

**BRUNO SERAFIM DA LUZ**

**Análise da simetria em tarefas motoras em  
sujeitos submetidos à reconstrução do  
ligamento cruzado anterior**

Dissertação apresentada ao Instituto de  
Psicologia da Universidade de São Paulo  
para obtenção do título de Mestre em  
Psicologia.

Área de Concentração: Neurociência e  
Comportamento  
Orientador: Prof. Dr. Marcos Duarte

São Paulo  
2009

## FOLHA DE APROVAÇÃO

Bruno Serafim da Luz

Análise da simetria em tarefas motoras em sujeitos submetidos à reconstrução do ligamento cruzado anterior

Dissertação apresentada ao Instituto de Psicologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Psicologia.

Área de Concentração: Neurociência e Comportamento  
Orientador: Prof. Dr. Marcos Duarte

Aprovado em:

### Banca Examinadora

Prof. Dr. \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

## **AGRADECIMENTOS**

Primeiramente gostaria de agradecer a Deus e a todas as entidades de luz, que me iluminam e me dão toda a força necessária para enfrentar as dificuldades do dia-a-dia e que contribuem para a minha evolução espiritual.

Aos meus pais, Charles e Elenita, que me apóiam indistintamente em cada passo da minha vida e que contribuem em todos os aspectos para a minha formação pessoal e profissional; amo vocês.

À minha querida irmã Cristina, que mesmo morando longe há uns anos, permanece tão presente na minha vida; amo você.

À minha “pequena gigante” Mariana, que me conhece há tão pouco tempo e já faz parte da minha vida de forma tão intensa; amo você.

Ao Professor Marcos Duarte, por todos os ensinamentos, dedicação e paciência demonstrados nesses anos de convivência no LOB.

À Professora Ana Barela que, confiando no meu potencial, levou-me até o LOB, abrindo as portas para a realização deste trabalho.

A todos os colegas do LOB que, cada um da sua maneira, contribuíram muito para a realização deste estudo, em especial à “Bel”, Raquel, Reginaldo e Claudiane, que tiveram uma participação efetiva neste trabalho.

A todos os colegas do Instituto Vita que proporcionaram as condições ideais para a efetivação deste estudo, em especial aos ortopedistas Dr Wagner Castropil, Dr Caio D'Elia e Dr Alexandre Carneiro Bitar que permitiram que seus pacientes fossem avaliados.

A todos os colegas do Instituto Cohen, em especial à Professora Maria Stella Peccin, ao Professor Dr Giusti e ao Fisioterapeuta Maurício Garcia, que participaram efetivamente da minha formação profissional.

Aos meus amigos do peito, “Dudu”, Diego, Érik, Arivan, Mauro, Rodrigo e Renata, que nos melhores e nos piores momentos da minha vida, estiveram sempre me apoiando.

## RESUMO

LUZ, Bruno Serafim. **Análise da simetria em tarefas motoras em sujeitos submetidos à reconstrução do ligamento cruzado anterior.** 2009. 89 f. Dissertação de Mestrado – Instituto de Psicologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2009.

O ser humano desenvolve uma série de atividades motoras bilaterais que, aparentemente, deveriam ser simétricas, tais como o salto, o agachamento e o caminhar. Porém, quando um dos membros inferiores sofre um acometimento estrutural, estas tarefas passam a ser realizadas de forma assimétrica. Quando uma assimetria está presente mesmo após um período de reabilitação, devida atenção deve ser tomada, pois, provavelmente, o membro acometido ainda apresenta algum déficit e o membro contralateral está sendo sobrecarregado. Um exemplo disso é a lesão do Ligamento Cruzado Anterior (LCA) que, mesmo após o período total de reabilitação, os sujeitos podem apresentar déficits no membro operado. Apesar da grande quantidade de trabalhos relacionados à lesão e à reconstrução do LCA, poucos analisam a simetria do movimento entre os membros inferiores durante a realização de tarefas bipedais. Sendo assim, o objetivo do presente estudo foi analisar a simetria entre os membros inferiores desses sujeitos, durante a realização das seguintes tarefas: agachamento bipedal com e sem carga e salto bipedal com contramovimento. A amostra foi composta por 34 indivíduos, divididos em dois grupos: 17 sujeitos do grupo LCA (todos submetidos à reconstrução do LCA, tendo como enxerto os tendões flexores e com mais de um ano de cirurgia) e 17 indivíduos do grupo controle (sem qualquer afecção nos membros inferiores). Para coleta dos dados foi utilizado um sistema de análise cinemática 3D, composto por seis câmeras de emissão de sinais infra-vermelhos, além de um sistema de análise cinética, composto por duas plataformas de força. Pôde-se observar que, durante o

agachamento sem carga, não foram detectadas assimetrias. Já no agachamento com carga, observou-se que os sujeitos do grupo LCA são mais assimétricos nas variáveis: potência articular do joelho e razão entre os momentos de quadril e joelho. Na realização do salto, além dessas assimetrias, o grupo LCA apresentou déficits nos seu membro operado, em relação ao membro contralateral, nas seguintes variáveis: potência mecânica, potência articular do joelho e razão entre os momentos de quadril e joelho. Os resultados do presente estudo mostram que os sujeitos submetidos à reconstrução do LCA, mesmo após um ano de pós-operatório, e mesmo após o retorno à prática esportiva, ainda apresentam assimetrias entre seus membros inferiores. Sugere-se a revisão dos protocolos de reabilitação, tendo em vista que a presença dessas assimetrias pode predispor esses sujeitos à lesão do membro contralateral, assim como de casos de recidiva. Os protocolos atuais enfatizam a realização de exercícios bipedais em cadeia fechada os quais possibilitam alguns padrões de compensação, enquanto que exercícios unipedais em cadeia aberta isolam mais o grupo muscular a ser exercitado.

*Palavras - chave: Ligamento cruzado anterior, controle motor, assimetria.*

|

## ABSTRACT

LUZ, Bruno Serafim. **Symmetry analysis of motor tasks after anterior cruciate ligament reconstruction.** 2009. 89 f. Dissertação de Mestrado – Instituto de Psicologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2009.

Human beings develop various bilateral motor activities that should supposedly be symmetrical, for example; jumping, squatting and walking. However, when one of the lower limb suffers from a structural injury, these tasks are then performed asymmetrically. When asymmetry is present, even after a rehabilitation period special attention must be paid to it, because the injured limb may still present some deficits and the contralateral limb may be overloaded. An example of this is the Anterior Cruciate Ligament (ACL) injury. The patient can present deficits in the operated limb even after the rehabilitation period has been completed. In spite of the vast amount of studies related to ACL injuries and reconstruction, only few of them analyze the symmetry of the movement between the lower limbs during the execution of bipedal tasks. Therefore, the objective of this study was to analyze the symmetry between the lower limbs of these patients, during the accomplishment of the following tasks: bipedal squat with and without load and bipedal jump with countermovement. The analysis was based on 34 people, divided in two groups: 17 patients in ACL group (all admitted for ACL reconstruction, having the flexor tendons as graft and more than a year after the surgery) and 17 people in the control group (without any lesion in the lower limbs). For data collection, a 3D-kinematics analysis system was used, composed of six cameras with an infrared signal emission, also in addition to a kinetic analysis system composed of two force plates. It was possible to observe that asymmetries were not detected during the squat without a load. However, in the squat with a load, it was observed that the ACL group were more asymmetrical in the

following variables: knee power and ratio between hip and knee moments. During jumping, beyond these asymmetries, deficits were observed in the operated limbs of the ACL group, in relation to the contralateral limb, in the following variables: mechanical power, knee power and ratio between hip and knee moments. The results of this study show that the patients admitted for ACL reconstruction, even after one year of postoperative treatment and returning to practical sports, still present lower limb asymmetries. It is suggested to review the rehabilitation protocols considering that the presence of these asymmetries can predispose these people to contralateral limb injuries, as well as cases of reinjury. The current protocols emphasize the accomplishment of closed chain bipedal exercises which make some compensations possible, whereas unipedal open chain exercises isolate the muscular group to be exercised.

*Key words: Anterior cruciate ligament, motor control, asymmetry.*



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Ligamento Cruzado Anterior do joelho (Fonte: (Mmg, 2001) .....	19
Figura 2. Força vertical para cima e para baixo, aplicada a um pé durante o salto (figura extraída de (Nicol, 2001) .....	40
Figura 3. Momentos articulares de flexão/extensão do tornozelo, joelho e quadril durante o salto vertical (figura extraída de (Nicol, 2001).....	42
Figura 4. Posicionamento dos <i>clusters</i> e das marcas anatômicas. ....	48
Figura 5. Média do deslocamento angular do quadril no plano sagital durante o agachamento (grupo controle).....	55
Figura 6. Média do deslocamento angular do quadril no plano sagital durante o agachamento (grupo LCA).....	55
Figura 7. Média do deslocamento angular do joelho no plano sagital durante o agachamento (grupo controle).....	55
Figura 8. Média do deslocamento angular do joelho no plano sagital durante o agachamento (grupo LCA).....	56
Figura 9. Média do deslocamento angular do tornozelo no plano sagital durante o agachamento (grupo controle).....	56
Figura 10. Média do deslocamento angular do tornozelo no plano sagital durante o agachamento (grupo LCA).....	56
Figura 11. Média do deslocamento angular do quadril no plano sagital durante o agachamento com carga (grupo controle).....	59
Figura 12. Média do deslocamento angular do quadril no plano sagital durante o agachamento com carga (grupo LCA).....	59
Figura 13. Média do deslocamento angular do joelho no plano sagital durante o agachamento com carga (grupo controle).....	59

Figura 14. Média do deslocamento angular do joelho no plano sagital durante o agachamento com carga (grupo LCA) .....	60
Figura 15. Média do deslocamento angular do tornozelo no plano sagital durante o agachamento com carga (grupo controle).....	60
Figura 16. Média do deslocamento angular do tornozelo no plano sagital durante o agachamento com carga (grupo LCA) .....	60
Figura 17. Média do deslocamento angular do quadril no plano sagital durante o salto (grupo controle) .....	63
Figura 18. Média do deslocamento angular do quadril no plano sagital durante o salto (grupo LCA) .....	63
Figura 19. Média do deslocamento angular do joelho no plano sagital durante o salto (grupo controle) .....	64
Figura 20. Média do deslocamento angular do joelho no plano sagital durante o salto (grupo LCA) .....	64
Figura 21. Média do deslocamento angular do tornozelo no plano sagital durante o salto (grupo controle) .....	64
Figura 22. Média do deslocamento angular do tornozelo no plano sagital durante o salto (grupo LCA) .....	65

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Características da amostra .....	44
Tabela 2 – Lysholm e IKDC subjetivo (média ± DP) .....	54
Tabela 3 – Pico dos momentos articulares internos de extensão durante o agachamento .....	57
Tabela 4 – Pico das Potências articulares durante o agachamento .....	58
Tabela 5 – Pico dos momentos articulares internos de extensão durante o agachamento com carga .....	61
Tabela 6 – Pico das potências articulares durante o agachamento com carga .....	62
Tabela 7 – Altura do salto, Potência Mecânica e Trabalho Excêntrico/Concêntrico durante o salto .....	66
Tabela 8 – Pico dos momentos articulares internos de extensão durante o salto .....	67
Tabela 9 – Pico das potências articulares durante o salto .....	68

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>14</b>
<b>2. OBJETIVOS .....</b>	<b>17</b>
<b>3. REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>18</b>
3.1 O Ligamento Cruzado Anterior (LCA) .....	18
3.1.1 ANATOMIA .....	18
3.1.2 FUNÇÃO .....	19
3.1.3 MECANISMO DE LESÃO .....	20
3.1.4 TRATAMENTO CIRÚRGICO.....	20
3.1.5 REABILITAÇÃO PÓS-OPERATÓRIA .....	21
3.1.6 AVALIAÇÃO DE TAREFAS DINÂMICAS PÓS-RECONSTRUÇÃO DO LCA .....	25
3.2 Agachamento.....	28
3.2.1 FORÇAS ATUANTES .....	30
3.2.2 ATIVIDADE MUSCULAR.....	32
3.2.3 ESTABILIDADE ARTICULAR .....	34
3.2.4 MOMENTOS ARTICULARES.....	35
3.3 Salto Vertical.....	36
3.3.1 CICLO ALONGAMENTO-ENCURTAMENTO.....	37
3.3.2 PARÂMETROS CINÉTICOS DO SALTO .....	39
3.3.3 CONTRIBUIÇÃO DOS SEGMENTOS E DOS GRUPOS MUSCULARES.....	42
<b>4. MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>44</b>
4.1 Seleção da Amostra .....	44
4.2 Tarefas Experimentais .....	45

4.3 Procedimentos .....	46
4.4 Coleta de Dados.....	47
4.5 Análise dos Dados .....	49
4.7 Análise Estatística .....	52
<b>5. RESULTADOS .....</b>	<b>54</b>
5.1 Agachamento.....	54
5.2 Agachamento com Carga.....	58
5.3 Salto .....	62
<b>6. DISCUSSÃO .....</b>	<b>69</b>
6.1 Questionários.....	69
6.2 Variáveis Cinemáticas .....	70
6.3 Momentos Articulares .....	71
6.4 Potência Mecânica e Potência Articular .....	73
6.5 Trabalho Mecânico .....	75
<b>7. CONCLUSÃO .....</b>	<b>77</b>
<b>8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>79</b>
<b>ANEXO I .....</b>	<b>85</b>
<b>ANEXO II .....</b>	<b>86</b>
<b>ANEXO III .....</b>	<b>87</b>

## 1. INTRODUÇÃO

Seja nas atividades de vida diária como o simples caminhar ou levantar-se de uma cadeira, ou durante a reabilitação de indivíduos com lesão músculo-esquelética, onde são empregados exercícios como agachamento, *leg press* e salto vertical, as pessoas utilizam ambos membros inferiores e, idealmente, tendem a utilizá-los de forma simétrica, com poucas assimetrias. A partir do momento que um dos membros apresenta algum acometimento estrutural, possivelmente as tarefas motoras bilaterais simétricas (em princípio executadas da mesma forma pelos dois membros) estarão em desequilíbrio e prejudicadas. Ou seja, é bastante provável que o controle do movimento destas tarefas esteja alterado.

A presença de assimetrias entre os movimentos dos membros inferiores após a recuperação de alguma lesão é algo que, clinicamente, deve ser investigado o quanto antes. Esta assimetria pode ser um sinal de que o membro acometido ainda apresenta um déficit, seja ele motor, neural ou estrutural. A presença deste déficit pode ser um fator que predisponha o sujeito a uma nova lesão naquele membro; além disso, provavelmente haverá uma sobrecarga no membro contralateral, contribuindo assim para aumentar o risco de lesão deste membro.

