para calcular o COP na postura ereta semi-estática, incluindo: plataformas de força, plataformas de pressão e palmilhas de pressão (CHESNIN; SELBY-SILVERSTEIN; BESSER, 2000), mas a plataforma de força é o equipamento mais utilizado (DOYLE; NEWTON; BURNETT, 2005). A plataforma de força consiste em uma placa, onde estão arranjos quatro sensores de força do tipo célula de carga ou piezoelétrico, distribuídos um em cada canto da placa, utilizados para medir os três componentes da FRS: Fx (direção ântero-posterior), Fy (direção médio-lateral) e Fz (direção vertical), e os três componentes do M: Mx, My e Mz, agindo sobre a plataforma (Figura 9) (DUARTE; FREITAS, 2010; DOYLE; NEWTON; BURNETT, 2005).

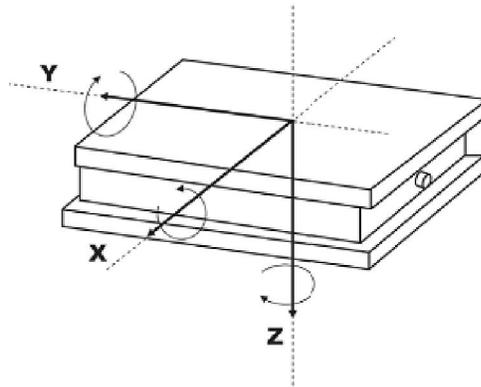


Figura 9 – Representação de uma plataforma de força, com os três componentes de força ( $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$ ) e os três componentes de torque ( $M_x$ ,  $M_y$  e  $M_z$ ) (DUARTE; FREITAS, 2010).

A partir dos sinais mensurados pela plataforma de força, a posição do COP nas direções ântero-posterior (ap) e médio-lateral (ml) são calculados. As direções ap e ml são os componentes do COP que interessam na posturografia, isto é, geralmente não se está interessado na variação da posição do COP na direção vertical, pois a oscilação nessa direção é bem menor que nas direções horizontais (DUARTE; FREITAS, 2010).

A avaliação do equilíbrio corporal é realizada dentro de um laboratório, sendo necessários cuidados com as condições ambientais, como ruídos, iluminação e condições individuais do participante, como sua atenção. Além disso, alguns parâmetros devem ser controlados para que se tenha uma coleta de dados padronizada, entre eles: frequência de aquisição, período de aquisição, número de aquisição e posição do avaliado (DUARTE; FREITAS, 2010).

Para análise dos dados, uma infinidade de variáveis pode ser extraída dos registros obtidos. Entretanto, não há um consenso na literatura sobre quais as variáveis do COP devem ser usadas na avaliação do controle postural (DUARTE; FREITAS, 2010). Gagey e Weber (2010) trazem dados do comitê comissionado pela Sociedade Internacional de Posturografia a respeito das variáveis escolhidas para melhor analisar o controle postural: amplitude da posição ap, amplitude da posição ml e área de oscilação.

#### 1.6.4 Avaliação da funcionalidade

A avaliação da funcionalidade do joelho é também uma maneira indireta de avaliar a propriocepção, uma vez que a funcionalidade depende da complexa interação da articulação com o SNC (ANDERS; VENBROCKS; WEINBERG, 2008). Além disso, a partir da ruptura do LCA e da perturbação causada no sistema somatosensorial, podem ocorrer efeitos na resposta motora, dificultando a capacidade de realização de tarefas específicas (AGEBERG *et al.*, 2005). Uma vez que a função do joelho não seja totalmente restabelecida, recomenda-se uma avaliação periódica pós-cirúrgica (AGEBERG, 2002).

A funcionalidade do joelho pode ser mensurada a partir de testes de atividades funcionais, da aplicação de questionários ou através da mensuração da força muscular (CARTER *et al.*, 1997). Dentre os testes funcionais, existem os testes de salto unipodal e salto bipodal (PATERNO *et al.*, 2010; ZELLE *et al.*, 2005; AGEBERG, 2002), recomendado principalmente para avaliação de atletas em situação pós-cirúrgica. O salto é mais desafiador do que caminhar ou correr e é considerado como mais intimamente representante das demandas do esporte de alto nível. Entretanto, esse teste apresenta um alto índice de impacto, não sendo aconselhada a aplicação em indivíduos não atleta com um tempo pós-cirúrgico baixo (RUDOLPH; AXE; SNYDER-MACKLER, 2000). Além desses, outros testes de atividades funcionais também são descritos, que avaliam a funcionalidade através da mensuração do controle sensório-motor e da força: subir e descer um degrau e a realização de um agachamento a fundo (MATTACOLA *et al.*, 2004).

Os questionários incluem questões sobre sintomas, limitações de atividade e restrições comumente experimentadas pelos indivíduos com a doença ou lesão. Os mais citados na literatura são: “*Lysholm Knee Score Scale*”, “*Cincinnati Knee Rating System*”, “*Hospital for Special Surgery Knee Score*” e “*Quality of Life Outcome Measure Questionnaire for Chronic Anterior Cruciate Ligament Deficiency*”. A escala *Lysholm* é o instrumento mais utilizado para avaliação de sintomas do joelho na área de traumatologia (PECCIN; CICONELLI; COHEN, 2006; ZELLE *et al.*, 2005).

Ingersoll e colaboradores (2008) reportam que déficits de força muscular podem ser encontrados de seis a doze meses após a cirurgia de reconstrução de LCA, principalmente no músculo quadríceps. Os déficits de força muscular são comumente avaliados a partir da utilização de dinamômetros isocinéticos (MOUSSA

*et al.*, 2009) ou ainda pela utilização de eletromiografia (DAVINI *et al.*, 2005). Esses instrumentos avaliam a força de um grupo muscular durante a realização de um movimento específico (ZHOU *et al.*, 2008). No entanto, estes testes podem correr o risco de não representar uma atividade funcional da vida diária. Uma alternativa seria mensurar alterações de força durante atividade que representam as realizadas diariamente (MATTACOLA *et al.*, 2004).

### **1.7 Justificativa**

Ainda se vê uma lacuna na literatura que apresente um protocolo de avaliação clínica pós-cirúrgica da cirurgia de LCA, avaliando os principais déficits pós-cirúrgicos, utilizando para isso a mesma instrumentalização e que possa ser aplicado clinicamente após o período estimado de seis meses de reabilitação dos pacientes.

Levando em conta as variáveis que interferem na resposta somatossensorial quando sucede uma lesão no SNP, como a ruptura do LCA, mostra-se pertinente um estudo que compare a propriocepção, a sensibilidade, o equilíbrio estático e a funcionalidade do joelho, permitindo que a metodologia possa ser utilizada como avaliação clínica da lesão do LCA e da sua recuperação pós-cirúrgica após o período preconizado para o acompanhamento do paciente.

A partir de um estudo como este, obtêm-se informações de aplicabilidade clínica avaliativa, durante um período pós-operatório, permitindo o diagnóstico de déficits durante o período de recuperação, podendo ser um pertinente indicativo da necessidade de um tempo maior de recuperação.

## **2 OBJETIVOS**

### **2.1 Objetivo geral**

Avaliar alterações sensório-motoras em indivíduos que realizaram a cirurgia de reconstrução do LCA, seis meses após a cirurgia.

### **2.2 Objetivos específicos**

- Descrever as alterações da propriocepção do joelho, da sensibilidade do joelho, do equilíbrio corporal e da funcionalidade do joelho em indivíduos que realizaram a cirurgia de reconstrução do LCA, seis meses após a cirurgia;
- Comparar a propriocepção do joelho, a sensibilidade do joelho, o equilíbrio corporal e a funcionalidade do joelho entre indivíduos do grupo experimental (que realizaram a cirurgia de reconstrução do LCA) e indivíduos do grupo controle;
- Comparar a propriocepção do joelho, a sensibilidade do joelho, o equilíbrio corporal e a funcionalidade do joelho entre MI com cirurgia de reconstrução do LCA e MI contra lateral – grupo experimental;
- Comparar a propriocepção do joelho, a sensibilidade do joelho, o equilíbrio corporal e a funcionalidade do joelho entre MI dominante e MI não dominante – grupo controle.

### **3 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA**

Indivíduos que realizaram a cirurgia de reconstrução do LCA há seis meses ainda apresentam alterações sensório-motoras?

#### **3.1 Hipótese**

Diante do problema, após seis meses da realização da cirurgia de reconstrução do LCA, os indivíduos apresentarão alterações sensório-motoras presentes, principalmente no que diz respeito à sensibilidade, propriocepção, equilíbrio corporal e funcionalidade do joelho.

#### **3.2 Definição das variáveis**

##### **3.2.1 Variável independente**

- Grupo

A variável grupo foi composta por três categorias, a seguir: MI com cirurgia de reconstrução do LCA, MI contra lateral, MI controle.

##### **3.2.2 Variáveis dependentes**

- Sensibilidade do joelho

A sensibilidade do joelho será avaliada através da sensibilidade tátil, sensibilidade vibratória e reflexo patelar.

- Propriocepção do joelho

A propriocepção será avaliada através do senso de posição da articulação.

- Equilíbrio corporal

O equilíbrio corporal será avaliado através da máxima amplitude do COPap e COPml na posição semi-estática, em apoio bipodal e unipodal.

- Funcionalidade do joelho

A funcionalidade do joelho será avaliada mediante a aplicação da Escala de *Lysholm*, teste de agachamento a fundo e teste de subir e descer degrau.

## **4 MATERIAIS E MÉTODOS**

### **4.1 Tipo de estudo**

A pesquisa caracterizou-se por um estudo experimental, descritivo, analítico e comparativo.

### **4.2 Amostra**

A amostra foi constituída de 40 indivíduos. O número ( $n$ ) foi determinado mediante a realização de um cálculo amostral, desenvolvido com a utilização do programa *Epidemiologic Perspectives & Innovations* (PEPI), versão 1.4, adotando-se um índice de significância de 0,05, poder de 80% de correlação, baseado em estudos de Moussa e colaboradores (2009) e Eitzen; Holm e Risberg (2009) e Bus (2003). Todos os indivíduos foram informados dos procedimentos da pesquisa e consentiram sua participação no estudo através da assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) – (Apêndice A). O presente estudo foi aprovado no Comitê de Ética da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), sob o número 19806 (Anexo A).

Os indivíduos foram divididos em dois grupos: (1) grupo experimental (GE) – indivíduos que foram submetidos à cirurgia de reconstrução unilateral do LCA do joelho, apresentando um pós-cirúrgico de seis meses ( $n=20$ ) e (2) grupo controle (GC) – indivíduos sem histórico de lesão no joelho ( $n=20$ ). No GE, o MI com LCA reconstruído foi nomeado de LCAr e o MI com LCA anatômico foi nomeado de LCAa. No GC, os MI's foram nomeados de acordo com a dominância: não dominante (MIND) e dominante (MID).

Os indivíduos do GE corresponderam a pacientes submetidos à cirurgia unilateral de reconstrução do LCA, realizadas no Hospital Santa Casa de Misericórdia de Porto Alegre, pelos médicos traumatologistas Dr. Geraldo Luis Schuck de Freitas e Dr. Gustavo Kaempff de Oliveira, todos colaboradores do Laboratório de Pesquisa em Biomecânica do Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro, Calçados e Artefatos – IBTeC. Os critérios de inclusão foram pacientes submetidos à cirurgia unilateral de reconstrução do LCA a partir do mês de setembro de 2010, estando na faixa etária de 18-40 anos, sem nenhuma outra lesão nos MI's.

Os critérios de exclusão foram pacientes com pós-cirúrgico superior a seis meses, com a cirurgia de reconstrução bilateralmente, que já tenham sofrido alguma outra lesão em MI's ou que apresentavam alguma dificuldade de permanecerem na postura ereta semi-estática.

Os indivíduos do GC corresponderam a indivíduos que não apresentavam histórico de lesão da articulação do joelho, na faixa etária de 18-40 anos. Os participantes deste grupo foram recrutados no laboratório de pesquisa e na Universidade onde foi desenvolvido o presente estudo.

#### **4.3 Procedimentos de aquisição dos dados**

Todos os indivíduos foram avaliados no Laboratório de Pesquisa em Biomecânica do IBTeC, em Novo Hamburgo, vinculado à Universidade Federal do Rio Grande do Sul – UFRGS. O Laboratório citado disponibilizou todos os instrumentos utilizados na pesquisa (Apêndice B). Para a aquisição dos dados, cada indivíduo passou pelos seguintes procedimentos: (1) anamnese, escala visual analógica (EVA) de dor, questionário de funcionalidade do joelho e questionário de dominância; (2) testes de sensibilidade do joelho; (3) teste de sensação da posição da articulação (SPA) do joelho (4) teste de agachamento “a fundo” (AAF); (5) avaliação do equilíbrio corporal (EC) bipodal e unipodal; e (6) teste de subir e descer degrau (SDD). Todos os procedimentos unilaterais foram realizados para ambos os MI's.

Primeiramente, o avaliador preencheu um questionário de dados e realizou uma anamnese completa de cada indivíduo, tanto os do GC (Apêndice C), quanto os do GE (Apêndice D). Logo após, foi aplicada a EVA para avaliação da dor (Anexo B); o questionário de dominância, nomeado Inventário de Waterloo, já validado para a língua portuguesa (CARPES, 2009) (Anexo C); e o questionário *Lysholm Knee Scoring Scale*, já validado para a língua portuguesa (PECCIN; CICONELLI; COHEN, 2006), cujo intuito é avaliar a auto percepção do indivíduo em relação a funcionalidade do joelho com reparação ligamentar (Anexo D).

O avaliador realizou a medida de massa corporal e estatura do indivíduo, através de utilização de uma balança digital modelo 2096 PP (Toledo/Brasil), com resolução de 50 g, e um estadiômetro (SECA/Brasil), com amplitude de medida até 2 m e escala de 1 mm, respectivamente (Figura 10). Em seguida, foram realizados os

testes de comprimento MI's, de flexibilidade dos músculos flexores do quadril e isquiotibiais, além dos testes de sensibilidade do joelho, nesta ordem: sensibilidade tátil, sensibilidade vibratória e reflexo patelar.

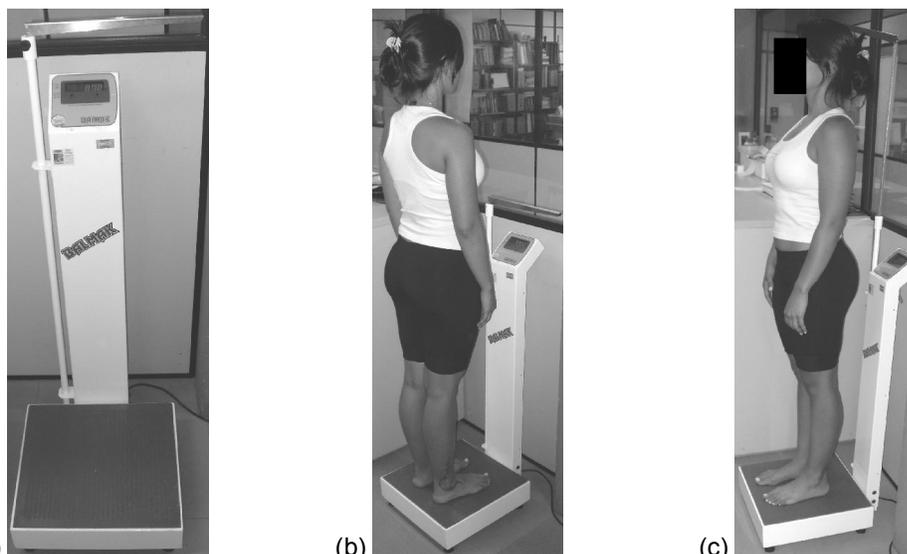


Figura 10 – Balança digital (a) utilizada para medir a massa corporal (b) e estatura (c) do indivíduo.