A lesão do ligamento cruzado anterior (LCA) é um exemplo de acometimento estrutural que gera uma série de déficits no membro acometido. Essa lesão está relacionada principalmente a esportes que exigem mudança de direção e movimentos de rotação, os quais o deixam em situações de maior vulnerabilidade. O aumento do interesse da população por atividades esportivas, bem como a vulnerabilidade e a complexidade anatômica da articulação do joelho, parecem ser

causas do crescente aumento no número de indivíduos com lesões desse ligamento (Abdalla, Cohen *et al.*, 2003).

Mesmo após o tratamento (cirúrgico e reabilitação), muitos sujeitos ainda apresentam algum tipo de déficit entre os membros inferiores. Há, na literatura, uma série de trabalhos que têm investigado a simetria em tarefas unipedais, em sujeitos submetidos à reconstrução cirúrgica do LCA (Novak, Bach *et al.*, 1996; Bach, Trdonsky *et al.*, 1998; Colby, Hintermeister *et al.*, 1999; Hoffman, Schrader *et al.*, 1999; Ernst, G., Saliba, E. *et al.*, 2000; Rudroff, T., 2003; Gustavsson, Neeter *et al.*, 2006). Em tarefas como o apoio unipedal, como o salto vertical unipedal, esses sujeitos tendem a apresentar déficits no membro operado em relação ao membro sadio.

Apesar da grande quantidade de estudos relacionados à lesão e à reconstrução do LCA, poucos trabalhos analisam a simetria entre os movimentos dos membros inferiores durante a realização de tarefas bipedais.

Um desses estudos (Paterno, M. V., Ford, K. R. *et al.*, 2007) comparou 14 mulheres, submetidas à reconstrução cirúrgica do LCA, com 18 mulheres saudáveis, durante a realização de um *drop jump*<sup>1</sup>. O tempo médio de pós-operatório (PO) foi de 27 meses e todas haviam retornado à prática de atividade física. Pôde-se observar que o membro acometido apresentou menores valores de força vertical durante a aterrissagem e a propulsão.

O agachamento com carga foi avaliado em um estudo (Salem, G. J., Salinas, R. *et al.*, 2003), o qual analisou 8 indivíduos submetidos à reconstrução do LCA (tendo o ligamento da patela como enxerto). O tempo médio de PO foi de 30 semanas e a carga utilizada foi de 35% do peso corporal. A comparação entre os

---

<sup>1</sup> *Drop jump*: tipo de salto em que o indivíduo parte de uma plataforma, aterrissa no solo, flexiona os joelhos e rapidamente os estende para efetuar novo salto. (Komi e Bosco, 1978).

membros desses sujeitos mostrou dois padrões de movimento: o membro sadio distribui igualmente o esforço entre os músculos extensores do quadril e do joelho, enquanto que o membro operado exige muito mais esforço dos músculos extensores do quadril, em relação aos extensores do joelho.

Outro estudo (Neitzel, J. A., Kernozek, T. W. *et al.*, 2002) analisou a distribuição de peso entre os membros durante o agachamento com 3 diferentes cargas, com o auxílio de um sistema de análise de pressão plantar (Novel Pedar). Foram observadas diferenças significativas na distribuição de peso entre os membros dos sujeitos com 1,5 a 4 meses de PO e nos sujeitos com 6 a 7 meses de PO. Os autores chamam a atenção para os protocolos acelerados, pois muitos sujeitos devem retornar à prática de atividades sem estar completamente equilibrados, correndo grandes riscos de recidiva.

Há uma escassez de estudos que investiguem a simetria de tarefas bipedais em sujeitos submetidos à reconstrução do LCA e uma escassez ainda maior de trabalhos que estimem as cargas mecânicas internas envolvidas nos membros inferiores, utilizando duas plataformas de força. Somente um estudo (Salem, G. J., Salinas, R. *et al.*, 2003) investigou esses parâmetros, porém analisou apenas o agachamento com carga, não comparou com um grupo controle e seus sujeitos tinham como enxerto o ligamento da patela.

Sendo assim, o objetivo do presente estudo é analisar a simetria entre o movimento dos membros inferiores de sujeitos submetidos à reconstrução do LCA (tendo como enxerto uma combinação dos tendões flexores), durante a realização de tarefas bipedais, como o salto e o agachamento.



## 2. OBJETIVOS

O objetivo geral do presente estudo é:

Investigar a simetria entre os membros inferiores de sujeitos submetidos à reconstrução do ligamento cruzado anterior do joelho, durante a realização de tarefas dinâmicas bipedais, e comparar esta simetria com a de indivíduos não lesionados.

Mais especificamente, pretende-se investigar as seguintes tarefas motoras dinâmicas: agachamento bipedal (com e sem carga) e salto vertical bipedal. Nessas tarefas, pretende-se analisar as seguintes medidas: força de reação do solo vertical de cada membro inferior a partir do uso de duas plataformas de força e cinemática dos membros inferiores a partir de cinemetria. Serão derivadas variáveis destas medidas que permitirão a caracterização do desempenho nas tarefas motoras e mais especificamente o cálculo de índices de assimetria.

### **3. REVISÃO DE LITERATURA**

Esta revisão de literatura é apresentada em três itens principais para organizar melhor as informações mais relevantes do presente estudo.

#### **3.1 O Ligamento Cruzado Anterior (LCA)**

##### **3.1.1 ANATOMIA**

O LCA (figura 1) é uma estrutura intraarticular e extrasinovial que atravessa a articulação do joelho a partir da face medial do côndilo femoral lateral até a face anterior da porção medial do platô tibial. Seu suprimento sanguíneo provém da artéria geniculada média do joelho. A estrutura fascicular do LCA permite a separação do ligamento em duas “bandas” denominadas anteromedial (AM) e posterolateral (PL), que recebem essa denominação de acordo com a posição anatômica de sua inserção na tibia (Woo, Knaub *et al.*, 2001; Tria e Alicea, 2002; Ferreti, Cohen *et al.*, 2003; Amatuzzi e Pacheco, 2004).

A banda anteromedial é mais longa, ficando tensa com o joelho em flexão, enquanto a banda posterolateral é mais espessa e curta, tensionando-se em extensão de joelho (Woo, Knaub *et al.*, 2001; Tria e Alicea, 2002; Ferreti, Cohen *et al.*, 2003; Amatuzzi e Pacheco, 2004).

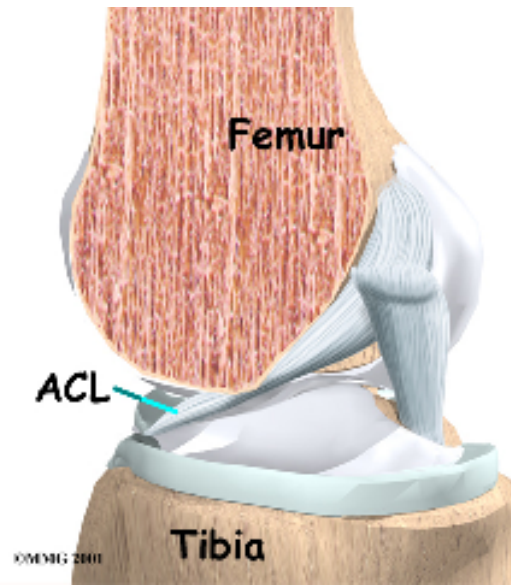


Figura 1. Ligamento Cruzado Anterior do joelho (Fonte: Mmg, 2001)

### 3.1.2 FUNÇÃO

É geralmente aceito que o LCA restringe a translação anterior da tibia em relação ao fêmur. Além disso, aceita-se também que o LCA limita a hiperextensão do joelho, contribui para a estabilidade rotacional da tibia quando o joelho se encontra completamente estendido e, com o joelho flexionando, ele resiste somente à rotação medial. O LCA também controla o valgo e o deslocamento medial da tibia (Woo, Knaub *et al.*, 2001; Smith, Livesay *et al.*, 2002).

A restrição da translação tibial anterior ocorre em todos os graus de flexão do joelho, contribuindo com cerca de 80 a 85% da resistência total a este movimento. A máxima contribuição ocorre cerca de 30° de flexão (Smith, Livesay *et al.*, 2002).

### 3.1.3 MECANISMO DE LESÃO

As lesões do LCA estão freqüentemente relacionadas a atividades esportivas que envolvam mudanças de direção e movimentos de rotação, os quais deixam o ligamento em situações de maior vulnerabilidade (Abdalla, Cohen *et al.*, 2003).

Não há na literatura relatos sobre a incidência de lesões do LCA na população brasileira, porém sabe-se que nos Estados Unidos ocorre um caso a cada 3.500 pessoas, na população em geral. São registradas cerca de 200.000 novas lesões relacionadas a esse ligamento a cada ano, sendo 95.000 rupturas. Destes, 60.000 a 75.000 optam pela reconstrução cirúrgica. Sabe-se que em atletas a incidência é ainda maior (Hubbell, 2006). Tem sido relatado que 70% de todas as lesões agudas do LCA ocorrem em esportes tanto recreacionais quanto competitivos (Woo, Knaub *et al.*, 2001), e dentre os esportes com maior incidência, destacam-se: futebol, esqui, basquetebol, voleibol, dentre outros (Abdalla, Cohen *et al.*, 2003).

Um mecanismo típico de lesão é o trauma indireto causado, por exemplo, por torção da tíbia em rotação lateral, valgo do joelho e pé fixo ao chão. Além disso, lesões do joelho em hiperextensão estão associadas freqüentemente à lesão do LCA (Amatuzzi e Pacheco, 2004).

### 3.1.4 TRATAMENTO CIRÚRGICO

O tratamento cirúrgico do LCA deve levar em consideração fatores relativos ao paciente, tais como idade, sexo, estilo de vida, lesões do joelho associadas e expectativas quanto às atividades futuras. Um dos fatores mais importantes é o

estilo de vida, haja vista, que pacientes que praticam regularmente esportes vigorosos, que exigem saltos, corrida com mudança de direção, torção ou arranque rápido, correm sério risco de instabilidade de repetição (Wilson e Scott, 2002).

Quando a abordagem cirúrgica é a alternativa de escolha, o cirurgião tem quatro opções: reparação primária, reconstrução extra-articular, reconstrução intra-articular e combinação de reconstrução extra e intra-articular (Wilson e Scott, 2002). O reparo intra-articular por via artroscópica é, geralmente, a opção de escolha, pois permite uma boa visualização da região intercondilar e apresenta baixa morbidade, devido à ausência da artrotomia (Barreto, 2003). Túneis na tíbia e no fêmur são criados por onde passará o enxerto. Este pode ser do tipo autógeno, aloenxerto ou sintético, sendo que o primeiro é o mais comumente usado. Os sítios doadores mais utilizados são: ligamento da patela e músculos isquiotibiais em diferentes combinações (Wilson e Scott, 2002; Abdalla, Cohen *et al.*, 2003).

### 3.1.5 REABILITAÇÃO PÓS-OPERATÓRIA

O tratamento pós-operatório da reconstrução do LCA é ainda um dos problemas mais controversos da medicina desportiva. Há, na literatura, uma variabilidade de linhas de reabilitação (Weber e Ware, 2000), porém alguns itens são consensos na maioria dos protocolos, como por exemplo, a recuperação completa inicial da amplitude de movimento (ADM) e a progressão gradual dos exercícios de resistência e força muscular e das atividades funcionais (Peccin, Garcia *et al.*, 2003; Prentice e Davis, 2001; Weber e Woodall, 2005).

A restauração da ADM, força e capacidade funcional deve levar em conta o tempo de fragilidade do enxerto. Alguns estudos indicam que sua resistência diminui

após implantação, sendo assim, o programa deve proporcionar o nível de esforço apropriado sem provocar recidiva (Peppard, 2001). Estudos indicam que após ser colocado o enxerto, este sofre um processo de “ligamentização”. Após quatro semanas, as cavilhas ósseas já cicatrizaram o suficiente para que a reabilitação possa prosseguir, porém poderão ser necessárias oito semanas caso a fixação não esteja adequada. Alguns trabalhos em animais, sobre a força dos enxertos autólogos, indicam que a maioria das falhas ocorre no local da fixação óssea nos primeiros dois meses após a cirurgia. Essa falha pode ocorrer na interface tecidos moles - osso ou no local da fixação osso – para – osso. Após os dois meses, as falhas começam a ocorrer principalmente na própria substância do tecido (Weber e Ware, 2000). Há na literatura um grande debate sobre o tempo e a porcentagem da resistência e da revascularização dos enxertos. Os estudos mostram que o ligamento da patela logo que retirado para enxerto é mais resistente que o próprio LCA. Porém, devido à perda da vascularização, sua resistência diminui significativamente e nunca recupera o nível inicial. Essa necrose avascular que ocorre após a implantação deixa o enxerto mais fraco no período de 4 a 8 semanas após a cirurgia. Estudos em animais mostram que a resistência do ligamento da patela transplantado chega a até 52% do LCA normal após seis meses de cirurgia, porém outros trabalhos mostram que nos exercícios mais vigorosos o LCA raramente é exposto a mais de 50% de sua capacidade máxima. Com base em outros estudos em animais, os enxertos autólogos osso – tendão – osso apresentam um aspecto vascular e histológico muito semelhante ao LCA normal, um ano após a cirurgia (Weber e Woodall, 2005).

Apesar da variedade de protocolos para reabilitação pós - reconstrução do LCA, a maioria deles enfatiza a mobilização precoce, o controle precoce do

quadríceps, a obtenção da extensão passiva total, o apoio do peso de forma controlada e o início dos exercícios em cadeia cinética fechada. Os estudos mostram que o alcance precoce de objetivos como a extensão passiva total, o controle adequado do quadríceps e derrame/inflamação articular mínimos são responsáveis por um melhor resultado para o paciente (Weber e Woodall, 2005).

Para o controle de sinais como edema, calor, rubor e dor, medidas antiinflamatórias devem ser utilizadas, como a crioterapia, a elevação e a compressão (Peccin, Garcia *et al.*, 2003).

Imediatamente após a cirurgia, os pacientes apresentam dificuldade em produzir uma contração do quadríceps, especialmente se o enxerto autógeno do ligamento da patela foi utilizado (Chmielewski, Mizner *et al.*, 2003); para tal, contrações isométricas do quadríceps, associadas à estimulação elétrica neuromuscular, devem ser iniciados imediatamente (Peccin, Garcia *et al.*, 2003).

Quando iniciados, os exercícios de força devem evitar altos níveis de estresse no enxerto. Exercícios de agachamento e de elevação da perna estendida utilizando co-contração dos isquiotibiais devem iniciar assim que possível para minimizar a hipotrofia do quadríceps (Peccin, Garcia *et al.*, 2003; Prentice e Davis, 2001; Weber e Woodall, 2005).

Após a segunda semana, exercícios de resistência progressiva para isquiotibiais, adutores e abdutores de quadril e gastrocnêmio devem ser iniciados (Prentice e Davis, 2001; Peccin, Garcia *et al.*, 2003; Weber e Woodall, 2005).

Quando a marcha estiver normalizada, o uso de muletas deve ser interrompido e os exercícios de cadeia cinética fechada devem ser avançados (Peccin, Garcia *et al.*, 2003; Weber e Woodall, 2005). Quando realizar esses exercícios, a co-contração dos isquiotibiais deve ser enfatizada tanto para prover

uma estabilização do joelho quanto para prevenir uma translação anterior da tíbia durante a extensão do joelho. Esses exercícios devem ser iniciados logo que o paciente atinja pelo menos 90° de flexão, o que ocorre geralmente antes da segunda semana (Prentice e Davis, 2001; Weber e Woodall, 2005).

Gradativamente são instituídos exercícios para treinamento sensoriomotor, como equilíbrio unipedal no solo com olhos abertos, evoluindo para superfícies instáveis, olhos fechados e jogo de bola, a fim de restaurar o controle neuromotor do membro inferior (Peccin, Garcia *et al.*, 2003).

Os exercícios de cadeia cinética aberta com pesos para quadríceps devem ser evitados nos estágios iniciais da reabilitação, período em que o enxerto encontra-se em processo de “ligamentização”, devido às forças de translação anterior na tíbia, as quais são maiores dos 30° de flexão à extensão final (Prentice e Davis, 2001; Peccin, Garcia *et al.*, 2003; Weber e Woodall, 2005).

A progressão das atividades funcionais, principalmente em atletas, varia muito conforme o protocolo. Porém, preconiza-se que para realizar atividades mais vigorosas como correr, o paciente deve ter amplitude de movimento completa, ausência de sinais inflamatórios e pelo menos 70% da força do membro contralateral. Atividades como mudança de direção, saltos, giro e pliometria são incluídos gradualmente no programa, quando necessário (Prentice e Davis, 2001; Peccin, Garcia *et al.*, 2003; Weber e Woodall, 2005). O retorno à prática esportiva varia conforme o protocolo (Prentice e Davis, 2001; Weber e Woodall, 2005).

Os protocolos de reabilitação servem apenas como guia na prescrição das condutas fisioterapêuticas pós-operatórias devendo, portanto, ser flexíveis e individualizados conforme o tipo de enxerto, fixação, lesões associadas e a técnica cirúrgica empregada (Peccin, Garcia *et al.*, 2003).



### 3.1.6 AVALIAÇÃO DE TAREFAS DINÂMICAS PÓS-RECONSTRUÇÃO DO LCA

Muitos trabalhos têm investigado os possíveis déficits que o membro inferior submetido à reconstrução do LCA sofre, mesmo após os indivíduos retornarem à sua prática esportiva. A presença de déficits é algo bastante crítico, tendo em vista a grande possibilidade de relesão ou lesão no membro contralateral, haja vista que o mesmo pode estar sendo sobrecarregado.

Um desses estudos (Paterno, M. V., Ford, K. R. *et al.*, 2007) comparou 14 mulheres, atletas recreacionais, que haviam sido submetidas à reconstrução cirúrgica do LCA (o enxerto utilizado foi o ligamento da patela) com 18 mulheres saudáveis. O tempo médio de pós-operatório (PO) foi de 27 meses e todas haviam retornado à prática de atividade física. A tarefa analisada foi o *Drop Jump*, em que as mulheres partiam de um degrau de 31 cm, aterrissavam em duas plataformas de força e realizavam um salto máximo. Observou-se que os membros inferiores sadios das mulheres submetidas à cirurgia apresentaram maiores valores de força vertical de reação do solo e de taxa de carga, em relação ao seu membro operado e ao grupo controle, durante a aterrissagem. Durante a propulsão, o membro envolvido apresentou menor habilidade em gerar força que o membro sadio e o grupo controle.

Outro estudo (Decker, Torry *et al.*, 2002) comparou 11 atletas recreacionais submetidos à reconstrução do LCA (tendo como enxerto uma combinação dos tendões dos músculos semitendíneo e grácil) com 11 sujeitos saudáveis. Todos haviam mais de 1 ano de PO e já haviam retornado à prática de atividades que incluíam salto. A aterrissagem foi a tarefa analisada, onde os sujeitos partiam de um degrau de 60 cm e aterrissavam com um dos membros inferiores em uma plataforma

de força. Os sujeitos submetidos à cirurgia apresentaram uma maior extensão de quadril e uma maior plantiflexão no contato inicial com o solo. Não houve diferença no pico de força vertical de reação do solo entre os grupos, porém o grupo com o LCA reconstruído apresentou um atraso na ocorrência desse pico. Os extensores de joelho realizaram a maior parte da absorção de energia em ambos os grupos, porém o “grupo LCA” apresentou 37% mais trabalho plantiflexor e 39% menos trabalho na extensão do quadril, comparado ao grupo controle. Os autores sugerem que essas adaptações foram realizadas a fim de minimizar o estresse no sítio doador do enxerto.

Quatro tipos de salto unipedal foram avaliados em outro estudo (Flanagan, Galvin *et al.*, 2008), que comparou 10 sujeitos submetidos à reconstrução do LCA (4 sujeitos tendo como enxerto os tendões flexores e 6 o ligamento da patela) com um grupo controle. O tempo médio de PO foi de  $27 \pm 14,5$  meses e todos os sujeitos haviam retornado à prática de atividade física. Foi utilizado um aparato para realização das tarefas, o qual minimizava a demanda de coordenação e equilíbrio. Não foi observado déficit entre os membros dos sujeitos operados assim como entre os grupos.

Vinte sujeitos submetidos à reconstrução do LCA foram avaliados durante a realização de um salto vertical unipedal e um *step* lateral unipedal. O enxerto utilizado foi o ligamento da patela e o tempo médio de PO foi de  $9,8 \pm 2,3$  meses. Pôde-se observar que os joelhos operados apresentaram redução do momento interno extensor de joelho, durante as fases de decolagem e aterrissagem do salto, assim como no *step* lateral, em relação ao membro sadio e ao grupo controle. Observou-se também que estes membros apresentaram um menor somatório dos momentos articulares de quadril, joelho e tornozelo, apenas durante a aterrissagem.

Os autores sugerem que os músculos que atravessam o tornozelo e o quadril podem ser capazes de compensar a redução da força do quadríceps em algumas tarefas, como a decolagem no salto e o *step* lateral. Essa compensação não foi suficiente na aterrissagem, mostrando uma inadequação na atenuação das forças, o que gera uma sobrecarga às estruturas (Ernst, G. P., Saliba, E. *et al.*, 2000).

O agachamento com carga foi avaliado em um estudo (Salem, G. J., Salinas, R. *et al.*, 2003), o qual analisou 8 indivíduos submetidos à reconstrução do LCA, tendo como enxerto o ligamento da patela. O tempo médio de PO foi de  $30 \pm 12$  semanas e a carga utilizada foi de 35% do peso corporal. A comparação entre os membros desses sujeitos mostrou que a dorsiflexão no membro operado foi 7,3% menor, o momento articular extensor de joelho foi 25,5% menor e a relação entre os picos dos momentos extensores de quadril/joelho foi 46,5% maior. Os autores concluem que os sujeitos avaliados apresentam dois padrões de movimento: o membro sadio distribui igualmente o esforço entre os músculos extensores do quadril e do joelho, enquanto que o membro operado exige muito mais esforço dos músculos extensores do quadril, em relação aos extensores do joelho.

Outro estudo (Neitzel, J. A., Kernozek, T. W. *et al.*, 2002) analisou a distribuição de peso entre os membros durante o agachamento com 3 diferentes cargas. Um sistema de análise de pressão plantar (Novel Pedar), que utiliza sensores colocados no calçado dos indivíduos, foi utilizado para comparar 4 grupos (1,5 a 4 meses de pós-operatório (PO), 6 a 7 meses de PO, 12 a 15 meses de PO e grupo controle), com 24 sujeitos cada. Pôde-se observar diferenças significativas na distribuição de peso entre os membros dos sujeitos com 1,5 a 4 meses de PO e nos sujeitos com 6 a 7 meses de PO. Os autores chamam a atenção para os protocolos

acelerados, pois muitos sujeitos devem retornar à prática de atividades sem estar completamente equilibrados, correndo grandes riscos de relesão.

### 3.2 Agachamento

O agachamento é um exercício multiarticular clássico, classificado como sendo em cadeia cinética fechada (Wilk, Escamilla *et al.*, 1996; Escamilla, Fleisig *et al.*, 1998), que tem sido recomendado tanto para programas de musculação para membros inferiores quanto para programas de reabilitação após lesões (Shelbourne, Klootwyk *et al.*, 1992; Bynum, Barrack *et al.*, 1995).

Dividido em estático e dinâmico, o agachamento pode ser realizado com o próprio peso corporal, barras paralelas ou em máquinas específicas. No caso do agachamento dinâmico, o sujeito inicia o movimento na posição em pé, com os joelhos e quadris em completa extensão. O movimento é contínuo, até atingir a profundidade desejada, quando então retorna em um movimento ascendente para a posição inicial. A profundidade atingida varia de acordo com o grau de flexão dos joelhos, podendo ser realizado um meio agachamento ou um agachamento completo. O meio agachamento é aquele em que na máxima profundidade as coxas se encontram em uma posição paralela ao solo, com os joelhos em aproximadamente 100° de flexão. O agachamento completo envolve um movimento tão longo quanto possível, até que a região posterior da coxa toque a perna. O meio agachamento é tipicamente recomendado tanto para indivíduos em treinamento quanto para indivíduos em reabilitação (Escamilla, 2001).

Como exercício, sabe-se que há um incremento da força da musculatura que envolve o quadril, a coxa e o tronco, os quais são músculos muito importantes para atividades como a corrida e o salto. Acredita-se que o agachamento contribui para

uma melhora na performance atlética, além de minimizar o risco de lesões (Escamilla, 2001). Muitos estudos também têm demonstrado muitos benefícios desse tipo de exercício durante programas de reabilitação do joelho após a reconstrução cirúrgica do LCA (Shelbourn e Nitz, 1990; Yack, Collins *et al.*, 1993).

Porém, alguns estudos relatam que este tipo de exercício pode não ser tão benéfico, pois o momento interno de extensão produzido no tornozelo, joelho e quadril deve ser muito bem coordenado para proporcionar um controle adequado do centro de massa. As características multiarticulares desse movimento podem permitir ao paciente o uso de um padrão de substituição entre os membros que desloque o esforço do grupo muscular que se objetiva fortalecer (p.ex. extensores do joelho) para outro grupo muscular (p.ex. extensores do quadril). Além disso, quando esses exercícios são realizados bilateralmente, os pacientes podem deslocar o esforço do membro envolvido para o membro contralateral. Esse padrão de substituição pode limitar a efetividade do exercício que visa à correção da fraqueza do membro envolvido (Salem, G. J., Salinas, R. *et al.*, 2003).

Os momentos extensores do joelho e do quadril são acoplados por causa dos efeitos da flexão do tronco na posição da linha da gravidade com relação aos dois centros articulares. Um tronco mais flexionado move a linha da gravidade para mais próximo ao joelho e mais afastado do quadril, reduzindo o momento extensor interno de joelho e aumentando o momento extensor interno do quadril (Escamilla, 2001). Em contrapartida, um quadril mais estendido deslocará o esforço dos extensores do quadril para os extensores de joelho (Salem, G. J., Salinas, R. *et al.*, 2003).

### 3.2.1 FORÇAS ATUANTES

Com relação às forças que atuam no joelho durante o agachamento, (Escamilla, 2001) relata que a força de cisalhamento anterior é gerada apenas entre 0 e 60° de flexão de joelho, com pico de força variando entre 28 e 500 N. Desta forma, este exercício não deveria ser perigoso para indivíduos com o LCA saudável (estudos demonstram que a carga de falha deste ligamento é de 1725 N (Noyes, Butler *et al.*, 1984) e 2160 N (Woo, Hollis *et al.*, 1991), assim como para sujeitos em reabilitação que não podem sofrer sobrecarga tênsil, como na reconstrução do LCA (considerando que outras estruturas estejam saudáveis). Já a força de cisalhamento posterior parece ser mais pronunciada, principalmente quando o joelho se encontra próximo à máxima flexão. Como o LCP (ligamento que se opõe a essa força) possui grande resistência à sobrecarga tênsil (superior a 4000 N (Race e Amis, 1994)), o agachamento parece não ser prejudicial a este ligamento quando o mesmo está saudável, porém sujeitos com lesão ou reconstrução do LCP devem evitar realizar o agachamento com ângulos superiores a 60° de flexão do joelho.

A redução na força de cisalhamento anterior se deve, em parte, à moderada atividade muscular dos isquiotibiais, os quais produzem uma força que minimiza a translação anterior da tíbia em relação ao fêmur. Já a atividade muscular do quadríceps exerce uma força que tende a deslocar a tíbia anteriormente, quando o joelho se encontra em torno de 50 a 60° de flexão, e uma força direcionada posteriormente quando este ângulo é maior que 60°. Quando a força de cisalhamento posterior que atua na tíbia excede a força anterior, o resultado é uma força de cisalhamento posterior, a qual sobrecarrega primariamente o LCP (Escamilla, 2001).

As forças compressivas tibiofemorais, durante o agachamento, podem variar de 550 a 7928 N, porém não se sabe a magnitude de força compressiva necessária para lesionar as estruturas do joelho, como o menisco e a cartilagem articular. Sobrecargas no menisco e na cartilagem podem levar a alterações degenerativas, contudo, tem sido mostrado que forças compressivas são um importante fator na estabilização do joelho, por resistir às forças de cisalhamento, minimizando a translação da tíbia em relação ao fêmur (Yack, Washco *et al.*, 1994; Escamilla, 2001).

Três forças atuam na patela durante o agachamento: força do tendão do quadríceps, força do tendão da patela e força compressiva patelofemoral. O estresse na cartilagem articular da patela e na superfície patelar do fêmur é calculado pelo quociente entre a força compressiva patelofemoral e a área de contato. Durante o agachamento, essa força compressiva aumenta conforme o joelho flexiona e é discretamente maior durante a fase descendente em relação à fase ascendente. Durante a fase descendente, o pico de força compressiva é de  $4548 \pm 1395$  N, com o joelho em aproximadamente  $85^\circ$  de flexão, enquanto que na fase ascendente o pico é de  $4042 \pm 955$  N, com o joelho a  $95^\circ$ . Devido ao pico das forças compressivas ocorrerem próximo à máxima flexão, indivíduos com desordens patelofemorais deveriam evitar realizar o agachamento com grandes ângulos de flexão do joelho. Contudo, realizar o agachamento em uma amplitude funcional entre  $0$  e  $50^\circ$  de flexão do joelho pode ser apropriado para esses pacientes, porque as forças compressivas geradas nessa amplitude são consideradas como tendo de baixa a moderada magnitude. Força compressiva e estresse excessivos podem contribuir para a degeneração patelofemoral e patologias, como a condromalácea patelar ou a osteoartrite (Escamilla, Fleisig *et al.*, 1998).