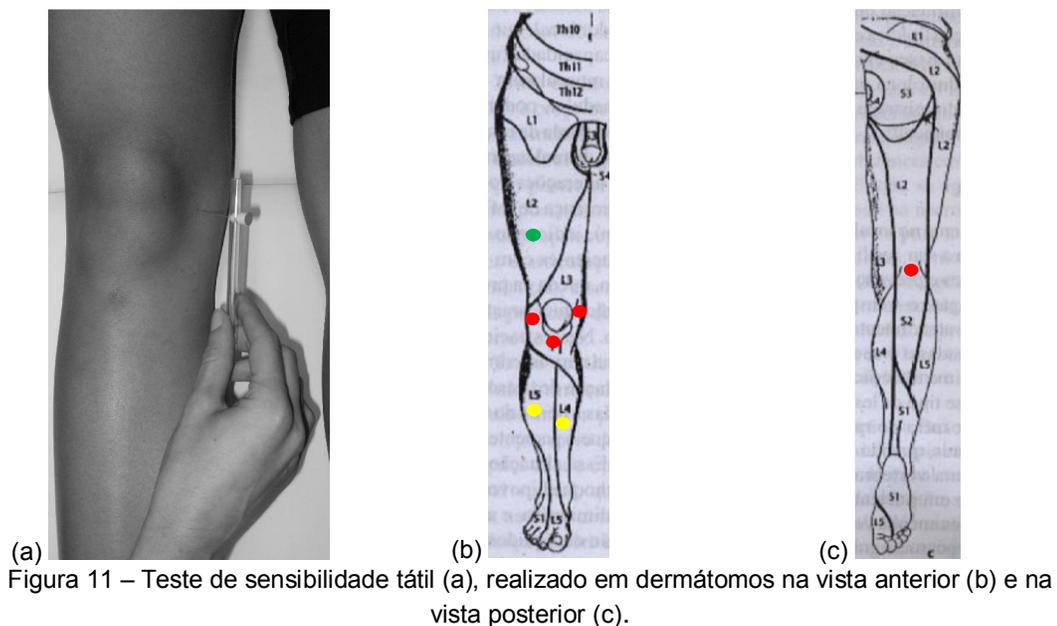
O teste de comprimento de MI's iniciou com o indivíduo deitado sobre uma maca em decúbito dorsal, com os MI's estendidos e unidos. Através da utilização de uma fita métrica, foi medida a distância da espinha íliaca ântero-superior (EIAS) até o maléolo medial (KENDALL; McCREARY; PROVANCE, 2007).

Para verificar a flexibilidade dos músculos flexores do quadril, o indivíduo estava deitado sobre uma maca em decúbito dorsal, com os joelhos flexionados, permitindo que as pernas permanecessem fora da maca. O MI avaliado foi o não movimentado. O teste consistiu em realizar a flexão de uma das coxas passivamente com o joelho flexionado, permitindo que fosse verificado se o MI que não foi movimentado mantivesse tocando a maca. Se o mesmo desencostasse da maca no momento que o outro foi movimentado, significa que apresentava encurtamento de flexores do quadril (CHIAIA *et al.*, 2009; GALLON *et al.*, 2011).

Para verificar a flexibilidade dos músculos isquiotibiais, o indivíduo deitou sobre uma maca em decúbito dorsal, com os MI's estendidos e unidos. O MI avaliado foi o movimentado. O teste consistiu em realizar a flexão de uma das coxas passivamente com o joelho estendido, sem que o outro MI desencostasse da maca. O MI avaliado deveria ser capaz de realizar uma flexão passiva em torno de 80° em

relação à maca. Caso isto não ocorresse, significa que apresentava encurtamento de isquiostibiais (GALLON *et al.*, 2011; CHIAIA *et al.*, 2009).

Para avaliação da sensibilidade tátil, foi utilizado um estesiômetro (Sorri/Brasil), com referência dos monofilamentos de nylon Semmes-Weinstein, a partir de 2 g (0,02 N). O teste de sensibilidade foi realizado em áreas sensitivas específicas na pele, os dermatômos, na região do joelho (em vermelho na Figura 11) e em regiões superiores (em verde na Figura 11) e inferiores (em amarelo na Figura 11) à articulação (DEFINO, 1999).



Para o teste de sensibilidade vibratória, foi utilizado um diapásio de 128 Hz de alumínio (Stylle/Brasil). A sensibilidade vibratória foi avaliada através do contato do diapásio em uma extremidade óssea (SPILLANE, 1998). Para isso, o avaliador tocou a patela do indivíduo com o diapásio vibrando, e o indivíduo, permanecendo de olhos fechados, deveria identificar a sensação de vibração (Figura 12).



Figura 12 – Teste de sensibilidade vibratória.

A última avaliação consistiu em avaliar o reflexo patelar, que foi realizado através de um martelo de reflexos (Erwin Guth/Brasil), com ponteira em borracha. Para testar esse reflexo, o paciente sentou à borda da maca para exames com as pernas pendentes e relaxadas (Figura 13). Nesta posição o tendão patelar encontra-se estirado e comprimido. Em seguida, foi localizado precisamente o tendão patelar e o reflexo foi obtido mediante a percussão do tendão com o martelo de reflexos, em nível da articulação do joelho, utilizando para tal um golpe curto e rápido (HOPPENFELD, 1997).



Figura 13 – Avaliação do reflexo patelar.

Para a realização dos testes de SPA e AAF foram identificados pontos anatômicos (PA) de referência, os quais foram distinguidos com marcadores reflexivos (10 mm). Na vista de perfil, tanto no lado direito quanto no lado esquerdo,

foram marcados os seguintes PA: acrômio, trocânter maior do fêmur, linha articular do joelho e maléolo lateral (Figura 14).



Figura 14 – Pontos anatômicos (PA) indicados com marcadores reflexivos.

Para a realização do teste SPA, cujo intuito é avaliar a propriocepção do joelho, o indivíduo foi posicionado em decúbito ventral na maca de avaliação, com os MI's estendidos, sem qualquer contato visual com a posição do membro avaliado. O avaliador conduziu o movimento de flexão do joelho passivamente até 90°, com o auxílio de um goniômetro de 35 cm de comprimento (Pró Fisiomed/Braisl), estando o indivíduo com a perna relaxada, e foi solicitado que o indivíduo permanecesse nesta posição até que fosse obtida uma imagem digital da posição. Em seguida, o indivíduo realizou ativamente o movimento de flexão do joelho até 90°, sem auxílio, avisando verbalmente quando percebesse que estava na posição solicitada. Neste momento foi registrado mais uma imagem digital de perfil.

O eixo do goniômetro foi posicionado no ponto anatômico referente à linha articular do joelho, estando seu braço fixo ao longo da superfície lateral da coxa em direção ao trocânter maior do fêmur e, seu braço móvel, na fíbula em direção ao maléolo lateral do tornozelo (MARQUES, 2003). Para a aquisição das imagens, foi utilizada uma câmera digital modelo L100 (Samsung/Japão), com 4,1 megapixels, acoplada a um tripé com altura de 96 cm e distante horizontalmente a 1,65 m do indivíduo. Em seguida, o mesmo procedimento foi realizado para o ângulo de flexão

de joelho de 40°. Todo este processo foi realizado três vezes para cada posição (Figura 15).

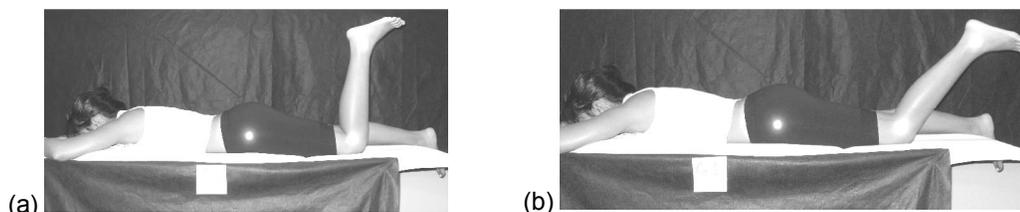


Figura 15 – Avaliação da propriocepção: teste de sensação da posição da articulação (SPA) do joelho na posição de 90° (a) e de 40° (b).

A seguir, cada indivíduo realizou o teste AAF, que avalia a funcionalidade, proposto por Mattacola *et al.* (2004), o qual foi registrado por imagens digitais, no plano sagital, em perfil direito e esquerdo. Para a aquisição das imagens, foram utilizadas duas câmeras digitais, sendo uma modelo L100 (Samsung/Japão) e a outra modelo DSC-S90 (Sony/Brasil), com 4.1 megapixels. Ambas foram acopladas a um tripé com altura de 42 cm e cada uma permaneceu distante horizontalmente 2,5 m do indivíduo, em extremidades opostas, ou seja, uma registrou a imagem do indivíduo em perfil direito, e a outra, em perfil esquerdo simultaneamente (Figura 16).

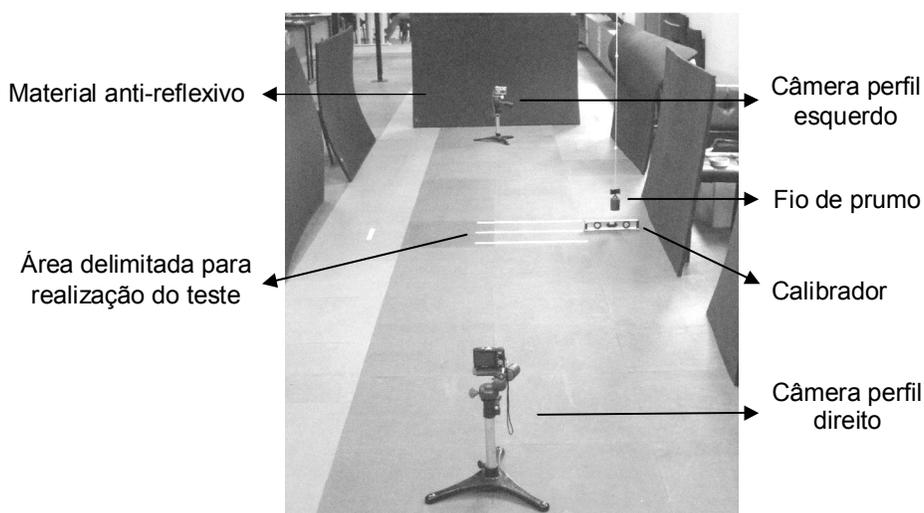


Figura 16 – Ambiente preparado para a aquisição das imagens digitais.

Como referência vertical das imagens adquiridas, utilizou-se um fio de prumo, no qual foram colocados dois marcadores reflexivos, distantes entre si 50 cm, e um calibrador com três marcadores reflexivos, cuja distância horizontal e vertical entre

dois pontos correspondeu a 30 cm e 5 cm, respectivamente. À frente de ambos e entre as duas câmeras, foram demarcadas três linhas paralelas, delimitando a área de posição para a realização do teste (Figura 16).

Para realizar o teste, foi solicitado que o indivíduo permanecesse em posição estática, em frente à linha paralela central, até que fosse dado o comando para que o teste se iniciasse. Cada indivíduo, estando com as duas mãos sobre as cristas ilíacas ântero-superiores (CIAS) e com o olhar direcionado para frente, deu um passo à frente e agachou-se (Figura 17). O avanço da perna à frente, assim como a profundidade do agachamento foi auto selecionado pelo indivíduo, desde que não ultrapassasse a área delimitada para a realização do teste. No momento em que o indivíduo completou o agachamento foram registradas duas imagens simultaneamente.

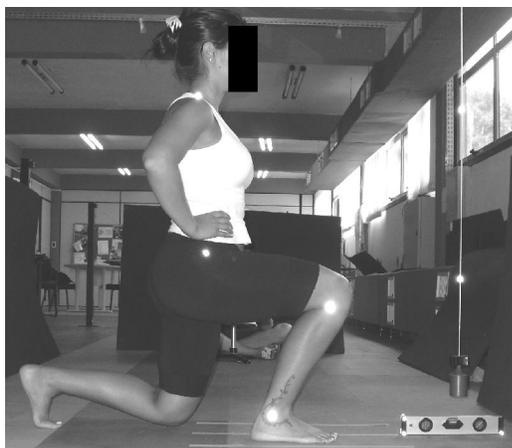


Figura 17 – Avaliação da funcionalidade: teste de agachamento “a fundo” (AAF).

Para a avaliação do EC estático dos indivíduos, baseado no protocolo descrito por Tookuni e colaboradores (2005), e para a realização do teste SDD, baseado no protocolo de Mattacola e colaboradores (2004), foram utilizadas duas plataformas de força tridimensionais, sensibilidade 0,1N, incerteza da medida na faixa utilizada de  $\pm 100$  gf (AMTI/OR6-7), dispostas paralelamente, nomeadas de P1 e P2. A coleta de dados na posição semi-estática foi realizada somente na P1, a uma taxa de amostragem de 100 Hz.

Antes de iniciar o procedimento de coleta, obteve-se na P1, o peso corporal do indivíduo para posterior normalização dos dados. Na posição estática, o indivíduo foi avaliado em três condições distintas: apoio bipodal, apoio unipodal perna direita e

apoio unipodal perna esquerda. Realizaram-se três registros de cada condição, com duração de 30 s cada uma, todas com os olhos abertos. Solicitou-se que o indivíduo permanecesse na posição indicada, com as mãos nas CIAS, em silêncio, sem movimentar a cabeça e os membros, com o olhar em um alvo fixo, disposto na altura dos olhos de cada participante, a 1 m de distância do mesmo (DUARTE; FREITAS, 2010), até que fosse solicitado a sair da posição (Figura 18).

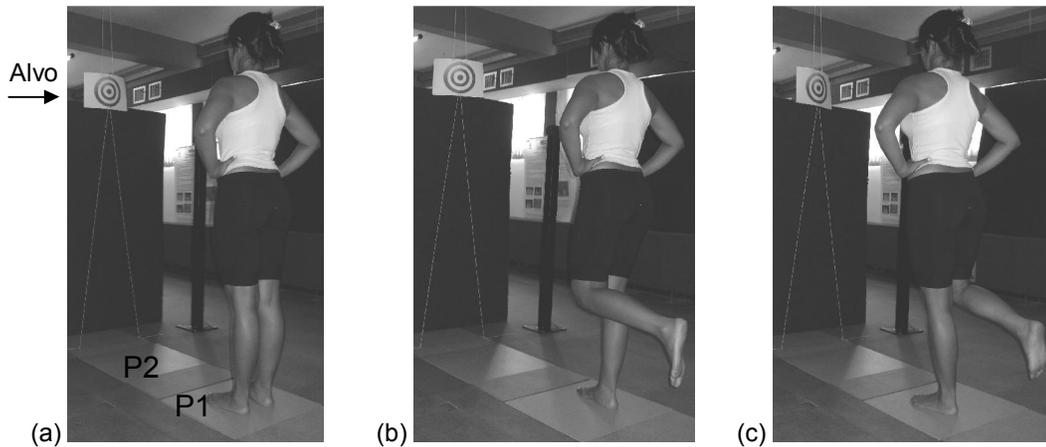


Figura 18 – Avaliação do equilíbrio estático do indivíduo, em apoio bipodal (a), apoio unipodal perna direita (b) e apoio unipodal perna esquerda (c).

A coleta de dados do teste SDD, também utilizado para avaliar a funcionalidade, ocorreu a uma taxa de amostragem de 2000 Hz. O degrau correspondeu a uma caixa de madeira quadrada (40 cm X 40 cm), com 30 cm de altura, colocada sobre a P1. O teste iniciou fora da plataforma de força, estando o indivíduo na posição estática, com as pernas juntas e as mãos sobre as CIAS. O indivíduo subiu o degrau (P1) com um dos MI's e desceu o degrau pisando sobre a P2, em um movimento único contínuo. O teste foi iniciado cinco vezes com cada MI (Figura 19).

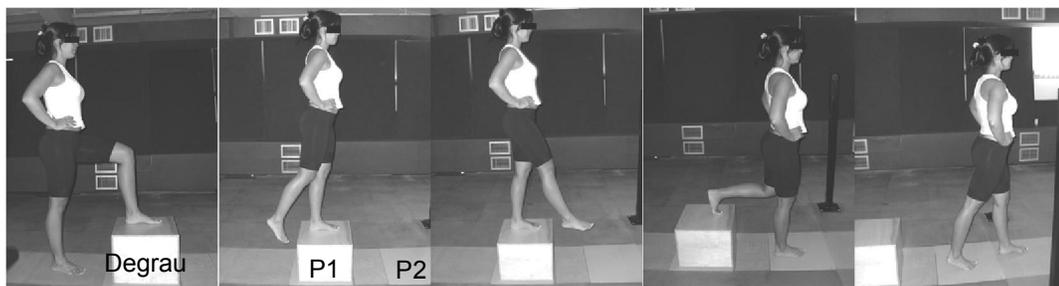


Figura 19 – Avaliação da funcionalidade: teste de subir e descer degrau.

Após todos os procedimentos de coleta de dados, aplicou-se a EVA novamente. O teste para avaliar a dor foi realizado com o intuito de analisar se todo o procedimento para avaliar funcionalidade e propriocepção poderia, ou não, causar dor ou algum tipo de desconforto no MI com LCAr.

#### **4.4 Procedimentos de análise dos dados**

Após os procedimentos de coletas de dados, os dados dos questionários e testes de sensibilidade foram tabelados para melhor visualização e posterior relação com os dados obtidos nos outros procedimentos. As sensibilidades tátil e vibratória do joelho foram classificadas em negativa ou positiva. O reflexo patelar foi classificado como normal, aumentado (hipereflexia), diminuído (hiporeflexia), abolido ou normal com reforço.

O teste de SPA foi analisado através da fotogrametria. Para isso, cada registro fotográfico dos indivíduos foi exportado para o *Software* de Avaliação Postural (SAPO) (disponível livremente no site [www.sapo.incubadora.fapesp.br](http://www.sapo.incubadora.fapesp.br)), o qual foi validado anteriormente (FERREIRA *et al.*, 2010). O SAPO permite a medida de ângulos livres e medidas de distância na própria imagem, sendo necessária a digitalização dos PA identificados com os marcadores reflexivos. Para calibração da fotogrametria utilizaram-se referências vertical e horizontal com distâncias conhecidas, a partir do fio de prumo e do calibrador.

Para análise dos dados foi determinado o ângulo de flexão do joelho (AFJ) (40° e 90°) mediante a digitalização dos PA trocânter maior do fêmur, linha articular do joelho e maléolo lateral (Figura 20). Esses ângulos foram mensurados na imagem referente ao movimento passivo (realizada pelo avaliador, com auxílio do goniômetro) e na imagem referente ao movimento ativo (realizado pelo indivíduo, afirmando estar na posição solicitada). Após isso, foi encontrada a diferença do AFJ entre a posição passiva e a ativa (DIF), sendo possível verificar se o indivíduo apresentava bom senso de posição da articulação do joelho. Para o GE foi determinada a DIF nos MI's LCAr e LCAa. Para o GC foi determinada a DIF nos MID e MIND.

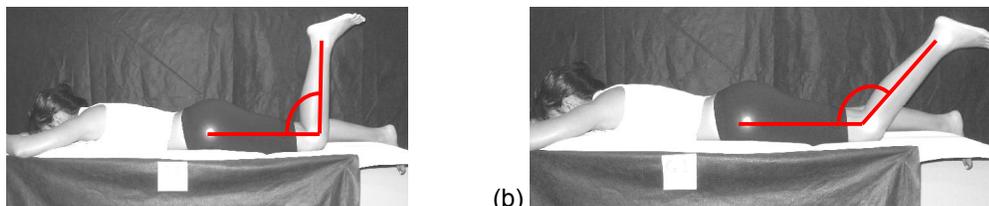


Figura 20 – Determinação do ângulo de flexão do joelho (AFJ) na posição de 90° (a) e de 40° (b).

No teste AAF, o SAPO foi utilizado para determinar o ângulo de inclinação do tronco (AIT), o ângulo de flexão do joelho anterior (AJA), o ângulo de flexão do joelho posterior (AJP) e a distância ântero-posterior da base de suporte dos pés (D). A figura 21 mostra a determinação do AIT e AJA e a figura 22 mostra a determinação do AJP e D. O AIT foi determinado mediante a digitalização dos PA do acrômio e trocânter maior do fêmur, em relação ao eixo horizontal. A determinação dos AJA e AJP foi mediante à digitalização dos mesmos PA do teste SPA. A D foi determinada mediante a digitalização de um ponto espacial localizado logo atrás do calcâneo do MI anterior e outro localizado no hálux do MI posterior e, normalizada pelo comprimento do MI de cada indivíduo.

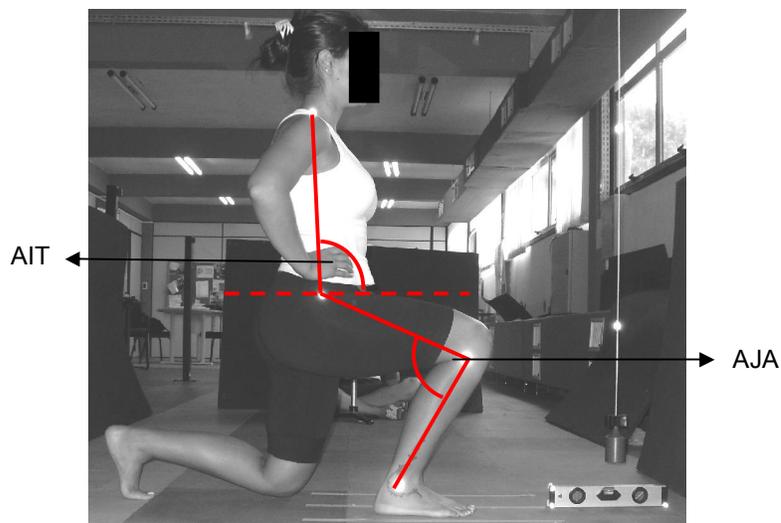


Figura 21 – Determinação do ângulo de flexão do joelho anterior (AJA) e do ângulo de inclinação do tronco (AIT).

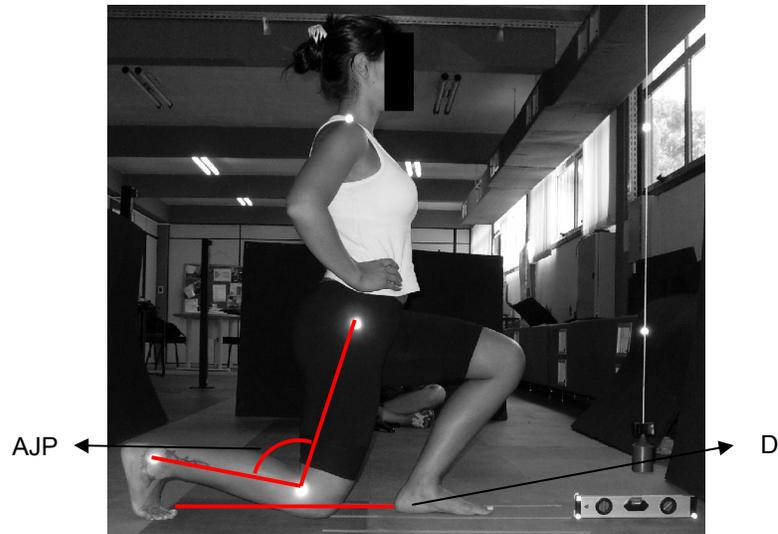


Figura 22 – Determinação do ângulo de flexão do joelho posterior (AJP) e distância ântero-posterior da base de suporte dos pés (D).

Os dados de plataforma de força foram normalizados pelo peso corporal dos indivíduos e analisados por meio de uma rotina no *software* LabVIEW® 8.5 (*National Instruments Corporation Austin, Texas, USA*). Para verificar o EC, analisaram-se as amplitudes do COP nas direções ântero-posterior (COPap) e médio-lateral (COPml), como pode ser visualizado na Figura 23. A amplitude máxima do COPap e COPml em cada condição foi registrada. O COP em apoio bipodal foi determinado nos indivíduos do GC e GE. O COP em apoio unipodal foi determinado nos MI's LCAr e LCAa, para o GE e MID e MIND, para o GC.

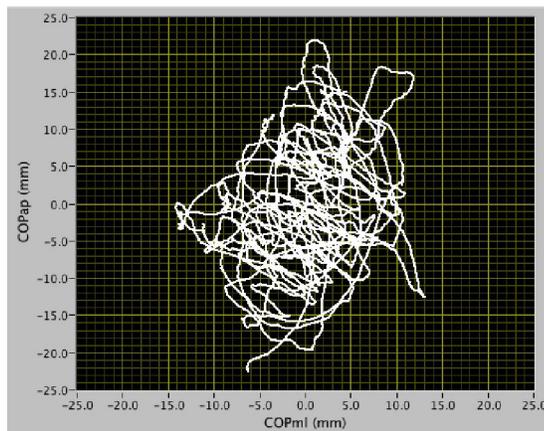


Figura 23 – Exemplo da coleta e análise da amplitude máxima do COP durante 30s, nas direções ântero-posterior (COPap) e médio-lateral (COPml), em apoio unipodal.

Para avaliar o teste de SDD foram calculadas e analisadas as curvas da Fz da FRS, exercida na subida do degrau (P1) e na descida do degrau (P2). O primeiro

pico da Fz de cada curva foi calculado, normalizado pelo peso corporal do indivíduo e apresentado em valor percentual (Figura 24). Todo esse procedimento foi realizado para todas as curvas de Fz. Os dados de força foram filtrados, através do filtro digital Butterworth passa-baixa de quarta ordem com frequência de corte de 12 Hz.

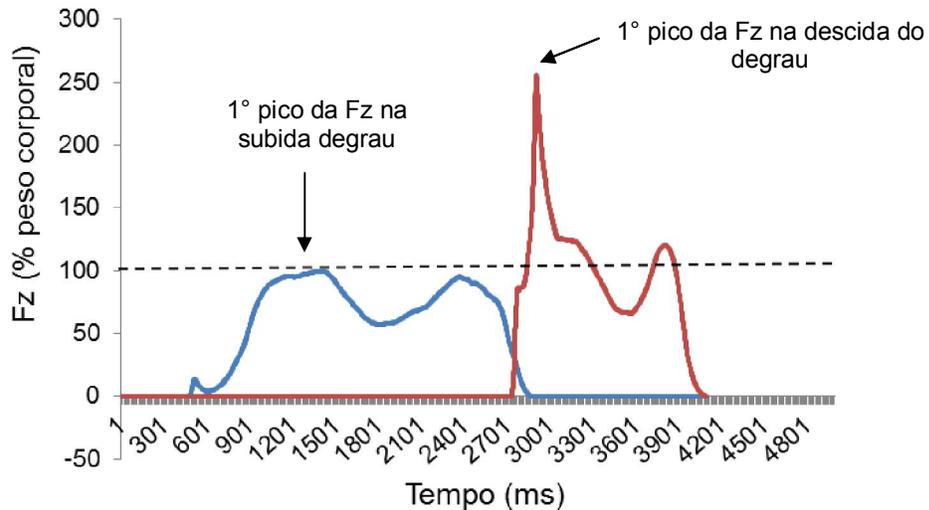


Figura 24 – Curva da força vertical (Fz) da força de reação do solo (FRS) durante o teste de subir e descer degrau (SDD). O primeiro pico da Fz foi calculado na subida e na descida do degrau e normalizado pelo peso corporal (demonstrado pela linha tracejada).

Além disso, o impacto exercido em cada MI na descida do degrau foi calculado através do cálculo da taxa de aplicação de peso (TAP). A TAP está associada à inclinação da curva (força x tempo) durante o período de descida do degrau, valores altos de TAP indicam que o aparelho locomotor sofreu a ação destas forças num curto intervalo de tempo, caracterizando uma situação de grande impacto, enquanto valores menores indicam que as forças foram distribuídas em um intervalo maior de tempo, reduzindo a expressão do impacto. A TAP máxima do primeiro pico da curva de Fz na descida do degrau foi calculada por meio de uma rotina no software LabVIEW® 8.5.

#### 4.5 Análise estatística

Os dados foram tabulados em uma planilha no programa Excel sendo posteriormente exportados para o programa estatístico *Statistical Package for the*

*Social Science* (SPSS, versão 19.0). Inicialmente foi verificada a normalidade dos dados (Shapiro-Wilk) e a homogeneidade das variâncias (Teste de Levene).

Como análise descritiva, os dados paramétricos estão expressos em média  $\pm$  desvio padrão e os dados não paramétricos em mediana  $\pm$  erro padrão. Para análise inferencial, inicialmente foi verificado se existia diferença entre os MI's do GC: MID e MIND. Para dados paramétricos foi utilizado teste t de *Student* (pareado) e para dados não paramétricos foi aplicado o teste de Wilcoxon. Como não foi encontrada diferença significativa para nenhuma das variáveis analisadas, o MI do GC foi escolhido, aleatoriamente, e nomeado membro inferior controle (MIC).

Para a comparação entre os três grupos (MIC, LCAa e LCAr) foi utilizado ANOVA de uma via, em caso de dados paramétricos, com *post-hoc* de Tukey. Em caso de distribuição não paramétrica, foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis, e para localizar as diferenças, o teste de Mann-Whitney. Para a comparação do equilíbrio corporal bipodal entre os grupos GE e GC, foi utilizado teste t de *Student* (independente). O nível de significância adotado foi  $\alpha = 0,05$ .

## 5 RESULTADOS

### 5.1 Amostra

Foram avaliados 41 indivíduos, sendo que deste total foi excluído um indivíduo do GE por apresentar um fator de exclusão constatado no início da coleta de dados. O fator de exclusão referido foi a presença de outra lesão em MI's que poderia interferir nos resultados. Sendo assim, foram incluídos 40 indivíduos no estudo, constituindo o GE e o GC, com 20 indivíduos em cada grupo, cujos dados de caracterização da amostra estão apresentados na Tabela 2 em valores de média e desvio padrão.

Tabela 2 – Dados de caracterização da amostra, em média e desvio padrão.

	Idade (anos)	Estatura (cm)	Massa corporal (kg)
GE (n = 20)	29,2 ± 8,1	173,1 ± 7,5	81,2 ± 14,4
GC (n = 20)	27,8 ± 4	170,8 ± 8,8	70,3 ± 14,2

A maioria das reconstruções do LCA ocorreu no MI dominante (70%). Dos indivíduos avaliados do GE, 90% (n = 18) tinham realizado a cirurgia via técnica artroscópica e 10% (n = 2) através da técnica de cirurgia aberta. Todos os enxertos utilizados nas técnicas foram autólogos, variando o tipo de enxerto: tendão dos isquiotibiais, quadríceps e patelar. A média de sessões de fisioterapia realizada pelos pacientes foi 30 sessões (mínimo = 10 sessões e máximo = 60 sessões).

A dor no GE variou de leve a moderada (mínimo na escala 0 e máximo 4), sendo que a maioria dos pacientes referiu sentir dor leve no joelho com reconstrução do LCA. A dor referida após a realização de todos os procedimentos de coletas de dados não teve alteração à referida no início dos procedimentos, para todos os indivíduos avaliados. Isto indica que os procedimentos de coleta não acentuaram a dor referida na articulação do joelho.

Cada indivíduo, através da escala *Lysholm* obteve uma pontuação e classificação, caracterizando sua auto percepção da funcionalidade do joelho lesionado. Os resultados de cada indivíduo estão apresentados na Tabela 3. A média entre os indivíduos foi de 77,3 ± 17,3 pontos, classificação considerada como regular.

Tabela 3 – Resultados ordinais e nominais da Escala de Funcionalidade *Lysholm* de cada indivíduo.

<b>Indivíduo do GE</b>	<b>Pontuação</b>	<b>Classificação</b>
1	76	Regular
2	40	Ruim
3	80	Regular
4	94	Bom
5	85	Bom
6	75	Regular
7	73	Regular
8	88	Bom
9	72	Regular
10	100	Excelente
11	83	Regular
12	93	Bom
13	79	Regular
14	92	Bom
15	45	Ruim
16	87	Bom
17	95	Excelente
18	89	Bom
19	61	Ruim
20	39	Ruim

## **5.2 Sensibilidade**

A sensibilidade vibratória foi classificada como positiva para todos os MI's e para todos os indivíduos do GE e GC.

Todos os indivíduos do GC foram capazes de perceber a sensação tátil do monofilamento de 2 gf. O mesmo ocorreu com os indivíduos do GE, com exceção de apenas um indivíduo, cuja técnica cirúrgica adotada foi por via aberta, que percebeu a sensação tátil correspondente ao monofilamento de 300 gf no dermatomo correspondente a cicatriz cirúrgica. Sendo assim, pode-se afirmar que os indivíduos do GE, por via artroscópica, não apresentam a sensibilidade tátil prejudicada em comparação aos indivíduos do GC.

Igualmente, o reflexo patelar foi classificado como normal para todos os MI's e para todos os indivíduos do GE e GC. Dessa forma, a sensibilidade vibratória, a sensibilidade tátil e o reflexo patelar mantiveram-se inalterados entre os MI e entre os indivíduos do GE e GC.

### 5.3 Propriocepção – Teste de SPA

A Tabela 4 mostra os valores de mediana  $\pm$  erro padrão dos AFJ encontrados nos movimentos passivo e ativo, tanto para as posições de 40° e 90°. Não houve diferença significativa entre os valores de DIF entre os MI MIC, LCAa e LCAr, para as posições de 40° ( $p = 0,883$ ) e 90° ( $p = 0,385$ ). Esses achados mostram que, independente da lesão, o indivíduo consegue perceber a posição do MI, determinada passivamente pelo avaliador, e repetir o movimento de modo ativo.

Tabela 4 – Valores de mediana  $\pm$  erro padrão dos AFJ nas posições de 40° e 90°, nos movimentos passivos e ativos, para os MI's MIC, LCAa e LCAr.

	MIC		LCAa		LCAr	
	Passivo	Ativo	Passivo	Ativo	Passivo	Ativo
40°	44,7° $\pm$ 0,8°	39,9° $\pm$ 1,1°	44,2° $\pm$ 0,8°	40,6° $\pm$ 1,4°	44,7° $\pm$ 1,1°	40,8° $\pm$ 1,3°
90°	92,3° $\pm$ 1°	89,1° $\pm$ 1°	91,3° $\pm$ 0,7°	92,4° $\pm$ 1,4°	92,7° $\pm$ 1,3°	93,5° $\pm$ 1,4°

A mediana da DIF, na posição de 90°, para o GE, foi 1,2°  $\pm$  1,1° no MI LCAa e 1,1°  $\pm$  0,9° no MI LCAr. No MIC, na mesma posição, a DIF foi de 1,6°  $\pm$  1°. A mediana da DIF, na posição de 40°, para o GE, foi 2,7°  $\pm$  1,1° no MI LCAa e 3°  $\pm$  0,9° no MI LCAr. No MIC, na mesma posição, a DIF foi de 3,2°  $\pm$  0,9°.