### 3.2.2 ATIVIDADE MUSCULAR

A atividade muscular do quadríceps aumenta progressivamente conforme o joelho flexiona e diminui durante a extensão, com o pico ocorrendo em aproximadamente 80 a 90° de flexão do joelho (Wilk, Escamilla *et al.*, 1996). Os músculos vasto medial e vasto lateral produzem, aproximadamente, 50% mais atividade que o reto femoral durante o agachamento com carga, devido à função biarticular deste último (flexor de quadril e extensor de joelho). Um aumento na atividade do reto femoral levaria a um aumento no torque flexor do quadril, com um concomitante aumento na necessidade de torque por parte dos extensores de quadril (isquiotibiais, gúteo máximo e adutor magno). Durante o agachamento, o reto femoral é, provavelmente, mais efetivo como extensor do joelho quando o tronco se encontra numa posição mais ereta, pois, desta forma, ele se encontra em uma posição mais alongada do que quando há uma flexão do quadril. A comparação entre os vastos medial e lateral mostra que não há diferença de ativação entre eles (Escamilla, Fleisig *et al.*, 1998). Durante o agachamento sem carga, o músculo reto femoral apresenta uma atividade semelhante à dos vastos na fase descendente, porém na fase ascendente, tanto o vasto lateral quanto o medial apresentam cerca de 50% mais atividade que o reto femoral, com o pico ocorrendo entre 90 e 60° de flexão do joelho (Isear, Erickson *et al.*, 1997).

A atividade dos isquiotibiais é maior durante a fase ascendente do agachamento, com o bíceps femoral apresentando maior atividade que os isquiotibiais mediais. Quando são realizadas repetições com carga máxima, a atividade dos isquiotibiais atinge um pico máximo de 50% de uma contração voluntária máxima, com o joelho em 50° de flexão (Escamilla, Fleisig *et al.*, 1998). Já



no agachamento sem carga excedente, os isquiotibiais apresentam maior atividade entre 90 e 60° da fase ascendente, porém com um pico de atividade de aproximadamente 12% da contração voluntária máxima (Isear, Erickson *et al.*, 1997). Uma das finalidades dessa atividade dos isquiotibiais é prover certa estabilidade ao joelho, minimizando o deslocamento anterior da tíbia em relação ao fêmur, reduzindo assim, uma tensão potencial no LCA (Escamilla, Fleisig *et al.*, 1998).

Como os isquiotibiais são músculos biarticulares, é difícil determinar se esses músculos atuam excentricamente durante a fase descendente e concentricamente durante a fase ascendente, como é comumente aceito. Na realidade, esse grupo muscular pode atuar próximo à isometria em ambas as situações, pois durante a fase descendente ele encurta no joelho e alonga no quadril e, na fase ascendente, ele alonga no joelho e encurta no quadril. Neste caso, de acordo com a relação comprimento-tensão no músculo-esquelético, um comprimento constante dos isquiotibiais permitiria uma maior efetividade na geração de força durante o agachamento (Escamilla, 2001).

Os gastrocnêmios apresentam moderada atividade durante o agachamento com carga máxima, sendo que esta atividade aumenta progressivamente conforme o joelho flexiona e diminui durante a extensão (Escamilla, Fleisig *et al.*, 1998). No agachamento sem carga, o pico de atividade não ultrapassa 11% da contração voluntária máxima e ocorre entre 60 e 90° de flexão do joelho (Isear, Erickson *et al.*, 1997). Como o tornozelo dorsiflexiona durante a fase descendente e realiza flexão plantar durante a fase ascendente, é comum acreditar que o gastrocnêmio contrai excentricamente durante a fase descendente (controlando o movimento de dorsiflexão) e concentricamente durante a fase ascendente (auxiliando a

plantiflexão). Contudo, como este músculo é biarticular, seu comprimento pode não alterar muito durante o agachamento, pois ele encurta na altura do joelho e alonga no tornozelo na fase descendente, e alonga no joelho o mesmo tempo que encurta no tornozelo, durante a fase ascendente (Escamilla, 2001).

Para perturbar o equilíbrio e iniciar o agachamento, o sistema nervoso central se utiliza de algumas respostas preparatórias, como por exemplo, a ativação do tibial anterior. Esta ativação ocorre por volta de 100 a 150 ms antes da tarefa iniciar, e é acompanhada por um decréscimo no torque de flexão plantar. A ativação do tibial anterior perdura nas fases subseqüentes do agachamento, a fim de prover estabilidade ao tornozelo, pois há uma co-contração entre esse grupo muscular e o gastrocnêmio (Dionisio, Almeida *et al.*, 2008).

### 3.2.3 ESTABILIDADE ARTICULAR

Ter uma articulação estável é algo muito importante tanto para atletas, pois reduz o risco de lesões, assim como para pacientes, pois contribui para o processo de reabilitação. O joelho, por exemplo, possui um mecanismo chamado de “screw home”, em que a tibia roda medialmente durante a flexão do joelho e lateralmente durante a extensão, quando o pé está livre. Porém, durante o agachamento, como o fêmur tende a rodar lateralmente durante a flexão do joelho, a tibia o acompanha, assim como ambos tendem a rodar medialmente durante a extensão do joelho (Escamilla, 2001).

Os movimentos de flexão, extensão, rotação medial e lateral, que ocorrem durante o agachamento, são amparados, em parte, pelos ligamentos cruzados e colaterais, os quais auxiliam na estabilidade do joelho. Enquanto que os ligamentos

cruzados (anterior e posterior) mantêm a estabilidade ântero-posterior, os ligamentos colaterais (medial e lateral) proporcionam estabilidade médio-lateral ao joelho (Smith, Livesay *et al.*, 2002). O estiramento do LCA foi mensurado (Henning, Lynch *et al.*, 1985) utilizando uma célula de carga acoplada em sua estrutura. Dois sujeitos com entorse grau II do LCA foram avaliados durante a execução de algumas tarefas. Observou-se que o estiramento do LCA, durante a realização de um meio agachamento (entre 20 e 90° de flexão do joelho) unipedal, foi de 21% do estiramento registrado no teste de Lachman, e que esse estiramento foi menor que o observado na caminhada e na corrida. Sendo assim, concluiu-se que este tipo de exercício é uma alternativa que apresenta baixos riscos ao ser executada durante a reabilitação do LCA.

### 3.2.4 MOMENTOS ARTICULARES

Uma das formas de se obter as forças musculares resultantes, indiretamente, é através de cálculos de dinâmica inversa. Estes cálculos utilizam a descrição cinemática do movimento, os dados antropométricos do sujeito segundo um modelo anatômico e as medidas de forças externas ao sistema (forças de reação do solo, por exemplo) A partir desses dados, pode-se então, calcular os momentos articulares envolvidos no movimento (Chao e Rim, 1973).

Durante o agachamento com carga máxima, em que o indivíduo realiza uma repetição, com os pés afastados a uma distância semelhante à largura dos ombros, os momentos articulares nos membros inferiores são relativamente grandes. No tornozelo, o momento articular externo exerce uma força de dorsiflexão, cujo pico atinge cerca de 51 N·m quando o joelho se encontra próximo à sua máxima flexão.

No joelho, o momento articular externo exerce uma força de flexão, com um pico de 573 N·m próximo à máxima flexão do joelho também. Porém, o momento articular externo exerce uma força de flexão no quadril, o qual atinge seu pico máximo na fase ascendente, por volta de 90° de flexão do joelho, atingindo valores de 547 N·m (Escamilla, Fleisig *et al.*, 2001).

Wretenberg, Feng *et al.* (1993), ao analisar o agachamento com 65% da carga máxima, com os pés afastados a aproximadamente 60 cm, observaram que o pico dos momentos articulares em joelho e quadril ocorreram na transição entre as fases descendente e ascendente. A comparação entre diferentes profundidades mostra que quanto maior a flexão do joelho, maior os momentos articulares, e que os picos em joelho e quadril foram, respectivamente, 195 N·m e 225 N·m, no agachamento profundo.

### **3.3 Salto Vertical**

O salto é uma atividade dinâmica presente em muitos esportes e desempenha um papel crucial em alguns deles, como o voleibol, basquetebol e handebol. O salto vertical é uma das formas de saltar, a qual exige uma coordenação entre diferentes articulações de ambos os membros inferiores. Os tipos de salto vertical mais utilizados para fins científicos são os seguintes:

- *Squat jump* (salto agachado): o sujeito parte da posição imóvel de meio agachamento e realiza uma rápida extensão dos membros inferiores;

- *Counter-movement jump* (salto com contramovimento): há um ciclo alongamento-encurtamento antes da realização do salto. O sujeito parte da posição ereta com os joelhos estendidos, flexiona rapidamente e logo os estende, para realizar o salto;

- *Drop jump* (salto em profundidade): o indivíduo parte de uma plataforma, aterrissa no solo, flexiona os joelhos e rapidamente os estende para efetuar o salto. Nesse tipo de salto, o ciclo alongamento-encurtamento também está presente (Komi e Bosco, 1978).

O salto mais comumente utilizado na prática esportiva é o salto com contramovimento, em que o sujeito abaixa seu centro de massa pela flexão do joelho e do quadril antes de efetuar o salto. Quanto mais baixo estiver o centro de massa, mais distância estará disponível para a fase de propulsão. Conforme os quadris e os joelhos estendem, há uma aceleração do corpo para cima, com uma produção de forças no solo acima de 100% do peso corporal em cada membro inferior. Quando os membros inferiores estão completamente estendidos (incluindo a plantiflexão do tornozelo), o corpo inicia a fase de vôo. A velocidade de decolagem está diretamente relacionada à força empregada pelos membros inferiores e ela determinará a altura máxima atingida. Após isso, o corpo retorna ao solo iniciando a fase de aterrissagem, onde o contato inicial do pé com o solo produz uma carga elevada, com forças acima de 200% do peso corporal em cada membro inferior. Durante esta fase o corpo passa por um período de acomodação até que a posição vertical ereta estática seja atingida (Nicol, 2001).

### 3.3.1 CICLO ALONGAMENTO-ENCURTAMENTO

O ciclo alongamento-encurtamento que ocorre na maioria dos saltos, é caracterizado por um armazenamento de energia elástica nos músculos na fase de alongamento, ou seja, na fase excêntrica. Essa energia acumulada pode ser utilizada parcialmente na contração muscular concêntrica subsequente,

potencializando-a. Sendo assim, tanto o salto com contramovimento, como o *drop jump* proporcionam uma maior eficiência ao salto, em relação ao salto agachado (Komi e Bosco, 1978; Bosco, Tarkka *et al.*, 1982; Bobbert, Gerritsen *et al.*, 1996). O acúmulo dessa energia se dá nos componentes elásticos em série, ou seja, nas pontes cruzadas musculares e, principalmente, no tendão (Fukashiro, Komi *et al.*, 1995). Quando são comparadas diferentes alturas da plataforma de partida do *drop jump*, observa-se uma melhora na performance conforme aumenta-se esta plataforma, porém há um limite que, a partir dele, a altura atingida decresce (Komi e Bosco, 1978).

Além da utilização de energia elástica armazenada, outro fator de provável contribuição no ciclo alongamento-encurtamento é o reflexo de estiramento. Baseado na atuação dos fusos musculares e dos órgãos tendinosos de Golgi (OTG), o reflexo de estiramento causa um aumento no grau de tensão muscular (*stiffness*), proporcionando um aumento na capacidade de geração de força (Bosco, Tarkka *et al.*, 1982; Komi e Gollhofer, 1997; Guedes Neto, Mocroski *et al.*, 2005).

Em seu estudo, Bosco, Tarkka *et al.* (1982) analisaram os efeitos do ciclo alongamento-encurtamento, especificamente no tríceps sural. Foi identificado que a melhor performance obtida no salto com contramovimento, em relação ao salto agachado, deveu-se tanto à restituição da energia elástica (contribuindo com cerca de 72% da força) assim como do aumento do potencial mioelétrico (que contribuiu com cerca de 28% da força).

A melhor performance vista no salto com contramovimento, em relação ao salto agachado, ocorre devido ao fato de o salto com contramovimento permitir que o sujeito atinja maiores momentos articulares na fase inicial da propulsão. Sendo assim, mais trabalho mecânico pode ser produzido após o contramovimento,

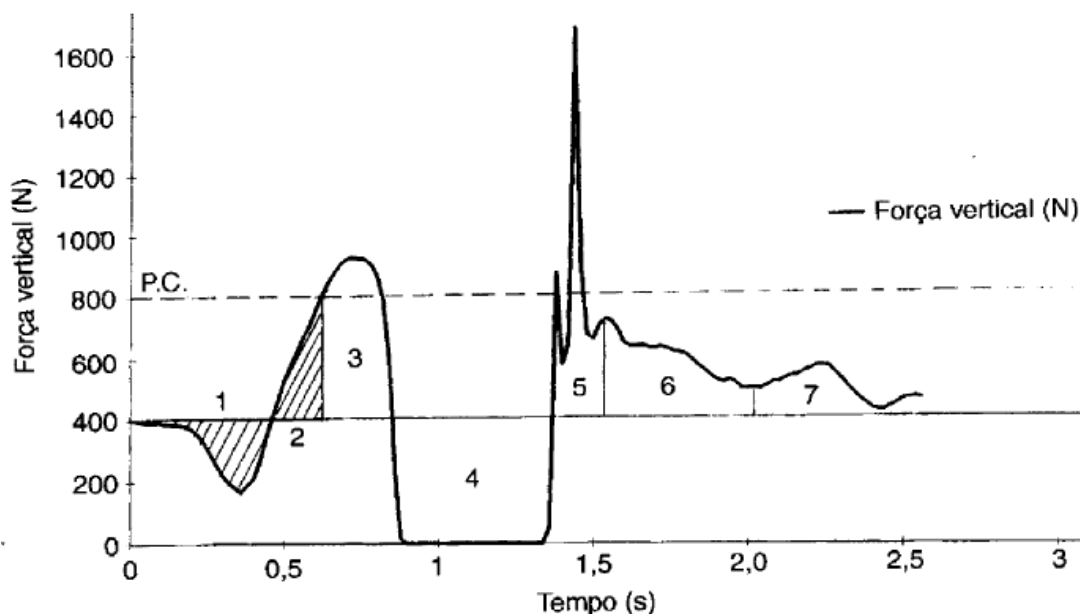
gerando maior alcance. Estudos de simulação mostram que o alongamento prévio permite que os músculos extensores do quadril, por exemplo, atinjam um estado ativo e gerador de força antes mesmo da fase concêntrica, enquanto que no salto agachado, a geração de força inicia após o início do movimento da fase concêntrica (Bobbert, Gerritsen *et al.*, 1996). A avaliação da força utilizando o método da implantação de fibra óptica no tendão mostra um aumento gradativo da força do quadríceps e do tríceps sural, nas fases excêntrica e concêntrica do salto com contramovimento, atingindo valores maiores quando comparados ao salto agachado (Finni, Komi *et al.*, 2000).

Um efetivo ciclo alongamento-encurtamento requer três condições fundamentais: um bom tempo de pré-ativação dos músculos antes da fase excêntrica, uma fase excêntrica curta e rápida e uma transição imediata (pequeno atraso) entre as fases excêntrica e concêntrica (Komi e Gollhofer, 1997).