### 5.4 Teste de EC

Na Figura 25 são apresentados os resultados dos valores médios da amplitude máxima do COPap e os valores médios da amplitude máxima do COPml, em apoio unipodal, para os grupos MIC, LCAa e LCAr. Não foram encontradas diferenças significativas para nenhuma das duas variáveis utilizadas para mensurar o EC, sendo os valores de  $p$  superiores a 0,05 (COPap –  $p = 0,950$  e COPml –  $p = 0,698$ ).

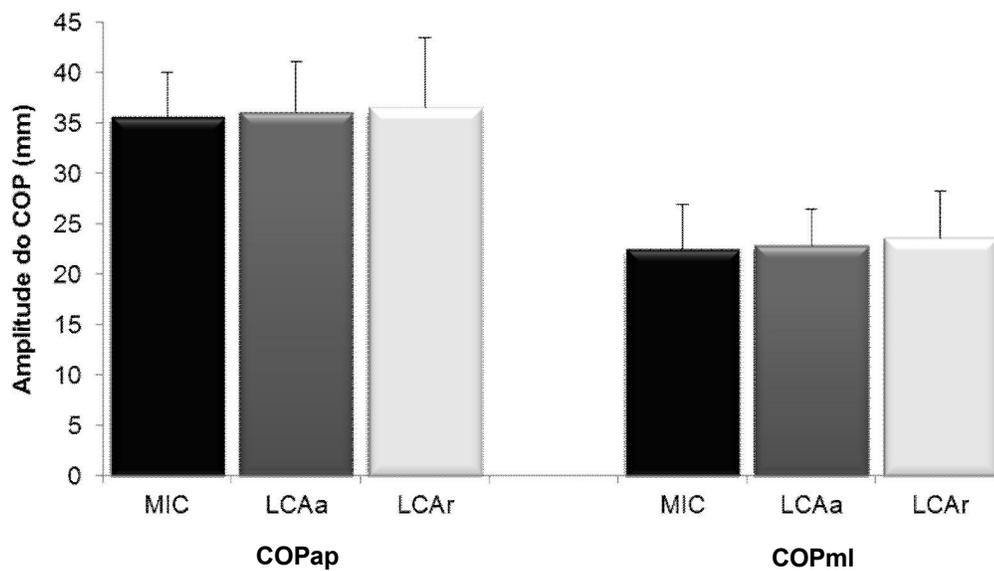


Figura 25 – Valores médios da amplitude máxima do COP na direção ântero-posterior (COPap) e na direção médio-lateral (COPml) nos grupos MIC, LCAa e LCAr, em apoio unipodal.

Em apoio bipodal, quando comparados os valores do COPap e COPml entre os grupos GC e GE, foi encontrada diferença significativa na variável COPap ( $p = 0,010$ ) e não foi encontrada diferença significativa na variável COPml ( $p = 0,140$ ). A Figura 26 mostra as médias das amplitudes do COPap e COPml para o GC e GE.

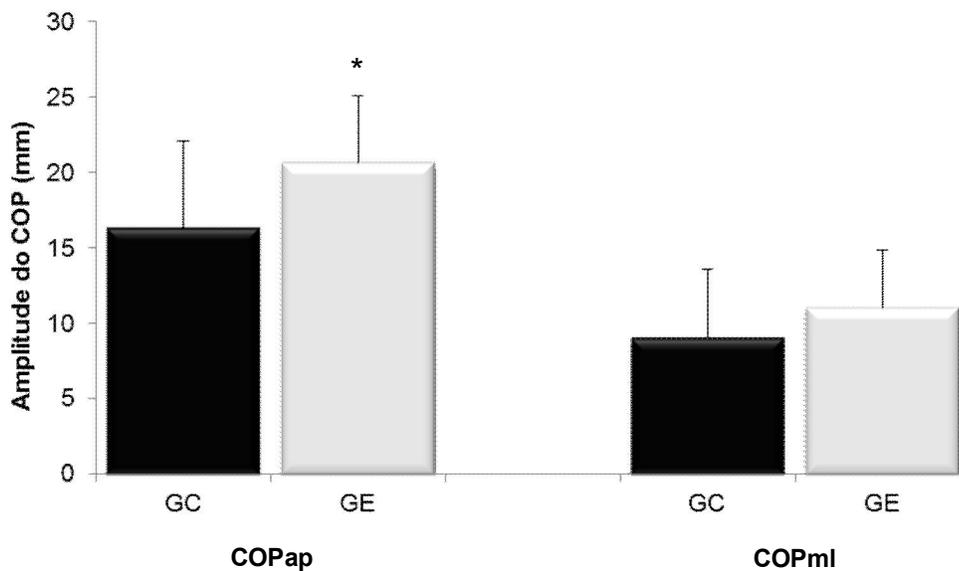


Figura 26 – Valores médios da amplitude máxima do COP na direção ântero-posterior (COPap) e na direção médio-lateral (COPml) no grupo controle (GC) e grupo experimental (GE), em apoio bipodal.  
\*diferença significativa entre GC e GE.

## 5.5 Funcionalidade

### 5.5.1 Teste de AAF

Para o teste AAF, foram calculados quatro parâmetros: AJA, AJP, AIT e D. Nos parâmetros AJA (Figura 27a), AJP (Figura 27b) e AIT (Figura 27c) não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos ( $p > 0,05$ ). Contudo, para a D (Figura 27d), houve diferença significativa entre os grupos ( $p < 0,001$ ). O valor de mediana do MIC é 9% superior ao LCAr, indicando que a distância auto selecionada pelos indivíduos do GC para a realização do teste de AAF foi superior à distância auto selecionada pelos indivíduos do GE.

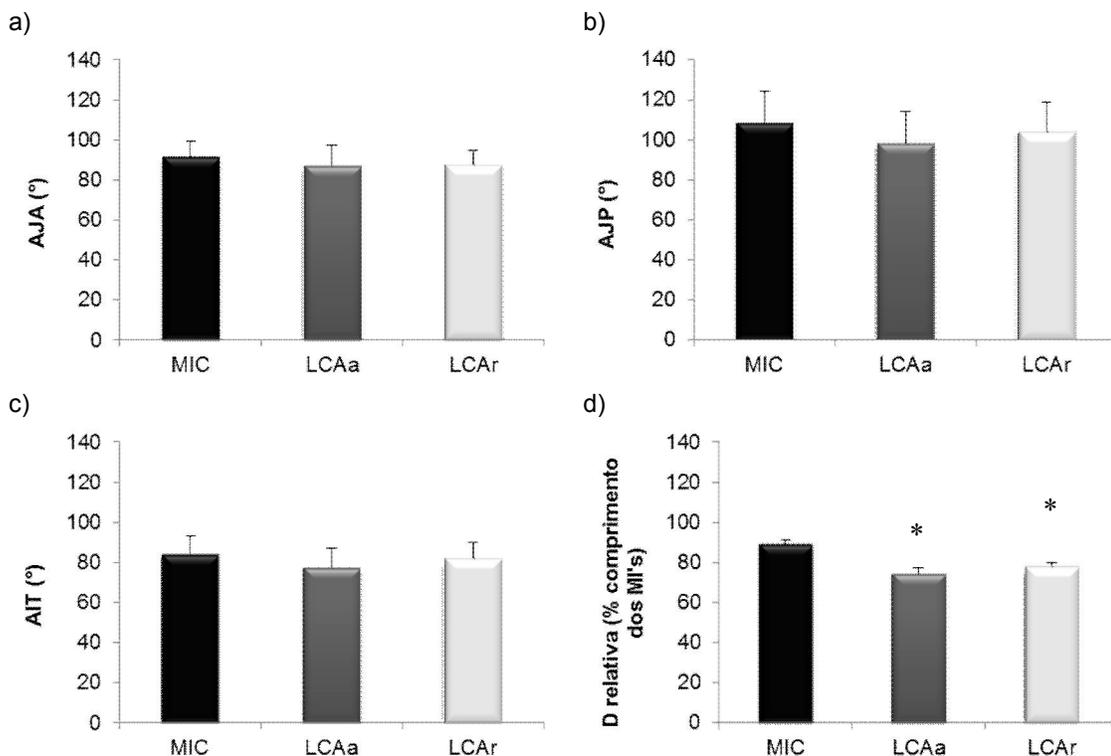


Figura 27 – Valores médios (desvio padrão) do (a) ângulo de flexão do joelho anterior (AJA), (b) ângulo de flexão do joelho posterior (AJP) e (c) ângulo de inclinação do tronco (AIT), em graus (°), nos grupos MIC, LCAa e LCA e valores de mediana (erro padrão) da (d) distância ântero-posterior da base de suporte dos pés (D), em valor percentual do comprimento dos membros inferiores (MI's), nos grupos MIC, LCAa e LCAr. \* diferença significativa entre os grupos LCAa e LCAr *versus* MIC.

### 5.5.2 Teste de SDD

No teste de SDD, os valores do primeiro pico da Fz da FRS na subida do degrau (Figura 28) do MI LCAr foram, em média, 5% inferiores aos valores de MIC e LCAa. Porém, essa diferença não foi significativa, tanto para a comparação entre LCAa e LCAr ( $p = 0,180$ ), como para a comparação entre MIC e LCAr ( $p = 0,255$ ).

No mesmo teste, na descida do degrau (Figura 28), os valores do primeiro pico da Fz da FRS do MI LCAr foram, em média, 30% inferiores aos valores de MIC e LCAa. A diferença encontrada foi significativa, tanto entre o LCAa e LCAr ( $p = 0,035$ ), quanto entre MIC e LCAr ( $p = 0,029$ ).

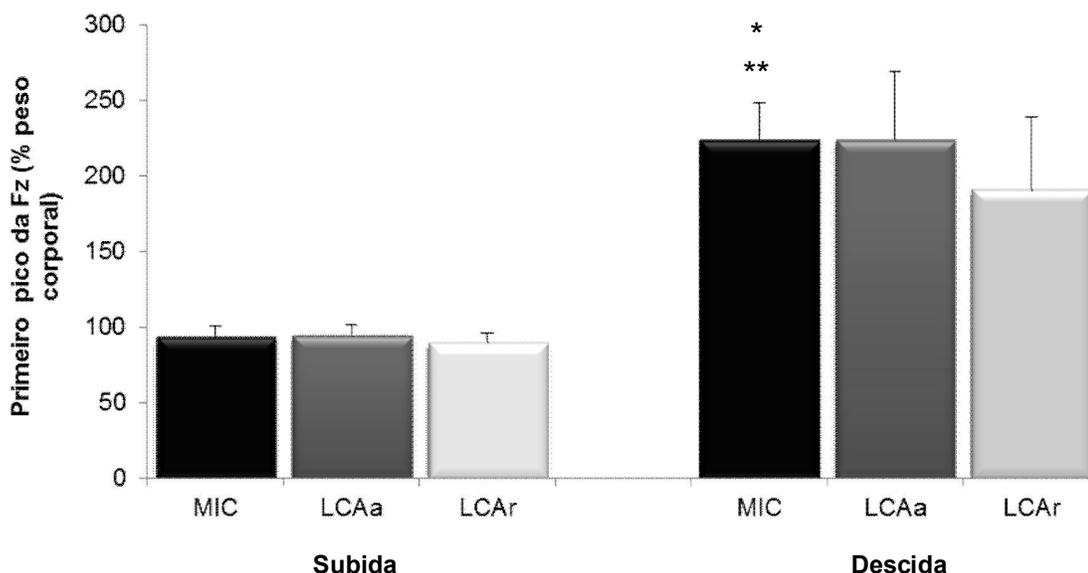


Figura 28 – Valores médios do primeiro pico da componente vertical (Fz) da força de reação do solo, em valor percentual do peso corporal dos indivíduos, na subida do degrau e na descida do degrau, nos grupos MIC, LCAa e LCAr. \* diferença significativa entre LCAa e LCAr. \*\* diferença significativa entre MIC e LCAr.

A média dos valores de TAP (Figura 29) na descida do degrau foi cerca de 6% inferior no grupo LCAr, indicando que o MI lesionado apresentava menor impacto durante a fase de descida do degrau que o MIC e LCAa. Esses valores da TAP foram diferentes significativamente entre os grupos MIC e LCAr ( $p = 0,008$ ), porém não foi encontrada diferença significativa entre os grupos LCAa e LCAr ( $p = 0,115$ ).

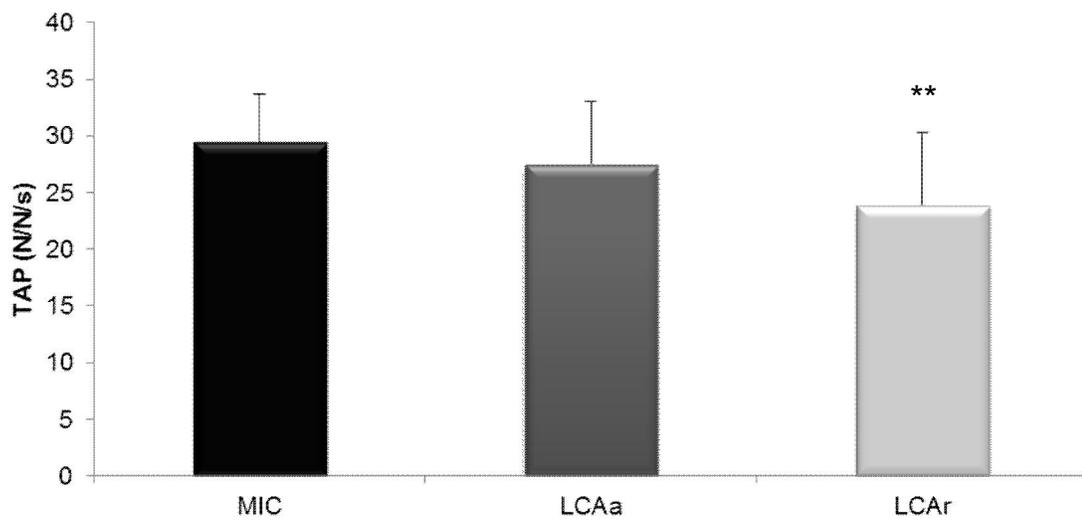


Figura 29 – Valores médios da taxa de aplicação do peso (TAP), em N/N/s, na descida do degrau.  
\*\* diferença significativa entre MIC e LCAr.

## 6 DISCUSSÃO

A questão que norteou o presente estudo foi se os indivíduos que realizaram a cirurgia de reconstrução do LCA há seis meses, ainda apresentavam alterações sensório-motoras. Os principais resultados demonstraram que os indivíduos, após o período pós-cirúrgico estipulado, não apresentavam déficits sensoriais: sensibilidade e propriocepção, porém apresentavam déficits motores, influenciando a funcionalidade do joelho e o equilíbrio corporal.

A possível diminuição da sensibilidade e propriocepção após uma cirurgia de reconstrução do LCA é explicada pela remoção cirúrgica de parte dos mecanorreceptores, principalmente dos tipos terminações de Ruffini e corpúsculos de Pacini, localizados na pele e nas articulações (DHILLON; BALI; PRABHAKAR, 2011; SHAFFER; HARRISON, 2007). A melhora da propriocepção, na avaliação clínica, é definida como um indicador de regeneração dos receptores da articulação (ADACHI *et al.*, 2004). Após seis meses de cirurgia, não foram encontrados déficits sensoriais, sugerindo a regeneração dos mecanorreceptores do LCA. Além disso, sustentando os presentes resultados, os estudos de PSE reportam que mecanorreceptores morfolologicamente normais podem ser encontrados após três meses de reconstrução do ligamento (SHIDAHARA *et al.*, 2011; OCHI *et al.*, 1999).

Do ponto de vista clínico, a literatura ainda permanece controversa quanto à recuperação da capacidade proprioceptiva após a lesão do LCA. Apesar de estar bem estabelecido que indivíduos com lesão de LCA, sem a intervenção cirúrgica, apresentam déficits de propriocepção de joelho (BONFIM *et al.*, 2009; INGERSOLL *et al.*, 2008), é relatado que mesmo após 36 meses da cirurgia essas alterações ainda podem persistir (ANDERS; VENBROCKS; WEINBERG, 2008).

Estudos que avaliaram a propriocepção do joelho encontraram diferença significativa entre joelho lesionado e saudável, em um ângulo de 45° de flexão, após seis meses de cirurgia (SHIDAHARA *et al.*, 2011; ZHOU *et al.*, 2008). Em contrapartida, outros achados mostram que a propriocepção retorna aos valores normais no mesmo período, justificando a recomendação de prática normal das atividades da vida diária (ANGOULES *et al.*, 2011; MUAIDI *et al.*, 2009). No presente estudo, não foram encontradas diferenças significativas no teste de SPA entre ambos os MI's, em seis meses pós-cirúrgico.

Uma possível causa para estes resultados contraditórios nas respostas de propriocepção é a influência do ângulo articular avaliado. Especificamente, a recuperação da propriocepção foi relatada como satisfatória nas posições de joelho mais estendidas (0-20°) e mais flexionadas (80-100°), enquanto que nos ângulos intermediários (40-60°) os níveis de propriocepção foram abaixo dos valores normais (FREMEREY *et al.*, 2000). Portanto, o presente estudo reafirma a maior dificuldade de recuperação proprioceptiva em ângulos intermediários, avaliado em 40°, do que em posições mais flexionadas, em 90°. Este achado se baseia nos valores superiores de DIF, no MI LCAr, no ângulo de 40° em relação ao de 90° (3° e 1,1°, respectivamente).

Os extremos do movimento articular, como nos intervalos de flexão e extensão do joelho, ativam os mecanorreceptores de adaptação lenta. Esses mecanorreceptores, as terminações de Ruffini, respondem ao movimento passivo e mediam a elaboração de informações sobre a posição do membro, permitindo a consciência proprioceptiva (SHAFFER; HARRISON, 2007; FREMEREY *et al.*, 2000; JOHANSSON; SJÖLANDER; SOJKA, 1991). Essa habilidade proprioceptiva pode, ainda, desempenhar um papel importante na proteção do joelho, principalmente em faixas extremas de movimento (FREMEREY *et al.*, 2000).

A propriocepção é uma das informações sensoriais mais importantes para manutenção do equilíbrio corporal (LEE; CHENG; LIAU, 2009; LOTH *et al.*, 2008; CORNILLEAU-PÉRÈS *et al.*, 2005; AGEBERG *et al.*, 2005; BANKOFF *et al.*, 2004). Uma vez que a propriocepção esteja restaurada, após a cirurgia de reconstrução do LCA, a possibilidade de oscilação corporal é menor (MOUSSA *et al.*, 2009; AGEBERG *et al.*, 2005). Da mesma forma, dependendo do comprometimento da propriocepção, a instabilidade postural pode permanecer até dois anos pós-cirúrgico (MOUSSA *et al.*, 2009). As diferenças não significativas na propriocepção do joelho bem como no equilíbrio corporal unipodal, entre os MI's avaliados, demonstraram um comportamento similar entre as duas variáveis.

Em estudos anteriores, tem sido mostrado que o equilíbrio corporal unipodal mantém-se prejudicado quando há ruptura total do LCA, sem intervenção (BONFIM *et al.*, 2009; TOOKUNI *et al.*, 2005). Porém, após a reconstrução do ligamento, é possível uma recuperação do equilíbrio corporal (HENRIKSSON; LEDIN; GOOD, 2001; HOFFMAN *et al.*, 1999; HARRISON *et al.*, 1994).

Embora não significativa, foi possível perceber uma menor amplitude do COPap e COPml no MIC em relação ao LCAa e LCAr, em apoio unipodal. Uma possível explicação para essa menor oscilação no MIC é que indivíduos do GE, em função do prejuízo evidenciado no MI LCAr, sobrecarregam o membro contralateral sadio (LCAa), fazendo com que este seja mais solicitado. Esta sobrecarga pode levar a um excesso de estimulação e consequente fadiga do LCAa, diminuindo o desempenho deste, quando comparado a um GC formado por indivíduos com joelhos totalmente sadios (BONFIM *et al.*, 2009). A sobrecarga compensatória pode ainda aumentar a propensão de uma recidiva lesão nos indivíduos submetidos a uma primeira cirurgia de LCA ou a uma nova lesão no MI contralateral (PATERNO *et al.*, 2010; SWÄRD; KOSTOGIANNIS; ROOS, 2010; BONFIM *et al.*, 2009).

Outro fator que pode ter motivado os resultados é a dominância do MI, cuja influência pode alterar os testes de equilíbrio, sendo mais expressiva em apoio unipodal. Tem sido sugerido que o MI dominante tenha uma melhor capacidade de manutenção do equilíbrio corporal, quando em apoio único (DENTI *et al.*, 2000). É interessante ressaltar que 70% das reconstruções de LCA, nesta investigação, foram realizadas em MI dominantes. Sendo assim, a concordância do MI dominante com o processo cirúrgico pode ter ajudado na recuperação do mesmo. Em apoio bipodal, quando a dominância não é mais capaz de influenciar o resultado, é possível inferir que ainda há déficits de equilíbrio corporal nos indivíduos do GE. Ainda neste sentido é relatado que uma redução das atividades de vida diária do GE podem contribuir para a clara diferença na amplitude do COPap, em apoio bipodal, quando comparado com o GC (BONFIM *et al.*, 2009).

O sistema somatosensorial contribui com informações aferentes para o SNC sobre a posição do corpo, gerando, por sua vez, uma resposta motora (AGEBERG *et al.*, 2005; AGEBERG, 2002). Assim como o equilíbrio corporal, a funcionalidade faz parte do controle motor e também pode apresentar correlações positivas com a propriocepção (ANDERS; VENBROCKS; WEINBERG, 2008; BEARD *et al.*, 1994). Os mecanorreceptores presentes no LCA fazem parte do sistema sensorial sinalizando a lesão, interagindo com outros sinais aferentes para gerar uma sensação (SMITH *et al.*, 2009; FREMEREY *et al.*, 2000).

Essa interação com outros aferentes sensoriais, principalmente com o fuso muscular, é capaz de justificar os presentes achados, cujos déficits sensoriais não foram relatados, mas alterações no controle motor foram constatadas (SMITH *et al.*,

2009). Por meio da conexão com SNC, dependendo do movimento, ocorre uma inibição de neurônios motores dos músculos que circundam a articulação (MOUSSA *et al.*, 2009; SHAFFER; HARRISON, 2007). A inibição de motoneurônios pode ter contribuído para a diminuição do controle motor dos MI's (BONFIM *et al.*, 2009; AGEBERG *et al.*, 2005; AGEBERG, 2002).

Os receptores da articulação e os fusos musculares auxiliam com alta eficácia no senso de posição da articulação, entretanto, a interpretação do sinal aferente requer informações sobre o comando motor enviado pelo músculo. Os sinais de comando motor ou de esforço contribuem para o julgamento da posição, da força e do movimento do segmento (SMITH *et al.*, 2009; GANDEVIA *et al.*, 2006). Quando ambos os sinais, aferente e eferente, são avaliados, é produzida uma imagem corporal ou um esquema (SMITH *et al.*, 2009; MILEUSNIC *et al.*, 2006). Então, quando é solicitado que um indivíduo realize determinado movimento, forma-se um esquema neural para a realização do mesmo. Dependendo da exigência do movimento, estratégias musculares compensatórias podem estar sendo adotadas para restringir, compensar e proteger o joelho lesionado (DENTI *et al.*, 2001).

Quando sinais aferentes normais são avaliados pelo SNC, a distorção da posição da articulação ou de um movimento possivelmente está relacionada com o comando motor do músculo. Após a execução do movimento, caso o indivíduo não tenha percebido nenhuma restrição à ação motora, o sinal do comando motor pode declinar, mas nunca ser abolido, devido à questão de proteção do segmento lesionado (SMITH *et al.*, 2009; GANDEVIA *et al.*, 2006). Por esse motivo é importante que durante a realização dos testes de avaliação, os avaliadores forneçam instruções neutras aos sujeitos, bem como os sujeitos não recebam nenhum *feedback* verbal ou julgamento da sua ação motora (SMITH *et al.*, 2009).

Em estudo recente, através da escala *Lysholm*, a classificação da funcionalidade de indivíduos que sofreram a lesão de LCA, anteriormente à cirurgia de reconstrução, foi regular (74,5 pontos), chegando a excelente (98,5 pontos) após três meses da cirurgia (SHIDAHARA *et al.*, 2011). A caracterização da funcionalidade da amostra, através da mesma escala, mostrou uma média de classificação de 77,3 pontos. Assim, pode-se perceber que, mesmo após seis meses de intervenção cirúrgica, os indivíduos avaliados classificavam sua funcionalidade como regular. Esses achados sugerem que, ao realizarem os testes

de funcionalidades (AAF e SDD), os indivíduos tenham tentado proteger o joelho lesionado, devido ao reconhecimento de prejuízo da articulação envolvida.

O agachamento é um exercício de cadeia cinética fechada, envolvendo movimentos multiarticulares executados com a extremidade distal fixa. Durante esse movimento, ocorre a co-ativação ou co-contração dos músculos agonistas e antagonistas envolvidos nas articulações, a fim de proporcionar a estabilização articular (SOUZA *et al.*, 2007). O grau de ativação desses músculos, os isquiotibiais e quadríceps, mantem-se alterado com a reconstrução do LCA (INGERSOLL *et al.*, 2008). Ao mesmo tempo, são relatados déficits do movimento de flexão da articulação (LYON *et al.*, 2011; VEIGA *et al.*, 2007). Esses pressupostos indicam uma probabilidade do movimento de agachamento permanecer alterado quando executado por indivíduos que realizaram esta intervenção cirúrgica.

Durante a execução do agachamento, quando é reduzido o movimento de flexão do joelho, ocorre uma diminuição da translação anterior da tibia. Ou ainda, uma ligeira flexão anterior do tronco move o centro de gravidade anteriormente, diminuindo o torque de flexão do joelho, reduzindo a força de translação tibial (SOUZA *et al.*, 2007). Como a principal função do LCA é evitar esse movimento excessivo (DHILLON; BALI; PRABHAKAR, 2011; DHILLON; BALI; VASISTHA, 2010), a tendência é que, ao executar o agachamento, os indivíduos diminuam a flexão do joelho ou compensem o movimento com uma flexão anterior excessiva do tronco.

Todavia, durante o teste AAF, os parâmetros AJA, AJP e AIT não apresentaram diferenças significativas entre os MI's avaliados. Do mesmo modo, os ângulos de flexão do joelho escolhidos pelos indivíduos para a realização do teste não são considerados seguros quanto à tensão do LCA (SOUZA *et al.*, 2007). Isso porque ângulos de flexão do joelho elevados aumentam as forças compressivas na articulação tíbio-femoral. Ângulos de flexão entre 0°-50° são eficazes para minimizar as forças de compressão no joelho (ESCAMILLA *et al.*, 2001).

O parâmetro D, avaliado no teste de AAF, é assumido como um bom controle da força dos indivíduos, assim, uma melhor D indica melhor produção de força inicial e melhor estabilidade para a realização do movimento (MATTACOLA *et al.*, 2004). Os indivíduos do GE obtiveram uma menor D em relação ao GC, para ambos os MI avançando à frente: LCAr e LCAa, sugerindo uma produção de força prejudicada para a realização do teste.

Sendo assim, os resultados do teste de AAF parecem indicar que a realização do mesmo foi prejudicada pela produção de força muscular dos MI's do GE quando comparado ao GC. Entretanto, a limitação da amplitude de movimento de flexão do joelho, causada após a cirurgia de LCA, não parece ter interferido nos resultados.

O teste de SDD examina uma atividade funcional normal, através da avaliação do controle sensório-motor e da força (LYON *et al.*, 2011; MATTACOLA *et al.*, 2004). É relatado que este teste é mais usual para mensurar a propriocepção dinâmica que testes de movimento passivo da articulação (LYON *et al.*, 2011).

Durante a atividade funcional de SDD, a avaliação dos valores de força na subida do degrau quantifica a força concêntrica para executar tal movimento e conduzir a perna contralateral. Um bom índice de força para subir o degrau é um indicativo de boa habilidade para produção de força durante contração concêntrica do quadríceps (MATTACOLA *et al.*, 2004).

Pesquisas anteriores reportaram que déficits de força muscular podem ser encontrados de seis a doze meses após a cirurgia de reconstrução do LCA, principalmente nos músculos quadríceps e isquiotibiais (INGERSOLL *et al.*, 2008). As alterações na força muscular podem ser devidas à falha de ativação ou à atrofia muscular, chegando a déficits de 6-10% em relação à perna contralateral (EITZEN; HOLM; RISBERG, 2009). No teste de SDD, os valores do primeiro pico da Fz na subida do degrau do MI LCAr foram 5% inferiores aos valores do MI contralateral e controle. Resultados anteriores semelhantes foram encontrados no comportamento do primeiro pico da Fz da FRS, em joelhos com reconstrução do LCA, porém, durante o movimento de caminhada (LINDSTRÖM *et al.*, 2010).

Esse resultado pode ter sido encontrado devido à diminuição da força muscular no MI LCAr, corroborando com estudo anterior, que encontrou diferença significativa quando avaliado o índice da força na subida do degrau, entre os MI LCAr e controle (MATTACOLA *et al.*, 2004). Porém, é importante ressaltar que, apesar de mais expressiva, as forças mensuradas na plataforma de força não correspondem somente à força muscular, mas a todas as forças externas (força gravitacional e FRS) e internas (perturbações fisiológicas – batimentos cardíacos e respiração, força muscular) agindo sobre um corpo (DUARTE; FREITAS, 2010).

Durante a descida do degrau, no teste de SDD, é quantificado o impacto do MI na aterrissagem do movimento. Um alto índice de impacto na descida do degrau é um indicativo de menor controle motor. Do mesmo modo, é possível verificar a

habilidade excêntrica do MI que está conduzindo o outro a descer o degrau. Em caso de MI fraco para conduzir o movimento, o impacto na descida é alto. Em contrapartida, em caso de MI forte, ele é capaz de controlar a ação motora mais eficientemente, diminuindo o impacto na superfície de contato com o solo (MATTACOLA *et al.*, 2004).

Além disso, pesquisadores anteriores relataram que as articulações dos MI's contribuem para a absorção das forças de impacto durante o movimento de aterrissagem, através da dissipação de energia. Essa capacidade de dissipação das forças de impacto é distinta quando a aterrissagem é realizada em apoio unipodal e bipodal. No plano frontal, em apoio bipodal, o quadril é o principal responsável pela energia total dissipada, correspondendo a 66,7%, enquanto o joelho dissipa 29% da energia. Em contrapartida, em aterrissagem unipodal, a dissipação de energia pelo joelho aumenta para 60,7% e pelo quadril diminui para 36,6% (YEOW; LEE; GOH, 2011).

No caso da articulação do quadril, a musculatura é responsável pela manutenção da estabilidade, porém, no joelho, o impacto é absorvido em maior parte por estruturas passivas, como os ligamentos, mantendo a estabilidade da articulação (YEOW; LEE; GOH, 2011). O LCA é um dos principais ligamentos do joelho e, conseqüentemente, um dos principais responsáveis pela absorção de impacto nestas situações (ANGOULES *et al.*, 2011). Bons movimentos do joelho durante a aterrissagem são associados com aumento da dissipação de força na articulação. Contudo, quando existe alguma limitação anatômica da articulação, outras estratégias de movimento são adotadas, diminuindo a absorção do impacto e aumentando o risco de lesão (ZHANG; BATES; DUFEK, 2000).

Significativas reduções no movimento de flexão do joelho foram mostradas após seis meses de cirurgia (LYON *et al.*, 2011; SOUZA *et al.*, 2007; VEIGA *et al.*, 2007). O decréscimo da amplitude do movimento de flexão do joelho pode ser visualizado também em testes ascendentes de degraus (LYON *et al.*, 2011). Essa redução de flexão no MI que conduz o movimento de descida sugere uma maior aplicação de força e impacto no MI que toca o solo.

Essas afirmações ajudam a justificar a diminuição significativa dos valores do primeiro pico da Fz e TAP na descida do degrau, em uma situação de aterrissagem. Sendo assim, após seis meses de reconstrução do LCA, permanecem alterações de força para execução dos movimentos, da amplitude de flexão do joelho e a

sinalização do dano periférico é mantida, protegendo a articulação. Com essa redução no controle motor, os valores de força mensurados mantiveram-se alterados.

Muitos estudos também relataram déficits de funcionalidade após a cirurgia do LCA (MOUSSA *et al.*, 2009; INGERSOLL *et al.*, 2008; ANDERS; VENBROCKS; WEINBERG, 2008; HARST; GOKELER; HOF, 2007), porém utilizam outros protocolos de avaliação. Diversos testes funcionais são utilizados para mensurar o desempenho da extremidade inferior, tais como salto unipodal vertical ou em distância (PATERNO *et al.*, 2010; ZELLE *et al.*, 2005; AGEBERG, 2002). Estes testes são recomendados para avaliação de atletas em situação pós-cirúrgica, por serem considerados similares às demandas de esportes de alto nível e, portanto, mais desafiadores do que caminhar ou correr. Entretanto, esse teste apresenta um alto índice de impacto, não sendo aconselhada a aplicação em indivíduos não atletas com um tempo pós-cirúrgico baixo, por esse motivo, a proposta de outros testes funcionais, como SDD e AAF (RUDOLPH; AXE; SNYDER-MACKLER, 2000).