A pesar de homens apresentarem melhor performance nos diferentes tipos de salto, quando comparados às mulheres, a utilização da energia acumulada parece ser diferente. No salto com contramovimento, enquanto que as mulheres utilizam cerca de 90% da energia acumulada na fase excêntrica, os homens utilizam cerca de 50% dessa energia (Komi e Bosco, 1978).

### 3.3.2 PARÂMETROS CINÉTICOS DO SALTO

Uma das formas de se analisar o salto é através das forças de reação do solo obtidas através de plataformas de força. A figura 2 mostra a componente vertical da força de reação do solo em um dos membros inferiores, durante um salto típico com contramovimento, de um sujeito com aproximadamente 80 Kg.



**Figura 2.** Força vertical para cima e para baixo, aplicada a um pé durante o salto (figura extraída de (Nicol, 2001))

Segundo Nicol (2001), as sete fases desse gráfico podem ser descritas da seguinte forma:

- Fase 1: A área abaixo da linha da metade do peso corporal (400 N) indica que o peso corporal está sofrendo uma aceleração para baixo. No final dessa fase o corpo está se movendo com a máxima velocidade para baixo.

- Fase 2: Esta área representa a desaceleração do movimento para baixo, até o corpo parar no ponto em que o seu centro de massa atinge a posição mais baixa.

- Fase 3: A força acima da metade do peso corporal significa que o corpo está acelerando verticalmente para cima. Essa área representa a principal ação propulsora para o salto.



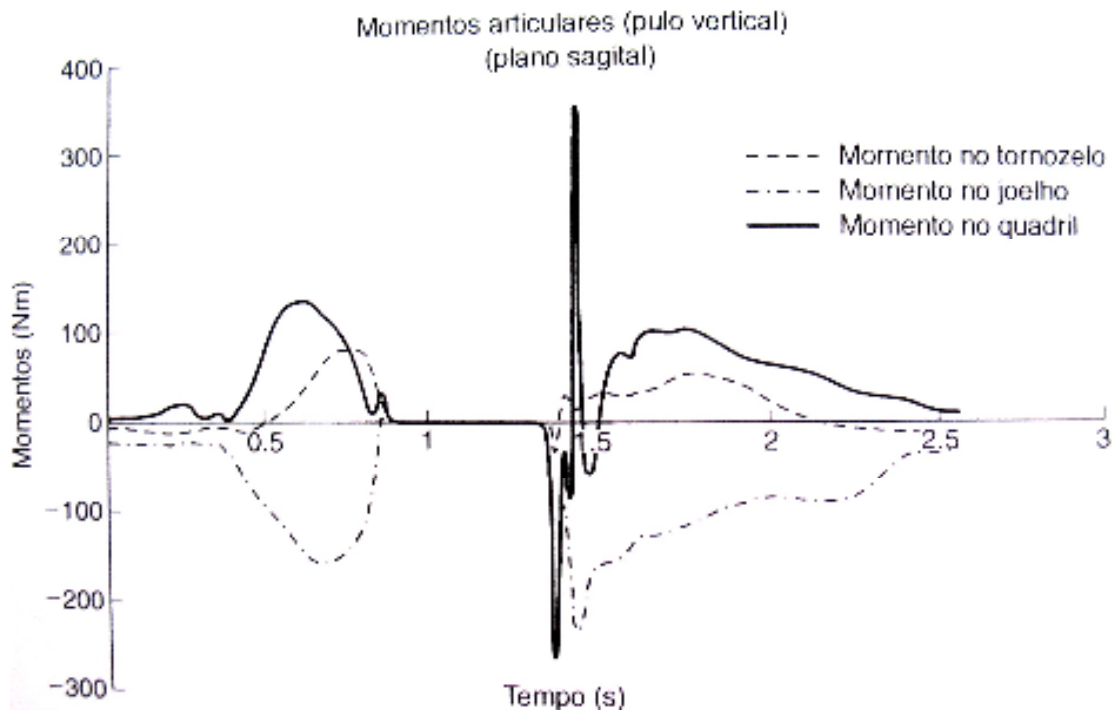
- Fase 4: Representa a fase de vôo, em que não há aplicação de qualquer força do pé no solo. A partir do tempo de vôo, pode-se calcular, por exemplo, a altura do salto.

- Fase 5: Quando o pé toca o solo, há um aumento muito rápido da força vertical observada, pois é uma fase de desaceleração. Os valores de força atingem, freqüentemente, até 2 vezes o peso corporal em cada membro inferior.

- Fase 6: O corpo acelera para cima novamente, pois há a aplicação de uma força com valores acima da metade do peso corporal em cada membro inferior, a fim de recuperar a altura.

- Fase 7: Esta é a fase de recuperação, em que o centro de massa se aproxima da altura normal do sujeito e a força vertical retorna aos valores iniciais.

A figura 3 mostra um gráfico típico dos momentos articulares de tornozelo, joelho e quadril de um homem não atlético, com 80 kg, realizando um salto vertical com contramovimento, com os membros superiores soltos ao lado do corpo. Pode-se observar uma primeira fase em que os maiores picos ocorrem em joelho e quadril, seguida por uma fase com valores nulos (fase aérea). Grandes picos ocorrem na seqüência, nas três articulações, em virtude da aterrissagem, seguida por uma fase de reequilíbrio, em que os momentos tendem a zero (Nicol, 2001).



**Figura 3. Momentos articulares de flexão/extensão do tornozelo, joelho e quadril durante o salto vertical (figura extraída de (Nicol, 2001))**

Outra forma de identificar a contribuição dos músculos durante o salto é através da potência articular, que é calculada pelo produto entre o momento articular e a velocidade angular da articulação (Nicol, 2001).

### 3.3.3 CONTRIBUIÇÃO DOS SEGMENTOS E DOS GRUPOS MUSCULARES

A velocidade com que o centro de massa corporal é impulsionado para cima durante um salto vertical, está relacionada com a porcentagem de contribuição dos diferentes segmentos corporais, durante a fase de propulsão. Essa porcentagem, em geral, dá-se da seguinte forma: contribuição da extensão do joelho, 56%; da flexão plantar, 22%; da extensão do tronco, 10%; do balanço dos braços, 10% e balanço da cabeça, 2% (Luhtanen e Komi, 1978).

O balanço dos braços, especificamente, contribui com cerca de 10% na velocidade de propulsão, tanto no salto agachado, como no salto com contramovimento. Isso se dá, pois quando os músculos que atravessam o quadril e o joelho estão em uma posição favorável para gerar força de reação do solo vertical, a aceleração dos braços para cima cria uma força para baixo no restante do corpo. Isso reduz a velocidade de contração de grandes músculos, como o quadríceps e glúteos, a velocidades as quais eles podem gerar mais força. Assim, o impulso vertical é aumentado (Harman, Rosenstein *et al.*, 1990).

## 4. MATERIAIS E MÉTODOS

Todos os experimentos foram executados no Laboratório de Biomecânica do Instituto Vita, que possuiu condições e equipamentos suficientes para o desenvolvimento do presente projeto. Os experimentos realizados não foram invasivos, e apresentaram mínimo risco à saúde dos sujeitos. Antes do início das coletas de dados, foi obtida a aprovação pelo comitê de ética em pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo (Protocolo nº 2007/21).

### 4.1 Seleção da Amostra

Participaram do presente estudo 34 indivíduos, todos do sexo masculino e praticantes de atividade física recreacional, divididos em dois grupos: 17 sujeitos submetidos à reconstrução cirúrgica do LCA (grupo LCA) e 17 sujeitos sem qualquer afecção de membros inferiores (grupo controle).

Os dados referentes à idade, estatura e massa para os grupos controle e LCA são apresentados na tabela 1.

**Tabela 1** – Características da amostra

<i>GRUPOS</i>	<i>Idade (anos)</i>	<i>Estatura (m)</i>	<i>Massa (kg)</i>
<i>CONTROLE</i>	26,5 ± 4,1	1,80 ± 0,07	82,0 ± 6,8
<i>LCA</i>	29,4 ± 8,0	1,76 ± 0,05	86,9 ± 12,8

Fizeram parte do grupo LCA, pacientes submetidos à reconstrução cirúrgica via artroscopia, utilizando como enxerto uma combinação dos tendões flexores semitendíneo e grácil. Todas as cirurgias foram realizadas por cirurgiões ortopédicos

experientes da mesma equipe, obedecendo à mesma técnica cirúrgica. Os sujeitos foram submetidos a um mesmo protocolo de tratamento fisioterapêutico que visa à redução dos sinais inflamatórios, ao ganho de amplitude de movimento e ao incremento gradual da força e das habilidades sensório-motoras. O tempo médio de pós-operatório (PO) ( $\pm$  um desvio padrão) foi de 33 ( $\pm$  11) meses, sendo que todos tinham mais de um ano de cirurgia. Dos 17 indivíduos, oito operaram o membro dominante e nove operaram o membro contralateral.

Os sujeitos do grupo controle foram recrutados voluntariamente, e estes não podiam apresentar qualquer acometimento nos membros inferiores, além de não terem sido submetidos a qualquer procedimento cirúrgico nessa região. Estes indivíduos foram pareados ao grupo de pacientes segundo idade e características antropométricas.

Os critérios de exclusão adotados para o grupo LCA foram os seguintes: menos de um ano de pós-operatório, mais de uma cirurgia no membro acometido, cirurgia prévia no membro contralateral, lesão meniscal que comprometesse mais de 25% da estrutura do menisco do joelho operado, lesão de qualquer outro ligamento do mesmo joelho, lesão condral graus III ou IV, presença de qualquer outro acometimento músculo-esquelético em membros inferiores ou coluna vertebral, assim como qualquer comprometimento cardiovascular, sensorial e/ou motor que pudesse comprometer as atividades realizadas.

## **4.2 Tarefas Experimentais**

Todos os sujeitos foram avaliados em apenas uma ocasião e, antes de realizarem as tarefas, faziam uma caminhada de 5 minutos pelo laboratório (para

fins de aquecimento) e simulavam as atividades a serem realizadas, porém de forma submáxima.

As tarefas consistiram em:

1. Agachamento bipedal sem carga: apoiados sobre as duas plataformas de força (um pé sobre cada plataforma), os sujeitos executaram um agachamento livre, até que o joelho atingisse 90° de flexão, sustentando apenas o próprio peso corporal (antes da execução do movimento, foi mostrado três vezes ao sujeito a profundidade que ele deveria atingir). Os membros superiores permaneceram cruzados no peito. O movimento foi realizado oito vezes, com um intervalo de cinco segundos entre cada agachamento.
2. Agachamento bipedal com carga: igual ao anterior, porém os sujeitos seguravam uma carga correspondente a 20% de sua massa corporal. Esta carga era composta por caneleiras, as quais eram seguradas pelo próprio sujeito, de encontro ao seu tórax.
3. Salto bipedal com contra-movimento: também apoiados sobre as plataformas de força (um pé sobre cada plataforma), os indivíduos realizavam um salto completo máximo, que partia da postura ereta, com os joelhos estendidos. Os membros superiores permaneciam cruzados no peito. O movimento foi realizado oito vezes, com um intervalo de dez segundos entre cada salto.

### **4.3 Procedimentos**

Os voluntários foram convidados a comparecerem ao Laboratório de Biomecânica do Instituto Vita onde passaram pelos seguintes procedimentos:

1. Explicações e esclarecimentos ao sujeito a respeito do estudo;
2. Leitura e assinatura do termo de consentimento;
3. Preenchimento de uma anamnese (Anexo I);
4. Preenchimento dos questionários Lysholm (traduzido por Peccin, Ciconelli *et al.*, 2006) (Anexo II) e IKDC subjetivo (Irrgang, Anderson *et al.*, 2001) (Anexo III) sobre sintomas e função dos joelhos;
5. Aquisição dos dados antropométricos (massa, estatura);
6. Teste para avaliação da dominância lateral (indicada pela preferência que os sujeitos tinham sobre qual membro inferior utilizar para executar um chute);
7. Familiarização do sujeito às tarefas;
8. Colocação dos marcadores para análise cinemática;
9. Realização das tarefas.

O tempo total para cada indivíduo foi de no máximo uma hora e trinta minutos.

#### **4.4 Coleta de Dados**

Para coleta dos dados cinemáticos foi utilizado um sistema de análise do movimento (modelo Datastation 460 com câmeras Mcam2, Vicon Motion Systems), composto por seis câmeras de vídeo que operam no infra-vermelho, com frequência de aquisição de 120 Hz. Este mesmo sistema gerenciava a aquisição das componentes das forças e momentos de reação do solo. As forças e momentos foram medidos com duas plataformas de força (modelo OR6, Advanced Mechanical Technology Inc.), com frequência de aquisição de 1080 Hz.

Marcas retrorefletivas de 15 mm de diâmetro foram colocadas em proeminências anatômicas nas seguintes regiões do corpo: sacro (ponto médio, na altura das espinhas ilíacas póstero-superiores), ponto mais lateral da crista ilíaca (direita e esquerda), espinha ilíaca ântero-superior (direita e esquerda), trocânter maior do fêmur (direito e esquerdo), epicôndilos medial e lateral do fêmur (direito e esquerdo), cabeça da fíbula (direita e esquerda), tuberosidade anterior da tíbia (direita e esquerda), maléolos medial e lateral (direito e esquerdo), proeminência posterior do calcâneo (direito e esquerdo), cabeça do II metatarso (direito e esquerdo) (Figura 4).



Figura 4. Posicionamento dos *clusters* e das marcas anatômicas.

A fim de minimizar os erros de medição dos dados cinemáticos, foi utilizada a técnica de calibração do sistema anatômico (CAST) proposta por (Capozzo, Catani *et al.*, 1995). Para tal, foram utilizados quatro *clusters*, um em cada perna e um em cada coxa, com três marcas cada. Na utilização desta técnica, a primeira etapa da coleta consistiu em uma calibração estática, na qual o sujeito permaneceu parado na



posição anatômica para membros inferiores e com os braços cruzados no peito. Esse procedimento foi adotado para definir a posição das marcas em relação à base dos *clusters*.

Assumindo que os *clusters* não se mexem em relação às marcas anatômicas e que os segmentos coxa e perna são corpos rígidos, o vetor posição das marcas em relação ao respectivo *cluster* não muda em função do movimento do segmento. Assim, com a calibração estática, todos os vetores posição das marcas da coxa e da perna são determinados e descritos a partir do sistema de coordenadas local (*cluster*), possibilitando a retirada das marcas (trocânter maior do fêmur, epicôndilos medial e lateral do fêmur, cabeça da fíbula, tuberosidade anterior da tíbia e maléolos lateral e medial) durante as tentativas dinâmicas (execução do salto e dos agachamentos). Na tentativa dinâmica, apenas os *clusters* foram utilizados nos segmentos perna e coxa. A partir desses *clusters*, as posições das marcas retiradas foram reconstruídas virtualmente no software Visual 3D (C-Motion Inc), utilizando os vetores posição obtidos na calibração estática.