Os testes de funcionalidade permitiram inferir a permanência de déficits de amplitude de movimento e força muscular na articulação do joelho. Contudo, para confirmar tais especulações, são necessários novos estudos que utilizem outras técnicas e comparem os resultados com a metodologia aqui proposta. A força muscular é comumente avaliada a partir da utilização de dinamômetros isocinéticos (MOUSSA *et al.*, 2009) ou ainda pela utilização de eletromiografia (DAVINI *et al.*, 2005) e a amplitude de movimento articular é possível de ser avaliada através de cinemetria (YEOW; LEE; GOH, 2011; PATERNO *et al.*, 2010).

O sucesso da cirurgia de reconstrução do LCA só é efetivado quando acompanhado de um processo de reabilitação adequado, procurando restabelecer propriocepção, mobilidade articular, ativação muscular, estabilidade articular dinâmica e reaprender os padrões de movimento e competências utilizadas nas atividades de vida diária e atividades esportivas, em busca de um nível pré-lesão (MOUSSA *et al.*, 2009; ANDERS; VENBROCKS; WEINBERG, 2008; OWEN *et al.*, 2006; AGEBERG, 2002; SAMPAIO; SOUZA, 1994). Assim sendo, técnicas e períodos diferenciados de reabilitação podem resultar em estágios diferentes de recuperação. Como no presente estudo o processo de reabilitação não foi o foco do problema, sugerem-se futuros estudos que visem investigar a relação das alterações sensório-motoras com determinada metodologia utilizada para reabilitação.

Além disso, há poucas evidências na literatura acerca das diferenças reais no desempenho entre as técnicas cirúrgicas de reconstrução do LCA (LABOUTE *et al.*, 2010). Mesmo assim, estudos afirmam que independente da técnica ou enxerto, os resultados da avaliação clínica são semelhantes (ANGOULES *et al.*, 2011; PARK *et al.*, 2010a; ADACHI *et al.*, 2004). Por exemplo, a propriocepção foi similar entre duas técnicas de inserção do enxerto de LCA – banda simples e banda dupla (ADACHI *et al.*, 2004); entre aloenxertos e auto-enxertos (XIE *et al.*, 2011; BONFIM; PACCOLA, 2000); e entre enxertos autólogos utilizados – isquiotibiais e patelar (ANGOULES *et al.*, 2011). Assim, os resultados deste estudo não levaram em conta a técnica utilizada na cirurgia.

Para finalizar, cabe ressaltar que mesmo as clínicas de reabilitação preconizando um acompanhamento do paciente até seis meses após a reconstrução do LCA, é recomendada uma investigação mais aguçada para avaliar possíveis alterações sensório-motoras após este período. Isto porque, com os presentes achados, alterações motoras ainda são encontradas, necessitando a realização de recuperação do controle motor por um período maior.

## **7 CONCLUSÃO**

Dessa maneira, pode-se concluir que os indivíduos que realizaram a cirurgia de reconstrução do LCA, apresentando um pós-cirúrgico de seis meses, não apresentaram alterações sensoriais, de sensibilidade e propriocepção, porém apresentaram alterações no controle motor, influenciando a funcionalidade do joelho e equilíbrio corporal bipodal. Mais estudos carecem ser realizados para esclarecer outras possíveis alterações motoras existentes, bem como investigar a relação dos achados com diferentes técnicas cirúrgicas e de reabilitação.

## REFERÊNCIAS

ADACHI, N.; OCHI, M.; UCHIO, Y.; IWASA, J.; KURIWAKA, M.; ITO, Y. Reconstruction of the anterior cruciate ligament: single- versus double-bundle multistranded hamstring tendons. **The Journal of Bone and Joint Surgery**. v. 86-B, n. 4, p. 515-520. mai. 2004.

AGEBERG, E. Consequences of a ligament injury on neuromuscular function and relevance to rehabilitation — using the anterior cruciate ligament-injured knee as model. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 12, p. 205-212. 2002.

AGEBERG, E.; ROBERTS, D.; HOLMSTRÖM, E.; FRIDÉN, T. Balance in single-limb stance in patients with anterior cruciate ligament injury: relation to knee laxity, proprioception, muscle strength, and subjective function. **The American Journal of Sports Medicine**. v. 33, n. 10, p. 1527-1537. 2005.

ALENCAR, A.; MOURA, L. S. **Efetividade do tratamento cinesioterapêutico conservador nas lesões dos ligamentos laterais do tornozelo**. 2003. Trabalho final de curso (Graduação em Fisioterapia) – Universidade Católica de Goiás – UCG, Goiás. 2003.

AMIS, A. A.; DAWKINS, G. P. C. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament: fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. **The Journal of Bone and Joint Surgery**. v. 73-B, n. 2, p. 260-267. 1991.

ANDERS, J. O.; VENBROCKS, R. A.; WEINBERG, M. Proprioceptive skills and functional outcome after anterior cruciate ligament reconstruction with a bone-tendon-bone graft. **International Orthopaedics**. v. 32, p. 627-633. 2008.

ANGOULES, A. G.; MAVROGENIS, A. F.; DIMITRIOU, R.; KARZIS, K.; DRAKOULAKIS, E.; MICHOS, J.; PAPAGELOPOULOS, P. J. Knee proprioception following ACL reconstruction: a prospective trial comparing hamstrings with bone-patellar tendon-bone autograft. **The Knee**. v. 18, n. 2, p. 76-82. 2011.

BANKOFF, A. D. P.; CIOL, P.; ZAMAI, C. A.; SCHMIDT, A.; BARROS, D. D. Estudo do equilíbrio corporal postural através do sistema de baropodometria eletrônica. **Revista Conexões**. v. 2, n. 2, p. 87-104. 2004.

BARRETT, D. S. Proprioception and function after anterior cruciate reconstruction. **The Journal of Bone and Joint Surgery**. v. 73-B, n. 5, p. 833-837. 1991.

BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. **Neurociências: desvendando o Sistema Nervoso**. 3ed. Porto Alegre: Artmed, 2008.

BEARD, D. J.; DODD, C. A. F.; TRUNDLE, H. R.; SIMPSON, A. H. R. W. Proprioception enhancement for anterior cruciate ligament deficiency: a prospective randomised trial of two physiotherapy regimes. **The Journal of Bone and Joint Surgery**. v. 76-B, p. 654-659. 1994.

BONETTI, L. V. Exercícios proprioceptivos na prevenção de lesões de tornozelo e joelho no esporte. **Fisioweb**, 2007. In: <http://www.wgate.com.br/fisiomed>.

BONFIM, T. R.; GROSSI, D. B.; PACCOLA, C. A. J.; BARELA, J. A. Additional sensory information reduces body sway of individuals with anterior cruciate ligament injury. **Neuroscience Letters**. v. 441, p. 257-260. 2008.

BONFIM, T. R.; GROSSI, D. B.; PACCOLA, C. A. J.; BARELA, J. A. Effect of additional sensory information in the proprioception and postural control of individuals with ACL lesion. **Acta Ortopédica Brasileira**. v. 17, n. 5, p. 291-296. 2009.

BONFIM, T. R.; PACCOLA, C. A. Propriocepção após a reconstrução do ligamento cruzado anterior usando ligamento patelar homólogo e autólogo. **Revista Brasileira de Ortopedia**. v. 35, n. 6, p. 194-201. 2000.

BUS, SA. Ground reaction forces and kinematics in distance running in older-aged men. **Medicine & Science in Sports & Exercise**. v. 35, n. 7, p. 1167-1175. 2003.

CAILLIET, R. **Dor no joelho**. 3ed. Porto Alegre: Artmed, 2001.

CAMANHO, G. L.; VIEGAS, A. C. Avaliação da reconstrução do ligamento cruzado anterior em pacientes com idade acima de 45 anos. **Revista Brasileira de Ortopedia**. v. 36, n. 1/2, p. 37-40. jan/fev. 2001.

CAMPBELL, W. W. **DeJong: o exame neurológico**. 6 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007.

CARPES, F. P. **Relação entre simetria bilateral e aspectos neuromusculares e de treinamento dos membros inferiores**. Tese (Doutorado em Ciências do Movimento Humano) – UFRGS, Porto Alegre. 2009.

CARTER, N. D.; JENKINSON, T. R.; WILSON, D.; JONES, D. W.; TORODE, A. S. Joint position sense and rehabilitation in the anterior cruciate ligament deficient knee. **British Journal of Sports Medicine**. v. 31, p. 209-212. 1997.

CERULLI, G.; ZAMARRA, G.; VERCILLO, F.; PELOSI, F. ACL reconstruction with "the original all-inside technique". **Knee Surgery, Sports Traumatology & Arthroscopy**. v. 19, n. 5, p. 829-831. 2011.

CHESNIN, K. J.; SELBY-SILVERSTEIN, L.; BESSER, M. P. Comparison of an in-shoe pressure measurement device to a force plate: concurrent validity of center of pressure measurements. **Gait and Posture**. v. 12, p. 128-133. 2000.

CHIAIA, T. A.; MASCHI, R. A.; STUHR, R. M.; ROGERS, J. R.; SHERIDAN, M. A.; CALLAHAN, L. R.; HANNAIN, J. A. A musculoskeletal profile of elite female soccer players. **HSSJ**. v. 5, p. 186-195. 2009.

CORBEIL, P.; BLOUIN, J. S.; BÉGIN, F.; NOUGIER, V.; TEASDALE, N. Perturbation of the postural control system induced by muscular fatigue. **Gait and Posture**. v. 18, p. 92-100. 2003.

CORNILLEAU-PÉRÈS, V.; SHABANA, N.; DROULEZ, J.; GOH, J. C. H.; LEE, G. S. M.; CHEW, P. T. K. Measurement of the visual contribution to postural steadiness from the COP movement: methodology and reliability. **Gait and Posture**. v. 22, p. 96-106. 2005.

CORTELAZO, M. J.; COHEN, M.; MESTRINER, L. A.; CARNEIRO FILHO, M. Reconstrução artroscópica do ligamento cruzado anterior com enxerto do tendão quadrícipital: estudo das características dimensionais do tendão e da técnica cirúrgica. **Revista Brasileira de Ortopedia**. v. 37, n. 6, p. 247-255. jun. 2002.

COSTA, R. M. C. L.; GOROSO, D. G.; LOPES, J. A. F. Estabilidade postural de adultos jovens na privação momentânea da visão. **Acta Fisiátrica**. v. 16, n. 1, p.19-24. 2009.

COURTNEY, C. A.; RINE, R. M. Central somatosensory changes associated with improved dynamic balance in subjects with anterior cruciate ligament deficiency. **Gait and Posture**. v. 24, p. 190-195. 2006.

COURTNEY, C. A.; RINE, R. M.; KROLL, P. Central somatosensory changes and altered muscle synergies in subjects with anterior cruciate ligament deficiency. **Gait and Posture**. v. 22, p. 69-74. 2005.

DAVINI, R.; NUNES, C. V.; GOMES, D. R.; MARQUES, T. P. Avaliação da atividade eletromiográfica, da força muscular e da função em paciente submetido a reabilitação do ligamento cruzado anterior por meio do protocolo acelerado modificado. **Revista de Ciências Médicas**. v. 14, n. 5, p. 461-469. set./out. 2005.

DEFINO, H. L. A. Trauma raquimedular. **Simpósio: Trauma II, Capítulo II**. v. 32, p. 388-400. out./dez. 1999.

DENTI, M.; RANDELLI, P.; LO VETERE, D.; MOIOLI, M.; BAGNOLI, I.; CAWLEY, P. W. Motor control performance in the lower extremity: normals vs. anterior cruciate ligament reconstructed knees 5–8 years from the index surgery. **Knee Surgery, Sports Traumatology & Arthroscopy**. v. 8, p. 296-300. 2000.

DOYLE, T. L.; NEWTON, R. U.; BURNETT, A. F. Reliability of traditional and fractal dimension measures of quiet stance center of pressure in young, healthy people. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 86, p. 2034-2040. 2005.

DHILLON, M. S.; BALI, K.; PRABHAKAR, S. Proprioception in anterior cruciate ligament deficient knees and its relevance in anterior cruciate ligament reconstruction. **Indian Journal of Orthopaedics**. v. 45, n. 4, p. 294-300. 2011.

DHILLON, M. S.; BALI, K.; VASISTHA, R. K. Immunohistological evaluation of proprioceptive potential of the residual stump of injured anterior cruciate ligaments (ACL). **International Orthopaedics**. v. 34, p. 737-741. 2010.

DUARTE, M. **Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática**. Tese (Concurso de Livre Docência) – Universidade de São Paulo, São Paulo. 2000.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. v. 14, n. 3, p. 183-92. mai./jun. 2010.

EITZEN, I.; HOLM, I.; RISBERG, M. A. Preoperative quadriceps strength is a significant predictor of knee function two years after anterior cruciate ligament reconstruction. **British Journal of Sports Medicine**. v. 43; p. 371-376. 2009.

ESCAMILLA, R. F.; FLEISIG, G. S.; ZHENG, N.; LANDER, J. E.; BARRENTINE, S. W.; ANDREWS, J. R.; BERGEMANN, B. W.; MOORMAN, C. T. Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. **Medicine & Science in Sports & Exercise**. v. 33, p. 1552-1566. 2001.

ESTEVEES, J.; MELO, F.; OLIVEIRA, R.; CABRI, J. O efeito das ligaduras funcionais da articulação tíbio-társica na propriocepção – revisão da literatura. **Revista Portuguesa de Fisioterapia no Desporto**. v. 2, n. 2, p. 47-54. 2008.

FERREIRA, E. A.; DUARTE, M.; MALDONADO, E. P.; BURKE, T. N.; MARQUES, A. P. Postural assessment software (PAS/SAPO): validation and reliability. **Clinics**. v. 65, n. 7, p. 675-81. 2010.

FREMERAY, R. W.; LOBENHOFFER, P.; ZEICHEN, J.; SKUTEK, M.; BOSCH, U.; TSCHERNE, H. Proprioception after rehabilitation and reconstruction in knees with deficiency of the anterior cruciate ligament: a prospective, longitudinal study. **The Journal of Bone and Joint Surgery**. v. 82-B, n. 6, p. 801-806. 2000.

GAGEY, P. M.; WEBER, B. Study of intra-subject random variations of stabilometric parameters. **Medical and Biological Engineering and Computing**. v. 48, p. 833-835. 2010.

GALLON, D.; RODACKI, A. L. F.; HERNANDEZ, S. G.; DRABOVSKI, B.; OUTI, T.; BITTENCOURT, L. R.; GOMES, A. R. S. The effects of stretching on the flexibility, muscle performance and functionality of institutionalized older women. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**. v. 44, n. 3, p. 229-235. 2011.

GANDEVIA, S. C.; SMITH, J. L.; CRAWFORD, M.; PROSKE, U.; TAYLOR, J. L. Motor commands contribute to human position sense. **The Journal of Physiology**. v. 571, n. 3, p. 703–710. 2006.

GAO, B.; ZHENG, N. Alterations in three-dimensional joint kinematics of anterior cruciate ligament-deficient and -reconstructed knees during walking. **Clinical Biomechanics**. v. 25, p. 222-229. 2010.

GEORGOULIS, A. D.; RISTANIS, S.; MORAITI, C. O.; PASCHOS, N.; ZAMPELI, F.; XERGIA, S.; GEORGIU, S.; PATRAS, K.; VASILADIS, H. S.; MITSIONIS, G. ACL injury and reconstruction: Clinical related in vivo biomechanics. **Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research**. v. 96S, p. S119-S128. 2010.

GROSS, J.; FETTO, J.; ROSEN, E. **Exame musculoesquelético**. Porto Alegre: Artmed, 2000.

GUIMARÃES, F. S. Escalas analógicas visuais na avaliação de estados subjetivos. **Revista de Psiquiatria Clínica**. v. 25, n. 5, p. 217-222. 1998.

HALL, H.; McINTOSH, G.; BOYLE, C. Effectiveness of a low back pain classification system. **The Spine Journal**. v. 9, p. 648-657. 2009.

HAMIDO, F.; MISFER, A. K.; AL HARRAN, H.; KHADRAWI, T. A.; SOLIMAN, A.; TALAAT, A.; AWAD, A.; KHAIRAT, S. The use of the LARS artificial ligament to augment a short or undersized ACL hamstrings tendon graft. **The Knee**. v. 18, n. 6, p. 373-378. 2011.

HARRISON, E. L.; DUENKEL, N.; DUNLOP, R.; RUSSELL, G. Evaluation of Single-Leg Standing Following Anterior Cruciate Ligament Surgery and Rehabilitation. **Physical Therapy**. v. 74, n. 3, p. 245-252. 1994.

HARST, J. J.; GOKELER, A.; HOF, A.L. Leg kinematics and kinetics in landing from a single-leg hop for distance. A comparison between dominant and non-dominant leg. **Clinical Biomechanics**. v. 22, p. 674-680. 2007.

HENRIKSSON, M.; LEDIN, T.; GOOD, L. Postural control after anterior cruciate ligament reconstruction and functional rehabilitation. **The American Journal of Sports Medicine**. v. 29, n. 3, p. 359-366. 2001.

HOFFMAN, M.; SCHRADER, J.; KOCEJA, D. An investigation of postural control in postoperative anterior cruciate ligament reconstruction patients. **Journal of Athletic Training**. v. 34, n. 2, p. 130-136. 1999.

HOPPENFELD, S. **Propedêutica ortopédica: coluna e extremidades**. São Paulo, Rio de Janeiro, Belo Horizonte: Atheneu, 1997.

INGERSOLL, C. D.; GRINDSTAFF, T. L.; PIETROSIMONE, B. G.; HART, J. M. Neuromuscular consequences of anterior cruciate ligament injury. **Clinics in Sports Medicine**. v. 27, p. 383-404. 2008.

JOHANSSON, H.; SJÖLANDER, P.; SOJKA, P. A sensory role for the cruciate ligaments. **Clinical Orthopaedics and Related Research**. v. 268, p. 161-178. 1991.

KENDALL, F. P.; Mc CREARY, E. K.; PROVANCE, P. G. **Músculos, provas e funções**. 5ed. São Paulo: Manole, 1997.

LABOUTE, E.; SAVALLI, L.; PUIG, P.; TROUVE, P.; SABOT, G.; MONNIER, G.; DUBROCA, B. Analysis of return to competition and repeat rupture for 298 anterior cruciate ligament reconstructions with patellar or hamstring tendon autograft in

sportspeople. **Annals of Physical and Rehabilitation Medicine**. v. 53, p. 598–614. 2010.

LAFOND, D.; CORRIVEAU, H.; HÉBERT, R.; PRINCE, F. Intrasection reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 85, p. 896-901. jun. 2004.

LAFOND, D.; DUARTE, M.; PRINCE, F. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. **Journal of Biomechanics**. v. 37, p. 1421-1426. 2004.

LEE, H. M.; CHENG, C. K.; LIAU, J. J. Correlation between proprioception, muscle strength, knee laxity, and dynamic standing balance in patients with chronic anterior cruciate ligament deficiency. **The Knee**. v. 16, p. 387-391. 2009.

LI, G.; SUGGS, J.; GILL, T. The effect of anterior cruciate ligament injury on knee joint function under a simulated muscle load: a three-dimensional computational simulation. **Annals of Biomedical Engineering**. v. 30, p. 713-720. 2002.

LINDSTRÖM, M.; FELLÄNDER-TSAI, L.; WREDMARK, T.; HENRIKSSON, M. Adaptations of gait and muscle activation in chronic ACL deficiency. **Knee Surgery, Sports Traumatology & Arthroscopy**. v. 18, p. 106-114. 2010.

LOTH, E. A.; ROSSI, A. G.; CAPPELLESSO, P. C.; CIENA, A. P. Avaliação da influência do sistema vestibular no equilíbrio de adultos jovens através de posturografia dinâmica foam-laser e plataforma de força. **Ciências Biológicas e da Saúde**. v. 29, n. 1, p. 57-64. 2008.

LYON, R.; LIU, X. C.; HUNG, J.; KERNOZEK, T. W. Dynamic assessment in patients following bone-patellar tendon-bone autograft anterior cruciate ligament reconstruction. **The Open Orthopaedics Journal**. v. 5, p. 160-164. 2011.

MACHOTKA, Z.; SCARBOROUGH, I.; DUNCAN, W.; KUMAR, S.; PERRATON, L. Anterior cruciate ligament repair with LARS (Ligament Advanced Reinforcement System): A systematic review. **Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology**. v. 2, n. 29. 2010.

MACNICOL, M. F. **O joelho com problema**. 2ed. São Paulo: Manole, 2002.

MADHAVAN, S.; SHIELDS, R. K. Neuromuscular responses in individuals with anterior cruciate ligament repair. **Clinical Neurophysiology**. v. 122, n. 5, p. 997-1004. 2011.

MANN, L.; KLEINPAUL, J. F.; MOTA, C. B.; SANTOS, S. G. Equilíbrio corporal e exercícios físicos: uma revisão sistemática. **Motriz**. v. 15, n. 3, p. 713-722. jul./set. 2009.

MARQUES, A. P. **Manual de goniometria**. 2ed. Barueri, São Paulo: Manole, 2003.

MARTIMBIANCO, A. L. C.; POLACHINI, L. O.; CHAMLIAN, T. R.; MASIERO, D. Efeitos da propriocepção no processo de reabilitação das fraturas de quadril. **Acta Ortopédica Brasileira**. v. 16, n. 2, p. 112-116. 2008.

MARTINI, F.; TIMMONS, M. J.; TALLITSCH, R. B. **Anatomia Humana**. 6ed. Porto Alegre: Artmed. 2009.

MATTACOLA, C. G.; JACOBS, C. A.; RUND, M. A.; JOHNSON, D. L. Functional assessment using the step-pu-and-over test and forward lunge following ACL reconstruction. **Orthopedics**. v. 27, n. 6, p. 602-609. 2004.

MATTOS, H. M. **Análise do equilíbrio corporal estático após o uso de palmilhas proprioceptivas**. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) – Universidade do Vale do Paraíba, Paraíba. 2006.

MILEUSNIC, M. P.; BROWN, I. E.; LAN, N.; LOEB, G. E. Mathematical models of proprioceptors. I. Control and transduction in the muscle spindle. **Journal of Neurophysiology**. v. 96, p. 1772-1788. 2006.

MILEUSNIC, MP; LOEB, GE. Mathematical models of proprioceptors. II. Structure and function of the Golgi Tendon Organ. **Journal of Neurophysiology**. v. 96, p. 1789-1802. 2006.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. C. As informações sensoriais para o controle postural. **Fisioterapia em Movimento**. v. 19, n. 2, p. 11-18. abr./jun. 2006.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. C. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre o centro de massa e o centro de pressão. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**. v. 3, n. 3, p. 77-83. 2003.

MOUSSA, A. Z. B.; ZOUITA, S.; DZIRI, C.; SALAH, F. Z. B. Single-leg assessment of postural stability and knee functional two years after anterior cruciate ligament reconstruction. **Annals of Physical and Rehabilitation Medicine**. v. 52, p. 475-484. 2009.

MUAIDI, Q. I.; NICHOLSON, L. L.; REFSHAUGE, K. M.; ADAMS, R. D.; ROE, J. P. Effect of anterior cruciate ligament injury and reconstruction on proprioceptive acuity of knee rotation in the transverse plane. **The American Journal of Sports Medicine**. v. 37, n. 8, p. 1618-1626. 2009.

NEUMANN, D. A. **Cinesiologia do aparelho musculoesquelético**: fundamentos para a reabilitação física. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006.

OCHI, M.; IWASA, J.; UCHIO, Y.; ADACHI, N.; SUMEN, Y. The regeneration of sensory neurones in the reconstruction of the anterior cruciate ligament. **The Journal of Bone and Joint Surgery**. v. 81-B, p. 902-906. 1999.

OLIVEIRA, T. P.; SANTOS, A. M. C.; ANDRADE, M. C.; ÁVILA, A. O. V. Avaliação do controle postural de crianças praticantes e não praticantes de atividade física. **Brazilian Journal of Biomechanics**. ano 9, n. 16, p. 41-46, 2008.

OWEN, J. L.; CAMPBELL, S.; FALKNER, S. J.; BIALKOWSKI, C.; WARD, A. T. Evidence in practice: Is there evidence that proprioception or balance training can prevent anterior cruciate ligament (ACL) injuries in athletes without previous ACL injury? **Physical Therapy**. v. 86, n. 10, p. 1436-1440. 2006.

PALACIO, E. P.; CANDELORO, B. M.; LOPES, A. A. Lesões nos Jogadores de Futebol Profissional do Marília Atlético clube: estudo de coorte Histórico do campeonato Brasileiro de 2003 a 2005. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. v. 15, n. 1, p. 31-35. 2009.

PARK, H. B.; KOH, M.; CHO, S. H.; HUTCHINSON, B.; LEE, B. Mapping the rat somatosensory pathway from the anterior cruciate ligament nerve endings to the cerebrum. **Journal of Orthopaedic Research**. v. 23, p. 1419-1424. 2005.

PARK, S. J.; JUNG, Y. B.; JUNG, H. J.; JUNG, H. J.; SHIN, H. K.; KIM, E.; SONG, K. S.; KIM, G. S.; CHEON, H. Y.; KIM, S. Outcome of arthroscopic single-bundle versus double-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament: a preliminary 2-year prospective study. Arthroscopy: **The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**. v. 26, n. 5, p. 630-636. 2010a.

PARK, W. H.; KIM, D. K.; YOO, J. C.; LEE, Y. S.; HWANG, J. H.; CHANG, M. J.; PARK, Y. S. Correlation between dynamic postural stability and muscle strength, anterior instability, and knee scale in anterior cruciate ligament deficient knees. **Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery**. v. 130, p. 1013-1018. 2010b.

PATERNO, M. V.; SCHMITT, L. C.; FORD, K. R.; RAUH, M. J.; MYER, G. D.; HUANG, B.; HEWETT, T. E. Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate Ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. **The American Journal of Sports Medicine**. v. 38, n. 10, p. 1968-1978. 2010.

PECCIN, M. S.; CICONELLI, R.; COHEN, M. Questionário específico para sintomas do joelho “Lysholm knee scoring scale” – tradução e validação para a língua portuguesa. **Acta Ortopédica Brasileira**. v. 14, n. 5, p. 268-272. 2006.

PURVES, D.; AUGUSTINE, G. J.; FITZPATRICK, D.; HALL, W. C.; LAMANTIA, A. S.; MCNAMARA, J. O.; WHITE, L. E. **Neurociências**. 4ed. Porto Alegre: Artmed, 2010.

REBEL, M.; PAESSLER, H. H. The effect of knee brace on coordination and neuronal leg muscle control: an early postoperative functional study in anterior cruciate ligament reconstructed patients. **Knee Surgery, Sports Traumatology & Arthroscopy**. v. 9, p. 272-281. 2001.

RUDOLPH, K. S.; AXE, M. J.; SNYDER-MACKLER, L. Dynamic stability after ACL injury: who can hop? **Knee Surgery, Sports Traumatology & Arthroscopy**. v. 8, p. 262-269. 2000.

SAMPAIO, T. C. F. V. S.; SOUZA, J. M. G. Reeducação proprioceptiva nas lesões do ligamento cruzado anterior do joelho. **Revista Brasileira de Ortopedia**. v. 29, n. 5, p. 303-309. mai. 1994.

SHAFFER, SW; HARRISON, AL. Aging of the somatosensory system: a translational perspective. **Physical Therapy**. v. 87, n. 2, p. 193-207. 2007.

SHIDAHARA, H.; DEIE, M.; NIIMOTO, T.; SHIMADA, N.; TORIYAMA, M.; ADACHI, N.; HIRATA, K.; URABE, Y.; OCHI, M. Prospective study of kinesthesia after ACL reconstruction. **International Journal of Sports Medicine**. v. 32, p. 386-392. 2011.

SHIMOKOCHI, Y.; LEE, S. Y.; SHULTZ, S. J.; SCHMITZ, R. J. The relationships among sagittal-plane lower extremity moments: implications for landing strategy in

anterior cruciate ligament injury prevention. **Journal of Athletic Training**. v. 44, n. 1, p. 33-38. 2009.

SMITH, J. L.; CRAWFORD, M.; PROSKE, U.; TAYLOR, J. L.; GANDEVIA, S. C. Signals of motor command bias joint position sense in the presence of feedback from proprioceptors. **Journal of Applied Physiology**. v.106, p. 950-958. 2009.

SOUSA, C. O.; FERREIRA, J. J. A.; MEDEIROS, A. C. L. V.; CARVALHO, A. H.; PEREIRA, R. C.; GUEDES, D. T.; ALENCAR, J. F. Atividade eletromiográfica no agachamento nas posições de 40°, 60° e 90° de flexão do joelho. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. v. 13, n. 5, p. 310-316. 2007.

SOUZA, G. S.; GONÇALVES, D. F.; PASTRE, C. M. Propriocepção cervical equilíbrio: uma revisão. **Fisioterapia em Movimento**. v.19, n.4, p.33-40, out./dez. 2006.

SPILLANE, J. **Exame neurológico na prática clínica de Bickerstaff**. 6ed. Porto Alegre: Artmed, 1998.

STEWIEN, E. T. M.; CAMARGO, O. P. A. Ocorrência de entorse e lesões do joelho em jogadores de futebol da cidade de Manaus, Amazonas. **Acta Ortopédica Brasileira**. v. 13, n. 3, p. 141-146. 2005.

SWÄRD, P.; KOSTOGIANNIS, I.; ROOS, H. Risk factors for a contralateral anterior cruciate ligament injury. **Knee Surgery, Sports Traumatology & Arthroscopy**. v. 18, p. 277-291. 2010.

TERRERI, A. S. A. P.; AMBRÓSIO, M. A.; PEDRINELLI, A.; ALBUQUERQUE, R. F. M.; ANDRUSAITIS, F.; GREVE, L. M. D.; CARAZZATO, J. G.; AMATUZZI, M. M. Isokinetic assessment of the flexor-extensor balance of the knee in athletes with total rupture of the anterior cruciate ligament. **Revista do Hospital de Clínicas**. v. 54, n. 2. 1999.

TOOKUNI, K. S.; BOLLIGER NETO, R.; PEREIRA, C. A. M.; SOUZA, D. R.; GREVE, J. M. D.; AYALA, A. D. Análise comparativa do controle postural de indivíduos com e sem lesão do ligamento cruzado anterior do joelho. **Acta Ortopédica Brasileira**. v. 13, n. 3, p. 115-119. 2005.

TSAROUHAS, A.; IOSIFIDIS, M.; KOTZAMITELLOS, D.; SPYROPOULOS, G.; TSATALAS, T.; GIAKAS, G. Three-dimensional kinematic and kinetic analysis of knee rotational stability after single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**. v. 26, n. 7, p. 885-893. 2010.

VALERIANI, M.; RESTUCCIA, D.; DI LAZZARO, V.; FRANCESCHI, F.; FABBRICIANI, C.; TONALI, P. Central nervous system modifications in patients with lesion of the anterior cruciate ligament of the knee. **Brain**. v. 119, p. 1751-1762. 1996.

VEIGA, P. H. A.; ALBUQUERQUE, R. F. M.; TEODORO, W. P. R.; MARTINS, J. V. G.; ALVES, R. L. B. R. Correlação entre a análise histológica e avaliação funcional do joelho de pacientes submetidos à reconstrução do ligamento cruzado anterior. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. v. 11, n. 4, p. 253-260. 2007.

VITAL, R.; SILVA, H. G. P. V.; SOUSA, R. P. A.; NASCIMENTO, R. B.; ROCHA, E. A.; MIRANDA, H. F.; KNACKFUSS, M. I.; FERNANDES FILHO, J. Lesões traumato-ortopédicas nos atletas paraolímpicos. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. v. 13, n. 3, p. 165-168. 2007.

XIE, L.; CHEN, B.; WANG, X.; LIU, H.; ZHU, C.; WANG, Z. Comparison study on recovery of proprioception between autograft and allograft for anterior cruciate ligament reconstruction. **Chinese Journal of reparative and reconstructive surgery**. v. 25, n. 8, p. 907-11. 2011.

YEOW, C. H., LEE, P. V. S., GOH, J. C. H. An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. **Human Movement Science**. v. 30, p. 624-635. 2011.

ZELLE, B. A.; HERZKA, A. S.; HARNER, C. D.; IRRGANG, J. J. Evaluation of clinical outcomes in anterior cruciate ligament surgery. **Operative Techniques in Orthopaedics**. v. 15, n. 1, p. 76-84, 2005.

ZHANG, S. N.; BATES, B. T.; DUFEK, J. S. Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 32, p. 812-819. 2000.

ZHOU, M.; GU, L.; CHEN, Y.; YU, C.; AO, Y.; HUANG, H.; YANG, Y. Factors affecting proprioceptive recovery after anterior cruciate ligament reconstruction. **Chinese Medical Journal**. v. 121, n. 22, p. 2224-2228. 2008.

## APÊNDICE A

### Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)

*Você está sendo convidado (a) a participar do projeto de pesquisa sobre “Comparação do equilíbrio estático, equilíbrio dinâmico e funcionalidade de indivíduos com reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior (LCA) do joelho”.*

Antes de assinar o consentimento para a sua participação, por favor, leia (ou escute) com atenção as informações abaixo. Aproveite a oportunidade para esclarecer todas as dúvidas com o pesquisador que lhe apresentou o estudo. Fica ainda a garantia de que você pode se recusar a participar em qualquer momento da pesquisa, sem que isto acarrete qualquer penalidade e não cause prejuízo para a sua vida pessoal e para seu tratamento na instituição.