Os *clusters* utilizados eram compostos por faixas de neoprene fixadas com Velcro nos quatro segmentos. Três marcas retrorefletivas foram afixadas em cada *cluster* por meio de tiras de Velcro.

#### **4.5 Análise dos Dados**

A digitalização das posições das marcas e a reconstrução tridimensional foram realizadas automaticamente com o próprio sistema VICON, enquanto que o alisamento das curvas e o cálculo das grandezas cinemáticas e cinéticas foram realizados com o software Visual 3D. Para alisamento dos dados cinemáticos foi utilizado um filtro Butterworth de 4<sup>a</sup> ordem, passa baixa com frequência de corte de 6

Hz. Além destes sistemas, o ambiente de programação *Matlab* (*Matlab 7.0 Mathworks*) foi utilizado para quantificar algumas variáveis do salto, a partir das forças de reação do solo. Das oito tentativas de cada tarefa, foram selecionadas, aleatoriamente, 5 tentativas válidas.

Os segmentos corporais foram definidos usando as marcas das espinhas ilíacas, cristas ilíacas, sacro e trocânteres femurais para determinação da pelve, trocânteres e epicôndilos femurais para determinação da coxa, epicôndilos femurais, tuberosidade anterior da tíbia, cabeça da fíbula e maléolos para determinação da perna e maléolos, II metatarso e V metatarso (marca virtual) para determinação do pé.

Os sistemas de coordenadas local da pelve, coxa, perna e pé foram derivados da calibração estática; o ângulo do quadril foi definido como a representação angular entre a pelve proximal e a coxa distal; o ângulo do joelho definido entre a coxa proximal e a perna distal; e o ângulo do tornozelo entre a perna proximal e o pé distal. Todos os segmentos proximais foram considerados como segmentos de referência e os ângulos articulares foram normalizados a partir dos ângulos articulares obtidos durante a calibração estática, na qual os sujeitos permaneciam em uma posição ereta anatômica para membros inferiores, com os braços cruzados no peito.

Desta forma, através do software Visual 3D, foram calculadas as séries temporais dos deslocamentos angulares de tornozelo, joelho e quadril, no plano sagital, assim como os momentos e as potências articulares, os quais foram estimados por cálculos de dinâmica inversa. Esses cálculos levam em consideração a descrição cinemática do movimento, os dados antropométricos do sujeito segundo

o modelo anatômico e as medidas das forças externas ao sistema (no caso, as forças de reação do solo).

Momento de força ou torque é a capacidade que uma força tem em gerar rotação. No caso do corpo humano, é a força muscular produzindo uma rotação em determinada articulação. Esta variável é de extrema importância, pois é uma medida indireta da força produzida por um determinado grupo muscular. Outra variável de interesse é a relação entre o pico do momento articular desenvolvido pelos extensores de quadril, pelo pico desenvolvido pelos extensores de joelho, pois mostra como está o padrão de distribuição de esforço entre esses dois grupos musculares em uma atividade em cadeia cinética fechada. No presente estudo, o momento articular é referido como momento interno de extensão, o qual é a força que resiste à carga externa de flexão de determinada articulação.

A potência articular é calculada pelo produto entre o momento articular e a velocidade angular desta articulação, e se refere ao fluxo de energia na articulação em função do tempo. Valores negativos representam absorção de energia mecânica, enquanto que valores positivos representam geração de energia mecânica.

Além das variáveis de deslocamento, momento e potência articular, analisamos as séries temporais da força de reação do solo (FRS) vertical, durante a realização do salto vertical. A partir dessas séries temporais, através de rotina desenvolvida no ambiente Matlab, foram extraídas algumas variáveis que mostram o desempenho do salto, assim como alguns índices de assimetria:

- Altura do salto (máxima altura atingida): calculada pela dupla integração da função que descreve a aceleração do centro de gravidade;

- Potência mecânica máxima: calculadas pelo produto entre a força de reação do solo vertical e a velocidade do deslocamento do centro de gravidade;

- Razão entre a quantidade de trabalho excêntrico pelo concêntrico: considerando que trabalho é a capacidade que o sujeito tem em deslocar o seu centro de gravidade e é calculado pela integração da função que descreve a potência mecânica desenvolvida, esta razão mostra a proporção de trabalho realizado durante a propulsão de um salto, nas fases excêntrica e concêntrica.

Para comparar a simetria entre os grupos, foi estabelecido um índice de assimetria (IA), calculado pela razão entre a diferença entre membros do pico de determinada variável e a média destes valores:

$$IA = \left[ \frac{VarXMembroSadio - VarXMembroOperado}{\left( \frac{VarXMembroSadio + VarXMembroOperado}{2} \right)} \right] \times 100$$

As variáveis de momento e potência articular assim como potência mecânica foram normalizadas em relação ao peso corporal.

O agachamento, com e sem carga, foi analisado desde o primeiro movimento do corpo no sentido descendente até o momento que o corpo pára, após a fase ascendente. O salto foi analisado apenas durante a fase de propulsão, ou seja, desde o primeiro movimento do corpo no sentido descendente até o momento que os membros inferiores se desprendem do solo.

#### 4.7 Análise Estatística

Para análise descritiva foram utilizadas medidas de tendência central e de variabilidade. O teste *Kolmogorov-Smirnov* foi utilizado para verificar a normalidade dos dados e, para averiguar a igualdade das variâncias, utilizou-se o teste de

*Levene*. Para as variáveis que apresentaram distribuição normal, foi aplicado o teste-t pareado nas comparações entre os membros inferiores do mesmo grupo e o teste-t não-pareado para comparar as variáveis entre os grupos. Nas variáveis não-normais foram aplicadas transformações (raiz quadrada, ou logaritmo, ou potenciação); caso essas variáveis transformadas apresentassem distribuição normal, eram aplicados testes-t; caso a distribuição continuasse não-normal, testes não-paramétricos foram aplicados (*Wilcoxon* para dados pareados e *Mann-Whitney* para amostras independentes).

Um nível de significância ( $\alpha$ ) de 0.05 foi utilizado para todos os testes estatísticos, que foram realizados utilizando o programa SPSS (versão 16.0).

## 5. RESULTADOS

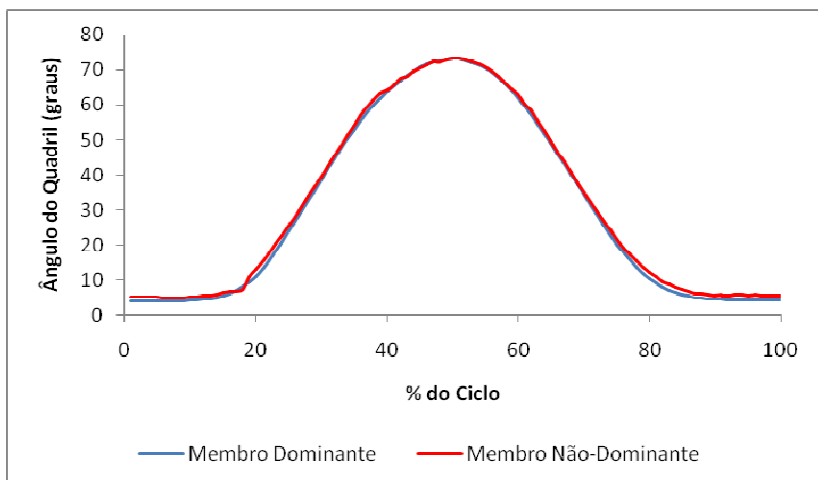
Todos os sujeitos do presente estudo conseguiram realizar todas as tarefas, sem dificuldade e sem queixas. Os dados referentes aos questionários Lysholm e IKDC subjetivo são apresentados na TABELA 2. O teste de *Mann-Whitney* revelou diferença significativa entre os grupos, tanto para o questionário Lysholm ( $p = 0,001$ ) como para o IKDC subjetivo ( $p = 0,000$ ).

**Tabela 2** – Lysholm e IKDC subjetivo (média  $\pm$  DP)

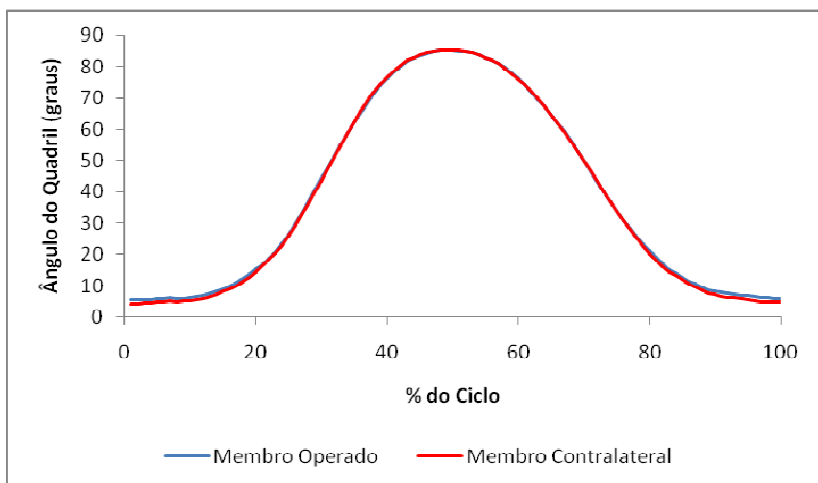
<i>GRUPOS</i>	<i>Lysholm</i>	<i>IKDC subjetivo</i>
<i>CONTROLE</i>	100 $\pm$ 0,0	99,9 $\pm$ 0,2
<i>LCA</i>	95,6 $\pm$ 5,8	93,3 $\pm$ 7,9

### 5.1 Agachamento

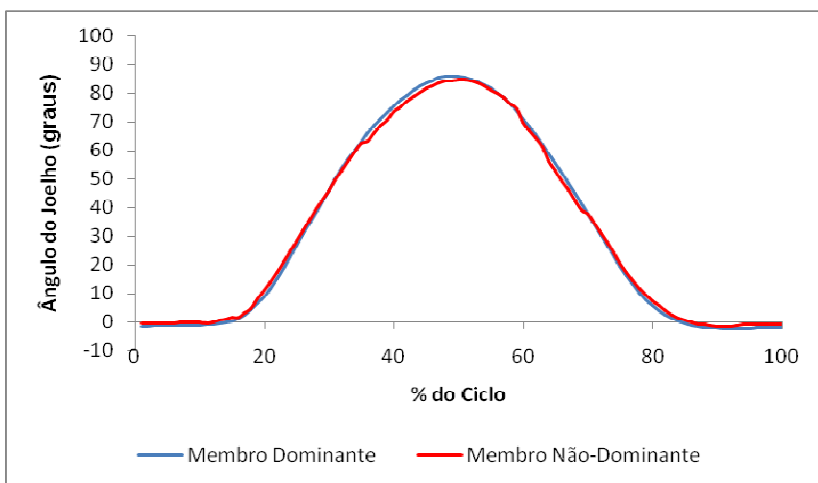
Nas figuras 5 a 10 são apresentadas as médias dos deslocamentos angulares do quadril, do joelho e do tornozelo no plano sagital. O eixo horizontal representa os dados referentes à porcentagem do ciclo completo do movimento e o eixo vertical representa o movimento articular em graus. Qualitativamente, observa-se um padrão de simetria entre os membros inferiores de ambos os grupos, nas diferentes articulações.



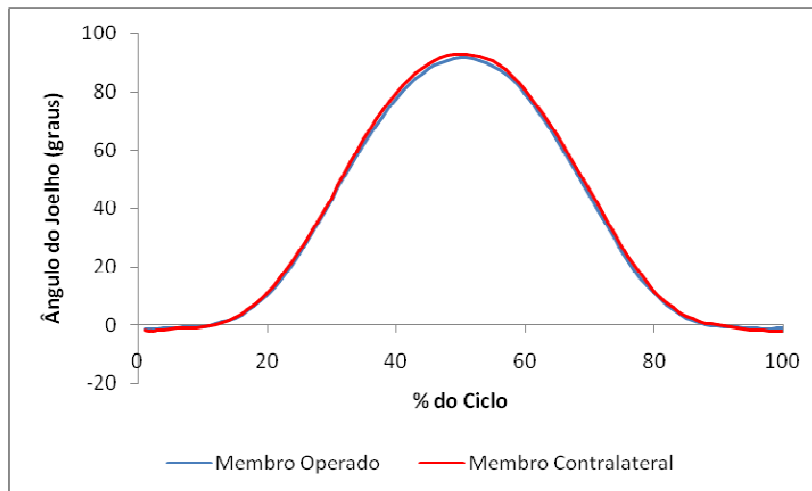
**Figura 5. Média do deslocamento angular do quadril no plano sagital durante o agachamento (grupo controle)**



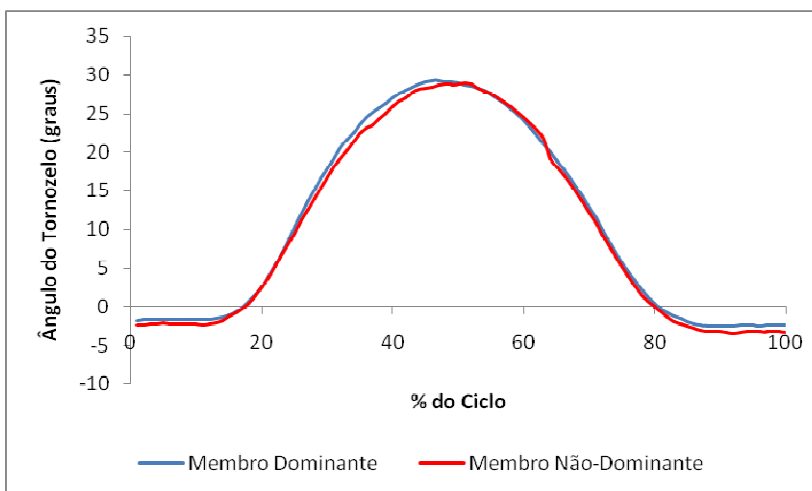
**Figura 6. Média do deslocamento angular do quadril no plano sagital durante o agachamento (grupo LCA)**



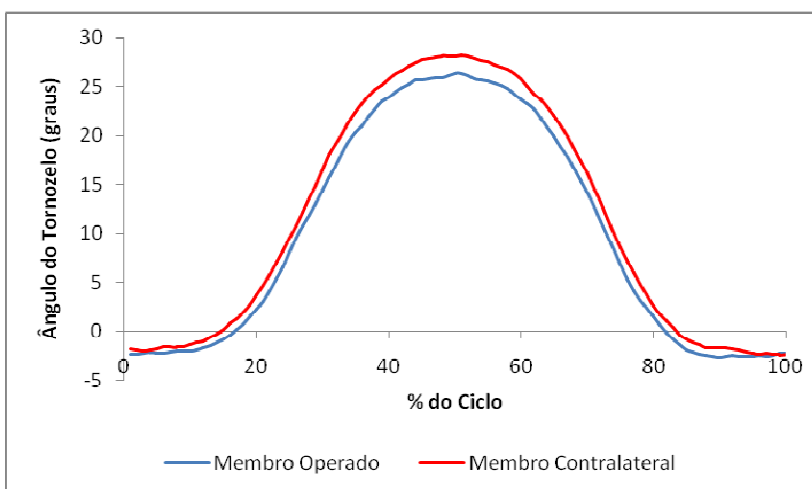
**Figura 7. Média do deslocamento angular do joelho no plano sagital durante o agachamento (grupo controle)**



**Figura 8. Média do deslocamento angular do joelho no plano sagital durante o agachamento (grupo LCA)**



**Figura 9. Média do deslocamento angular do tornozelo no plano sagital durante o agachamento (grupo controle)**



**Figura 10. Média do deslocamento angular do tornozelo no plano sagital durante o agachamento (grupo LCA)**



A tabela 3 apresenta os valores médios dos picos de momentos articulares internos de extensão (de quadril e de joelho) atingidos durante o agachamento (normalizados pelo peso corporal – PC), assim como os índices de assimetria (IA) entre os membros. Pode-se observar que nenhuma variável apresentou diferença estatística, tanto na comparação dos IA (inter-grupos), como na comparação intra-grupos.

**Tabela 3 – Pico dos momentos articulares internos de extensão durante o agachamento**

Variáveis	GRUPO CONTROLE		GRUPO LCA	
	Membro dominante	Membro contralateral	Membro operado	Membro sadio
Momento articular do quadril [Nm/PC]	0,60 ± 0,30	0,57 ± 0,25	0,61 ± 0,32	0,64 ± 0,37
	p = 0,378		p = 0,483	
IA – Momento articular do quadril	20,97 ± 21,86		21,29 ± 15,92	
	p = 0,963			
Momento articular do joelho [Nm/PC]	1,08 ± 0,23	1,00 ± 0,17	0,90 ± 0,27	0,91 ± 0,15
	p = 0,112		p = 0,880	
IA – Momento articular do joelho	16,91 ± 10,30		24,72 ± 14,98	
	p = 0,096			
Momento articular quadril/joelho [Nm/PC]	0,59 ± 0,41	0,60 ± 0,34	0,77 ± 0,49	0,74 ± 0,49
	p = 0,775		p = 0,681	
IA – Momento articular quadril/joelho	19,06 ± 21,37		25,65 ± 15,44	
	p = 0,07			

A tabela 4 apresenta os valores médios dos picos de potências articulares atingidos no agachamento (normalizados pelo PC), assim como os IA entre os

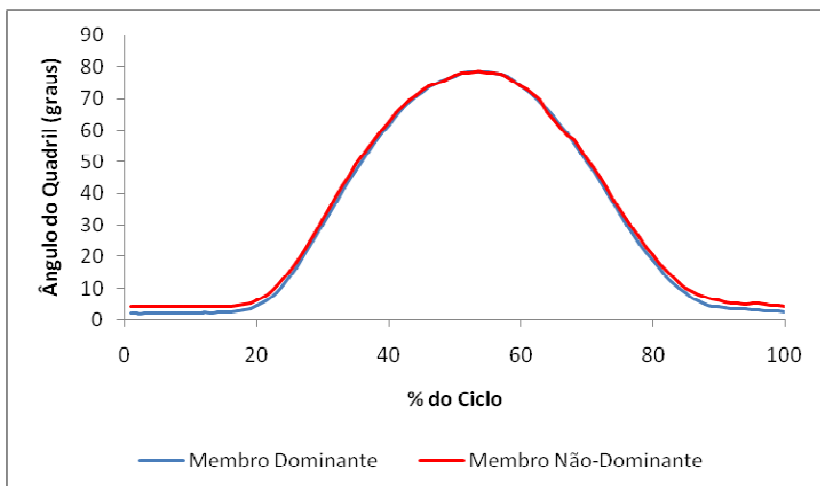
membros. Observa-se que nenhuma variável apresentou diferença significativa nas comparações inter e intra-grupos.

**Tabela 4** – Pico das Potências articulares durante o agachamento

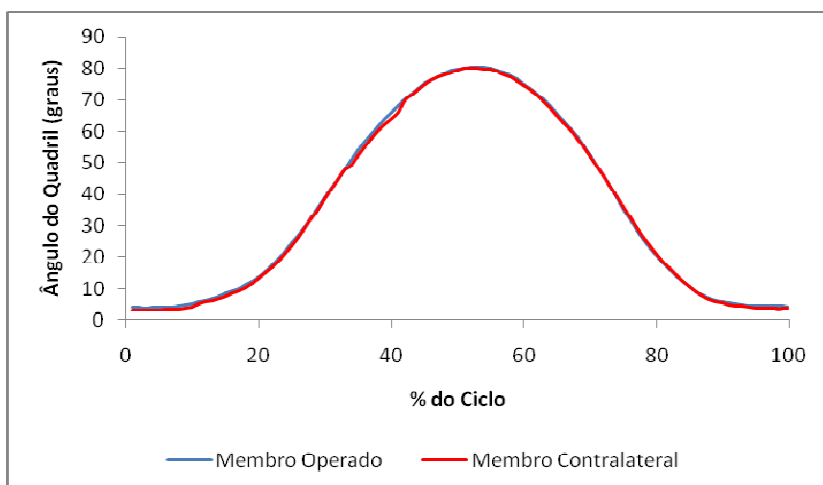
Variáveis	GRUPO CONTROLE		GRUPO LCA	
	Membro dominante	Membro contralateral	Membro operado	Membro sadio
Potência articular do quadril [W/PC]	0,54 ± 0,32	0,55 ± 0,31	0,64 ± 0,50	0,61 ± 0,47
	p = 0,700		p = 0,603	
IA – Potência articular do quadril	27,10 ± 25,90		18,31 ± 12,11	
	p = 0,232			
Potência articular do joelho	1,43 ± 0,48	1,43 ± 0,33	1,30 ± 0,60	1,34 ± 0,41
	p = 0,923		p = 0,702	
IA – Potência articular do joelho	17,80 ± 14,32		28,38 ± 20,16	
	p = 0,098			

## 5.2 Agachamento com Carga

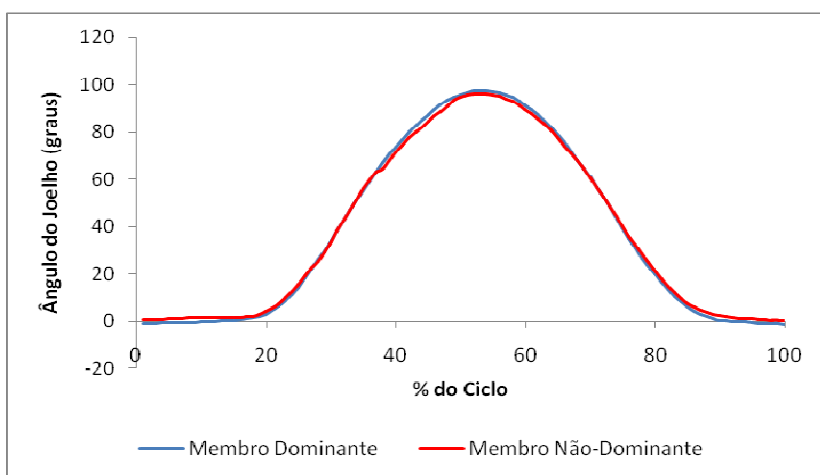
Nas figuras 11 a 16 são apresentadas as médias dos deslocamentos angulares do quadril, do joelho e do tornozelo no plano sagital. O eixo horizontal representa os dados referentes à porcentagem do ciclo completo do movimento e o eixo vertical representa o movimento articular em graus. Após análise qualitativa, pôde-se observar que ambos os grupos apresentaram um padrão de simetria entre seus membros inferiores, nas diferentes articulações.



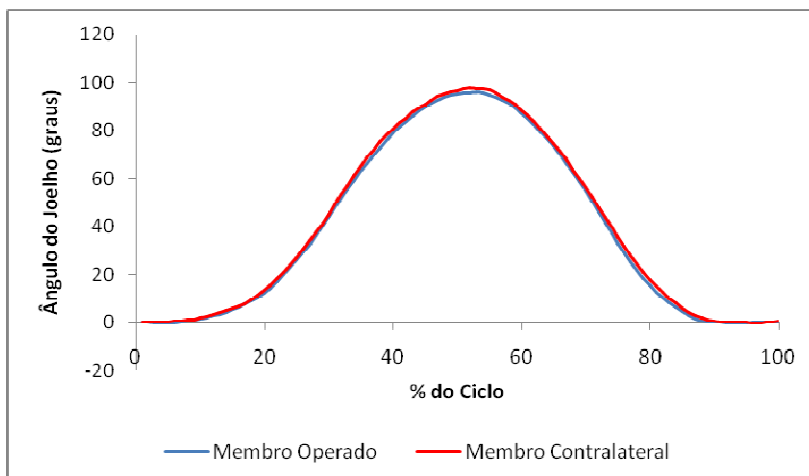
**Figura 11. Média do deslocamento angular do quadril no plano sagital durante o agachamento com carga (grupo controle)**



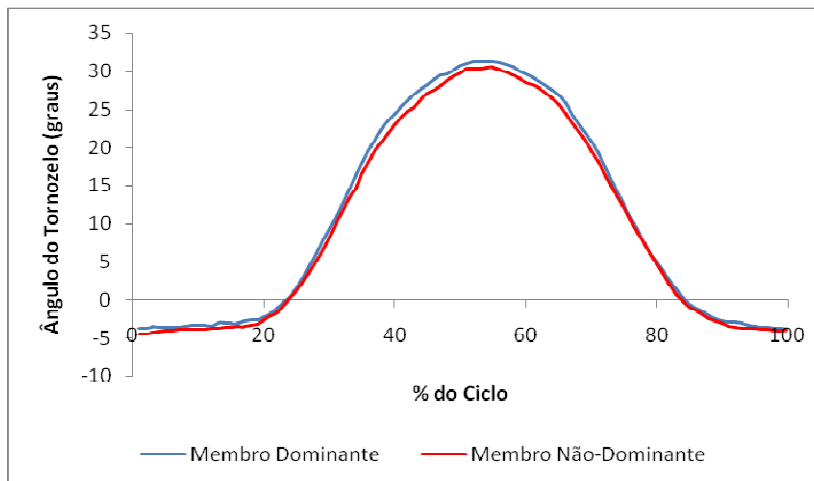
**Figura 12. Média do deslocamento angular do quadril no plano sagital durante o agachamento com carga (grupo LCA)**



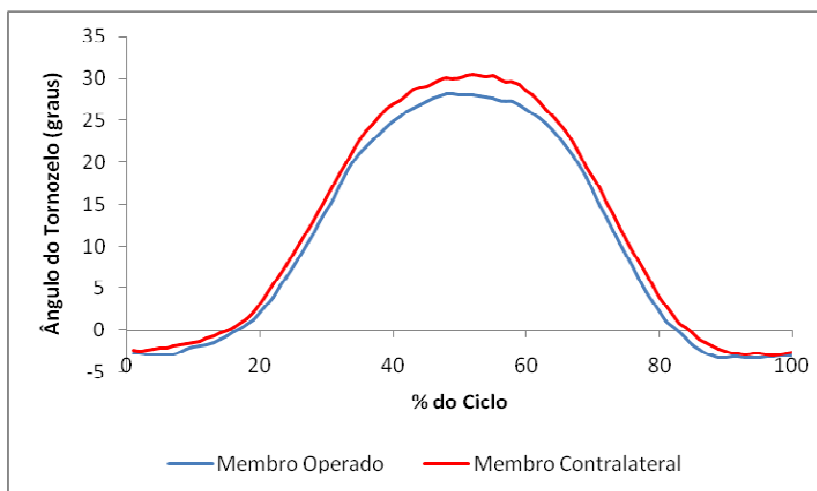
**Figura 13. Média do deslocamento angular do joelho no plano sagital durante o agachamento com carga (grupo controle)**



**Figura 14. Média do deslocamento angular do joelho no plano sagital durante o agachamento com carga (grupo LCA)**



**Figura 15. Média do deslocamento angular do tornozelo no plano sagital durante o agachamento com carga (grupo controle)**



**Figura 16. Média do deslocamento angular do tornozelo no plano sagital durante o agachamento com carga (grupo LCA)**

A tabela 5 apresenta os valores médios dos picos de momentos articulares internos de extensão atingidos durante o agachamento com carga (normalizados pelo PC), assim como os IA entre os membros. O teste não-paramétrico de Mann-Whitney revelou diferença significativa ( $p = 0,048$ ) entre os IA da razão entre os momentos articulares internos de extensão de quadril e joelho entre os grupos, ou seja, os sujeitos do grupo LCA são mais assimétricos no que diz respeito à razão entre os momentos articulares de quadril e joelho, quando comparados ao grupo controle. As demais variáveis não apresentaram diferença significativa.

**Tabela 5** – Pico dos momentos articulares internos de extensão durante o agachamento com carga

Variáveis	GRUPO CONTROLE		GRUPO LCA	
	Membro dominante	Membro contralateral	Membro operado	Membro sadio
Momento articular do quadril [Nm/PC]	0,89 ± 0,39	0,83 ± 0,30	0,93 ± 0,42	0,89 ± 0,43
	p = 0,132		p = 0,487	
IA – Momento articular do quadril	17,77 ± 16,35		17,71 ± 10,16	
	p = 0,989			
Momento articular do joelho [Nm/PC]	1,29 ± 0,26	1,22 ± 0,18	1,14 ± 0,29	1,15 ± 0,18
	p = 0,231		p = 0,915	
IA – Momento articular do joelho	16,78 ± 10,21		24,52 ± 16,70	
	p = 0,128			
Momento articular quadril/joelho [Nm/PC]	0,73 ± 0,38	0,71 ± 0,32	0,92 ± 0,54	0,85 ± 0,64
	p = 0,559		p = 0,385	
IA – Momento articular quadril/joelho	17,85 ± 17,60		27,24 ± 15,99	
	p = 0,048*			

A tabela 6 apresenta os valores médios dos picos de potências articulares atingidos no agachamento com carga (normalizados pelo PC), assim como os índices de assimetria entre os membros. A única variável que apresentou diferença estatística foi o IA referente à potência articular do joelho, cujo teste-t mostrou que os sujeitos do grupo LCA são mais assimétricos que os indivíduos do grupo controle ( $p = 0,023$ ) para essa variável.