Se você aceitar participar deste estudo, responderá um questionário de dor e perguntas sobre sua cirurgia de reconstrução do LCA. Após, alguns testes de sensibilidade e propriocepção serão realizados nas suas pernas. Você ficará em postura em pé, com apoio bipodal e unipodal, em cima de uma plataforma de força, durante 30 segundos em cada posição. Após caminhará em uma área demarcada, de mais ou menos 5 metros de extensão, repetindo 10 vezes. Logo em seguida, subirá e descerá um degrau que ficará sobre a plataforma de força, iniciando três vezes com uma perna e depois com a outra. Você deverá realizar também um agachamento a fundo de maneira confortável uma vez com cada perna, onde serão tiradas duas fotos nesta posição. Para finalizar, deverá permanecer por mais alguns instantes na postura em pé para que uma imagem termográfica seja realizada do seu joelho. Caso você sinta qualquer desconforto, favor informar ao pesquisador.

Essas informações serão utilizadas para o nosso estudo. Com a participação na pesquisa você não terá nenhum gasto, não havendo nenhuma forma de reembolso de dinheiro. Os procedimentos são simples e é garantido, também, o sigilo dos dados do voluntário sem que de modo algum, possam provocar constrangimentos ou prejuízos. Ainda assim, poderá retirar seu consentimento a qualquer momento, sem nenhum prejuízo tendo direito de receber todas as informações que desejar.

Qualquer dúvida você poderá contatar o Comitê de Ética da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS) que aprovou esse estudo, pelo telefone (51) 33084085, e-mail: [proreitoria@propesq.ufrgs.br](mailto:proreitoria@propesq.ufrgs.br), ou você ainda pode conversar com um dos pesquisadores:

Pesquisador Milton Antônio Zaro, fone: (51) 99796020, e-mail: [zaro@ibtec.org.br](mailto:zaro@ibtec.org.br)

Pesquisador Leonardo Tartaruga, fone: (51) 84063793, e-mail: [leonardo.tartaruga@ufrgs.br](mailto:leonardo.tartaruga@ufrgs.br)

Pesquisadora Tássia Silveira Furlanetto, fone: (51) 3037-6521, e-mail: [tassiasf@gmail.com](mailto:tassiasf@gmail.com)

Eu, \_\_\_\_\_, declaro estar ciente dos objetivos, da metodologia, dos riscos e benefícios desta pesquisa, e que posso retirar-me quando desejar da mesma.

Porto Alegre, \_\_\_\_\_ de 20\_\_\_\_.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do entrevistado  
Nome:

\_\_\_\_\_  
Assinatura da pesquisadora  
Nome:

## APÊNDICE B

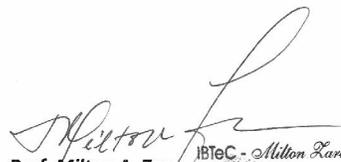
### Autorização para a realização da pesquisa nas dependências do IBTeC



#### AUTORIZAÇÃO

Eu, Prof. Milton Antonio Zaro, Dr., Coordenador do Laboratório de pesquisa em Biomecânica do IBTEC – Instituto do Couro, Calçado e Artefatos, dentro do convênio IBTeC/UFRGS, autorizo a aluna de mestrado do Pós-Graduação em Neurociências, Tássia Silveira Furlanetto, a utilizar os equipamentos e instalações do Laboratório de Pesquisa em Biomecânica para suas pesquisas de mestrado, nos horários que não se sobrepuserem às atividades usuais do referido laboratório.

P. Alegre, janeiro de 2011.

  
Prof. Milton A. Zaro IBTeC - Milton Zaro, Dr.  
(51) 99799020 - Lab. Biomecânica  
zaro@ibtec.org.br

Coordenador do Lab. de Pesquisa em Biomecânica

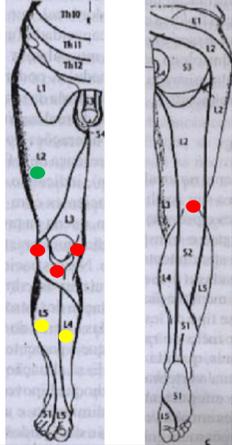
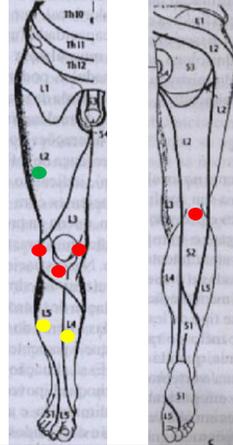
IBTeC - RS

## APÊNDICE C

### Questionário e Anamnese para Indivíduos Grupo Controle

Nome:  
 Data de Nascimento: \_\_\_\_\_ Idade: \_\_\_\_\_ Sexo: \_\_\_\_\_  
 Perna dominante: ( ) direita ( ) esquerda  
 Telefone para contato: \_\_\_\_\_  
 Data das coletas de dados: \_\_\_\_\_  
 Massa: \_\_\_\_\_ Estatura: \_\_\_\_\_  
 Pratica atividade física regularmente: ( ) sim ( ) não  
 Se sim: 1) qual a atividade?  
           2) com que freqüência semanal?  
 Se não: 1) quanto tempo não pratica?  
 Já sofreu alguma lesão nos MI's?  
 Qual?  
 Onde?  
 Há quanto tempo?

#### Sensibilidade do Joelho

Teste	Perna direita	Perna esquerda
Sensibilidade tátil Sente (s) ou não sente (n)		
Sensibilidade vibratória	<input type="checkbox"/> sente <input type="checkbox"/> não sente	<input type="checkbox"/> sente <input type="checkbox"/> não sente
Reflexo patelar	<input type="checkbox"/> hipereflexia <input type="checkbox"/> hiporeflexia <input type="checkbox"/> reflexo abolido <input type="checkbox"/> normal <input type="checkbox"/> normal com reforço	<input type="checkbox"/> hipereflexia <input type="checkbox"/> hiporeflexia <input type="checkbox"/> reflexo abolido <input type="checkbox"/> normal <input type="checkbox"/> normal com reforço

## APÊNDICE D

### Questionário e Anamnese para Indivíduos Grupo Experimental

Nome:  
 Data de Nascimento: \_\_\_\_\_ Idade: \_\_\_\_\_ Sexo: \_\_\_\_\_  
 Perna dominante: ( ) direita ( ) esquerda  
 Telefone para contato: \_\_\_\_\_  
 Data das coletas de dados: \_\_\_\_\_  
 Massa: \_\_\_\_\_ Estatura: \_\_\_\_\_  
 Pratica atividade física regularmente: ( ) pré-lesão ( ) pós-lesão ( ) não  
 Se sim: 1) qual a atividade?  
           2) com que freqüência semanal?  
 Se não: 1) quanto tempo não pratica?  
 Já sofreu alguma outra lesão nos MI's?  
 Qual? \_\_\_\_\_ Onde? \_\_\_\_\_  
 Há quanto tempo? \_\_\_\_\_

#### Cirurgia LCA

LCA reconstruído: ( ) Direito ( ) Esquerdo  
 Lesão ( ) por contato ( ) sem contato  
 Data da cirurgia: \_\_\_\_\_  
 Tipo de cirurgia: ( ) Artroscopia ( ) Aberta ( ) *Mini-open*  
 Tipo de enxerto: \_\_\_\_\_  
 Procedimento de reabilitação (Fisioterapia). Quantas sessões? \_\_\_\_\_

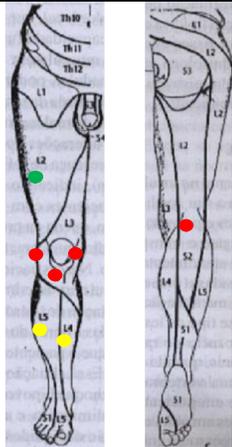
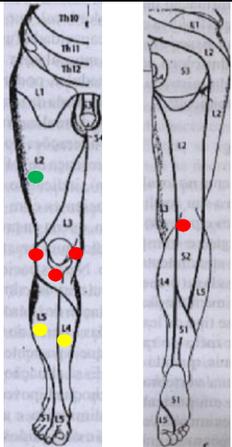
#### Questionário de dor (EVA)

Grau da dor (antes da coleta de dados): \_\_\_\_\_  
 Grau da dor (após a coleta de dados): \_\_\_\_\_

#### Questionário Lysholm (Escala)

Pontuação: \_\_\_\_\_

#### Sensibilidade do Joelho

Teste	Perna direita	Perna esquerda
Sensibilidade tátil Sente (s) ou não sente (n)		
Sensibilidade vibratória	<input type="checkbox"/> sente <input type="checkbox"/> não sente	<input type="checkbox"/> sente <input type="checkbox"/> não sente
Reflexo patelar	<input type="checkbox"/> hipereflexia <input type="checkbox"/> hiporeflexia <input type="checkbox"/> reflexo abolido <input type="checkbox"/> normal <input type="checkbox"/> normal com reforço	<input type="checkbox"/> hipereflexia <input type="checkbox"/> hiporeflexia <input type="checkbox"/> reflexo abolido <input type="checkbox"/> normal <input type="checkbox"/> normal com reforço

## ANEXO A

### Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS

	<b>UFRGS</b> UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL	<b>PRÓ-REITORIA DE PESQUISA</b> Comitê De Ética Em Pesquisa Da Ufrgs	
---	--	---	---

**CARTA DE APROVAÇÃO**

**Comitê De Ética Em Pesquisa Da Ufrgs analisou o projeto:**

**Número:** 19806  
**Título:** COMPARAÇÃO DO EQUILÍBRIO ESTÁTICO, EQUILÍBRIO DINÂMICO E FUNCIONALIDADE DE INDIVÍDUOS COM RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR (LCA) DO JOELHO

**Pesquisadores:**

**Equipe UFRGS:**

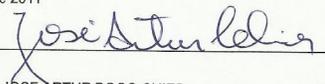
MILTON ANTONIO ZARO - coordenador desde 01/12/2010  
LEONARDO ALEXANDRE PEYRE TARTARUGA - pesquisador desde 01/12/2010  
Tassia Silveira Furlanetto - pesquisador desde 01/12/2010

**Equipe Externa:**

Alexandre Severo do Pinho - pesquisador desde 01/12/2010

**Comitê De Ética Em Pesquisa Da Ufrgs aprovou o mesmo, em reunião realizada em 10/03/2011 - Sala de reuniões do Gabinete do reitor - 6º andar do pr. da Reitoria, por estar adequado ética e metodologicamente e de acordo com a Resolução 196/96 e complementares do Conselho Nacional de Saúde.**

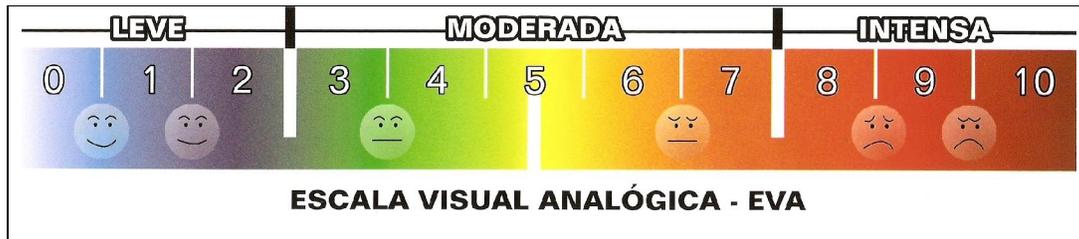
Porto Alegre, Quinta-Feira, 10 de Março de 2011

  
\_\_\_\_\_  
JOSE ARTUR BOGO CHIES  
Coordenador da comissão de ética

## ANEXO B

### Escala Visual Analógica – EVA

(GUIMARÃES, 1998; HALL; McINTOSH; BOYLE, 2009)



A Escala Visual Analógica – EVA consiste em auxiliar na aferição da intensidade da dor no paciente, é um instrumento importante para verificarmos a evolução do paciente durante o tratamento e mesmo a cada atendimento, de maneira mais fidedigna. Também é útil para podermos analisar se o tratamento está sendo efetivo, quais procedimentos têm surtido melhores resultados, assim como se há alguma deficiência no tratamento, de acordo com o grau de melhora ou piora da dor.

A EVA pode ser utilizada no início e no final de cada atendimento, registrando o resultado sempre na evolução. Para utilizar a EVA o atendente deve questionar o paciente quanto ao seu grau de dor sendo que **0** significa **ausência total de dor** e **10** o nível de **dor máxima** suportável pelo paciente.

Dicas sobre como interrogar o paciente:

- Você tem dor?
- Como você classifica sua dor? (deixe ele falar livremente, faça observações na pasta sobre o que ele falar)

**Questione-o:**

- a) Se não tiver dor, a classificação é **zero**.
- b) Se a dor for moderada, seu nível de referência é **cinco**.
- c) Se for intensa, seu nível de referência é **dez**.

**OBS.:** Procure estabelecer variações de melhora e piora na escala acima tomando cuidado para não sugestionar o paciente.

## ANEXO C

### Inventário de Waterloo (CARPES, 2009)

Obrigado por participar em nosso estudo. Por favor, responda cada questão do inventário de *Waterloo*, a seguir da melhor forma para você. Se você SEMPRE usa um pé para atividade descrita circule DS ou ES (para direito sempre, ou, esquerdo sempre). Se você freqüentemente (mas não sempre) usa o pé direito ou esquerdo, circule DF ou EF, respectivamente de acordo com sua resposta. Se você usa ambos os pés com a mesma freqüência para a atividade física descrita, assinale AMB.

Por favor, não simplesmente circule uma resposta, mas imagine a realização da atividade então marque a resposta. Se precisar, pare e realize o movimento.

1. Qual pé você usa para chutar uma bola que está parada na sua frente e alinhada com um alvo também a sua frente?	DS	DF	AMB	ES	EF
2. Se você tiver que ficar em um pé só, em qual pé ficaria?					
3. Com qual pé você costuma mexer na areia da praia (desenhar ou aplanar a areia)?					
4. Se você tem que subir em uma cadeira, qual pé você coloca primeiro em cima dela?					
5. Com qual pé você tenta matar um inseto rápido no chão, como uma barata ou um grilo?					
6. Se você tiver que ficar em pé sobre um trilho do trem, em um pé só, qual pé seria?					
7. Se você tiver que pegar uma bola de gude com os pés, qual pé escolheria?					
8. Se você tiver que saltar em um pé só, qual pé seria?					
9. Com qual pé você ajudaria enterrar uma pá no solo?					
10. Quando estamos em pé parados, geralmente largamos nosso peso mais sobre uma das pernas. No seu caso em qual das pernas você apóia mais o peso?					
11. Alguma vez houve alguma razão (uma lesão, por exemplo) que fez você mudar sua preferência para alguma das atividades descritas acima?	( ) Sim ( ) Não				
12. Alguma vez você treinou uma das pernas em especial para algumas dessas descritas acima?	( ) Sim ( ) Não				
Se você respondeu sim para as questões 11 e 12, por favor explique.					

## ANEXO D

### Escala *Lysholm* (PECCIN; CICONELLI; COHEN, 2006)

<p><b>Mancar (5 pontos)</b> Nunca = 5 Leve ou periodicamente = 3 Intenso e constantemente = 0</p> <p><b>Apoio (5 pontos)</b> Nenhum = 5 Bengala ou muleta = 2 Impossível = 0</p> <p><b>Travamento (15 pontos)</b> Nenhum travamento ou sensação de travamento = 15 Tem sensação, mas sem travamento = 10 Travamento ocasional = 6 Frequente = 2 Articulação (junta) travada no exame = 0</p> <p><b>Instabilidade (25 pontos)</b> Nunca falseia = 25 Raramente, durante atividades atléticas ou outros exercícios pesados = 20 Frequentemente durante atividades atléticas ou outros exercícios pesados (ou incapaz de participação) = 15 Ocasionalmente em atividades diárias = 10 Frequentemente em atividades diárias = 5 Em cada passo = 0</p>	<p><b>Dor (25 pontos)</b> Nenhuma = 25 Inconstante ou leve durante exercícios pesados = 20 Marcada durante exercícios pesados = 15 Marcada durante ou após caminhar mais de 2 Km = 10 Marcada durante ou após caminhar menos de 2 Km = 5 Constante = 0</p> <p><b>Inchaço (10 pontos)</b> Nenhum = 10 Com exercícios pesados = 6 Com exercícios comuns = 2 Constante = 0</p> <p><b>Subindo escadas (10 pontos)</b> Nenhum problema = 10 Levemente prejudicado = 6 Um degrau cada vez = 2 Impossível = 0</p> <p><b>Agachamento (5 pontos)</b> Nenhum problema = 5 Levemente prejudicado = 4 Não além de 90 graus = 2 Impossível = 0</p> <p><b>Pontuação total:</b> _____</p>
<p><b>Quadro de pontuação:</b> Excelente: 95 – 100; Bom: 84 – 94; Regular: 65 – 83; Ruim: &lt; 64</p>	