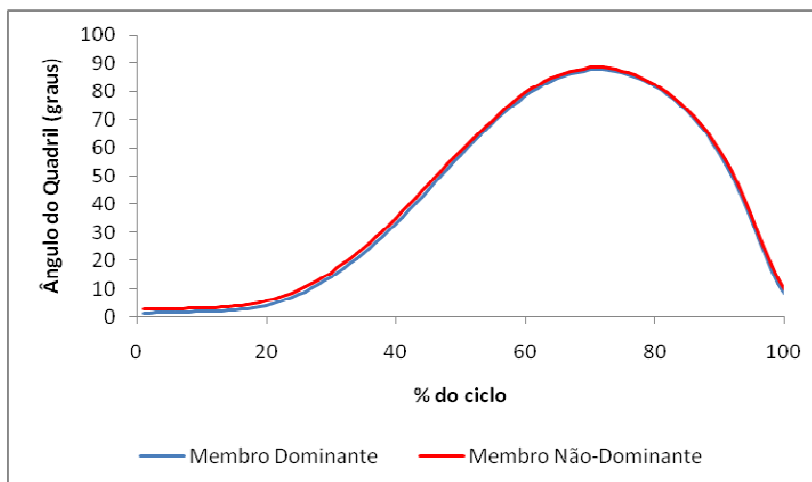
**Tabela 6** – Pico das potências articulares durante o agachamento com carga

Variáveis	GRUPO CONTROLE		GRUPO LCA	
	Membro dominante	Membro contralateral	Membro operado	Membro sadio
Potência articular do quadril [W/PC]	0,90 ± 0,49	0,88 ± 0,45	1,02 ± 0,66	0,93 ± 0,61
	p = 0,800		p = 0,242	
IA – Potência articular do quadril	21,29 ± 24,45		20,02 ± 12,39	
	p = 0,859			
Potência articular do joelho [W/PC]	1,81 ± 0,58	1,76 ± 0,49	1,62 ± 0,70	1,72 ± 0,54
	p = 0,588		p = 0,411	
IA – Potência articular do joelho	16,09 ± 12,26		29,23 ± 17,96	
	p = 0,023*			

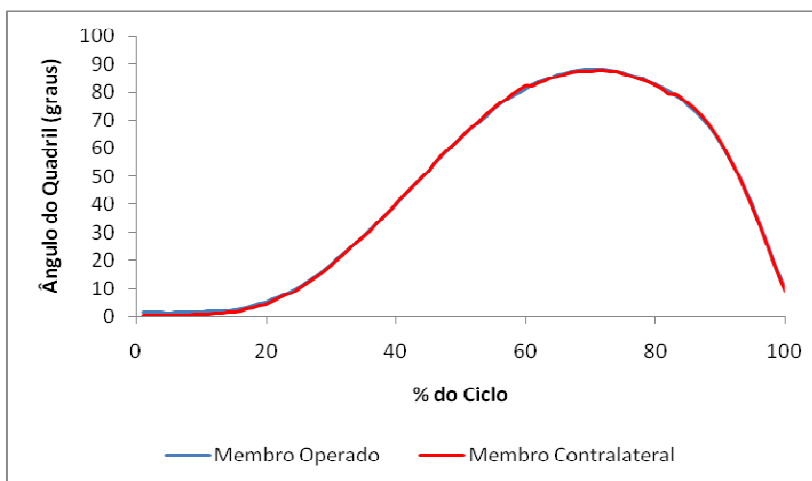
### 5.3 Salto

Nas figuras 17 a 22 são apresentadas as médias dos deslocamentos angulares do quadril, do joelho e do tornozelo no plano sagital. O eixo horizontal representa os dados referentes à porcentagem do ciclo completo do movimento e o eixo vertical representa o movimento articular em graus. Qualitativamente, pode-se

observar um padrão de simetria entre os membros inferiores de ambos os grupos, nas três articulações.



**Figura 17.** Média do deslocamento angular do quadril no plano sagital durante o salto (grupo controle)



**Figura 18.** Média do deslocamento angular do quadril no plano sagital durante o salto (grupo LCA)

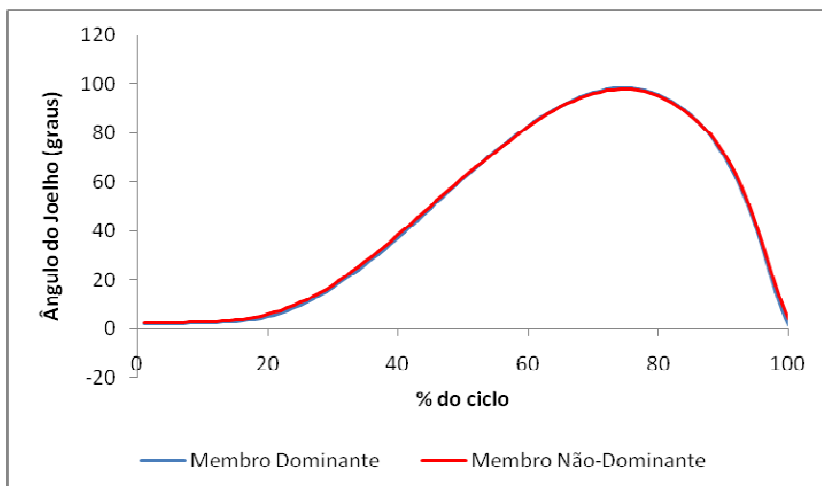


Figura 19. Média do deslocamento angular do joelho no plano sagital durante o salto (grupo controle)

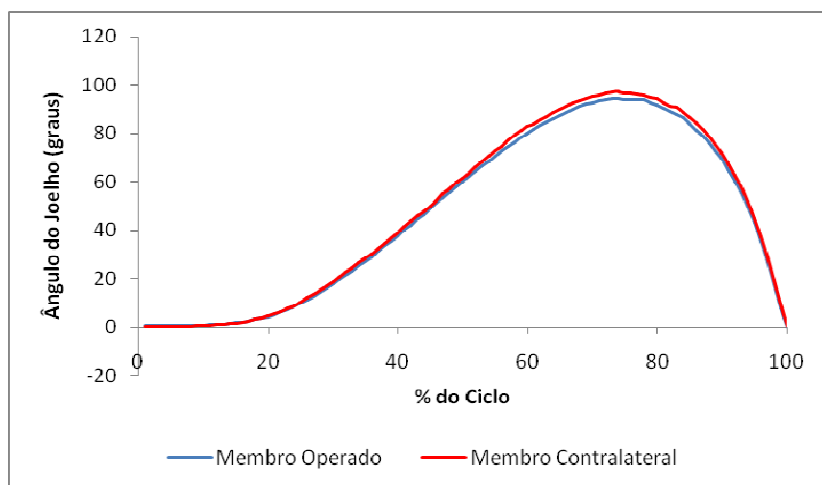


Figura 20. Média do deslocamento angular do joelho no plano sagital durante o salto (grupo LCA)

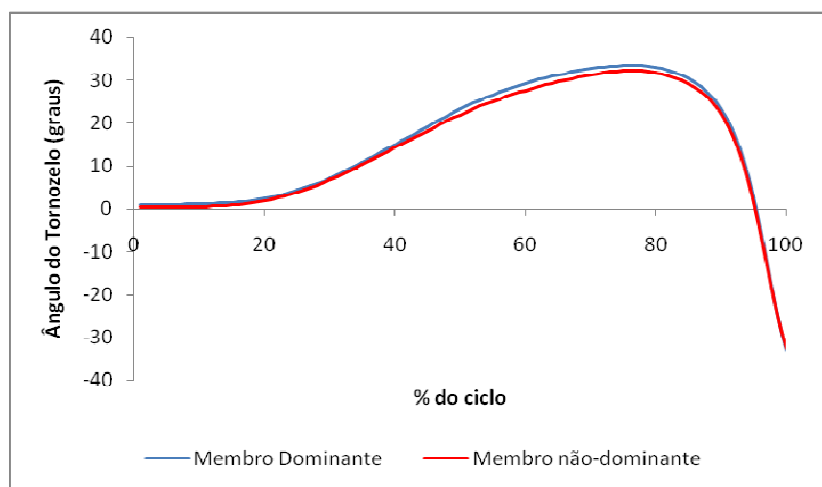
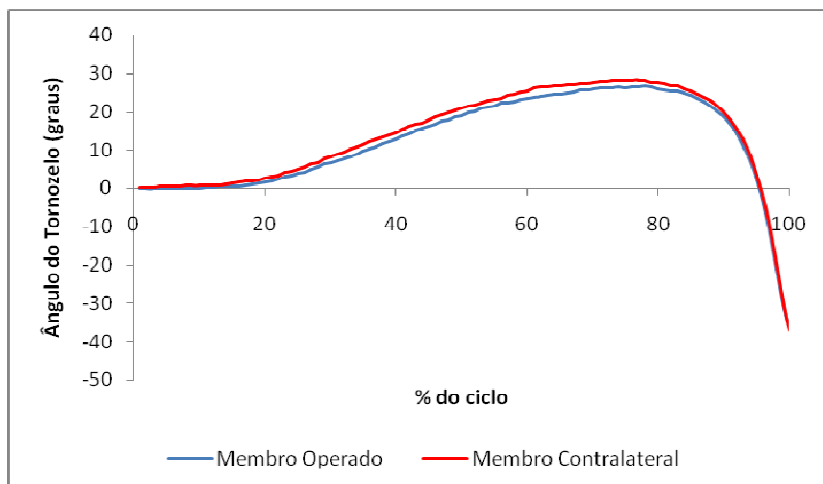


Figura 21. Média do deslocamento angular do tornozelo no plano sagital durante o salto (grupo controle)





**Figura 22. Média do deslocamento angular do tornozelo no plano sagital durante o salto (grupo LCA)**

Na tabela 7 são apresentados os valores médios da altura do salto, potência mecânica (normalizada pelo PC) e razão entre os trabalhos excêntrico e concêntrico, assim como os IA de algumas destas variáveis. O teste-t pareado revelou que os sujeitos do grupo LCA apresentaram uma potência mecânica significativamente menor ( $p = 0,025$ ) no membro operado quando comparado ao membro sadio e que o membro dominante dos indivíduos do grupo controle apresentou uma razão entre os trabalhos excêntrico e concêntrico maior ( $p = 0,028$ ) que a razão desenvolvida no membro contralateral. As demais variáveis não apresentaram diferença significativa.

**Tabela 7** – Altura do salto, Potência Mecânica e Trabalho Excêntrico/Concêntrico durante o salto

Variáveis	GRUPO CONTROLE		GRUPO LCA	
	Membro dominante	Membro contralateral	Membro operado	Membro sadio
Altura do salto (cm)	28,28 ± 4,60		25,69 ± 6,52	
	p = 0,189			
Potência Mecânica [W/PC]	1,99 ± 0,44	2,00 ± 0,46	1,92 ± 0,31	2,02 ± 0,35
	p = 0,860		p = 0,025*	
IA – Potência Mecânica	5,68 ± 3,58		7,94 ± 5,87	
	p = 0,187			
Trabalho excêntrico/concêntrico	0,47 ± 0,04	0,42 ± 0,08	0,47 ± 0,08	0,45 ± 0,09
	p = 0,028*		p = 0,602	
IA – Trabalho excêntrico/concêntrico	18,41 ± 10,88		21,81 ± 15,98	
	p = 0,474			

Na tabela 8 são apresentados os valores médios dos picos de momentos articulares internos de extensão atingidos durante o salto (normalizados pelo PC), assim como os IA entre os membros. O teste-t pareado revelou que a razão dos momentos articulares internos de extensão entre quadril e joelho é maior no membro operado em relação ao membro sadio ( $p = 0,045$ ), indicando um padrão de maior sobrecarga nos extensores de quadril em relação aos extensores de joelho. Além disso, o teste-t não-pareado mostrou um IA da razão entre os momentos articulares maior no grupo LCA ( $p = 0,004$ ) quando comparado ao grupo controle.

**Tabela 8** – Pico dos momentos articulares internos de extensão durante o salto

Variáveis	GRUPO CONTROLE		GRUPO LCA	
	Membro dominante	Membro contralateral	Membro operado	Membro sadio
Momento articular do quadril [Nm/PC]	1,77 ± 0,44	1,68 ± 0,51	1,61 ± 0,47	1,57 ± 0,42
	p = 0,263		p = 0,646	
IA – Momento articular do quadril	15,62 ± 13,03		20,64 ± 12,52	
	p = 0,244			
Momento articular do joelho [Nm/PC]	1,77 ± 0,33	1,65 ± 0,28	1,36 ± 0,45	1,47 ± 0,33
	p = 0,085		p = 0,207	
IA – Momento articular do joelho	14,14 ± 10,33		20,71 ± 19,15	
	p = 0,239			
Momento articular quadril/joelho [Nm/PC]	1,02 ± 0,30	1,04 ± 0,33	1,30 ± 0,58	1,12 ± 0,41
	p = 0,685		p = 0,045*	
IA – Momento articular quadril/joelho	11,22 ± 8,09		23,89 ± 14,43	
	p = 0,004*			

A tabela 9 apresenta os valores médios dos picos de potências articulares atingidos no salto (normalizados pelo PC), assim como os IA entre os membros. O teste-t pareado mostrou valores significativamente menores ( $p = 0,012$ ) para a potência articular do joelho operado em relação ao joelho sadio, assim como o teste-t não-pareado revelou uma maior assimetria na potência articular do joelho ( $p = 0,045$ ) entre os membros inferiores do grupo LCA quando comparados ao grupo controle.

**Tabela 9** – Pico das potências articulares durante o salto

Variáveis	GRUPO CONTROLE		GRUPO LCA	
	Membro dominante	Membro contralateral	Membro operado	Membro sadio
Potência articular do quadril [W/PC]	5,90 ± 1,76	6,20 ± 2,01	5,96 ± 2,27	5,57 ± 2,33
	p = 0,291		p = 0,170	
IA – Potência articular do quadril	13,02 ± 10,20		17,91 ± 17,43	
	p = 0,474			
Potência articular do joelho [W/PC]	11,63 ± 1,75	10,99 ± 1,90	9,01 ± 3,59	10,91 ± 3,29
	p = 0,151		p = 0,012*	
IA – Potência articular do joelho	13,55 ± 8,74		30,18 ± 31,36	
	p = 0,045*			

## 6. DISCUSSÃO

O propósito do presente estudo foi investigar como se comporta a simetria entre os membros inferiores de sujeitos submetidos à reconstrução do LCA, durante a realização de tarefas dinâmicas bipedais, comparando esta simetria com a de sujeitos sem qualquer afecção nos membros inferiores. Pôde-se observar que os sujeitos submetidos à reconstrução do LCA se apresentaram mais assimétricos que o grupo controle, principalmente durante o salto. Estes sujeitos apresentaram assimetrias nas variáveis: potência mecânica, razão entre os momentos articulares de quadril e joelho e potência articular do joelho.

A comparação do presente estudo com os demais relatos da literatura torna-se relativamente difícil, pois as variações metodológicas são grandes. Por exemplo, há poucos trabalhos que analisam a simetria entre os membros inferiores, da população em questão, durante a realização de tarefas bipedais; destas tarefas, fala-se muito pouco sobre o agachamento e o salto; raramente são estimadas as cargas mecânicas com duas plataformas de força ao mesmo tempo; muitos estudos analisam os sujeitos com menos de um ano de pós-operatório; dentre outras variações metodológicas.

### 6.1 Questionários

Os questionários Lysholm e IKDC, que avaliam os sintomas e o grau de funcionalidade do membro operado, mostraram uma diferença significativa entre os grupos, mesmo os sujeitos do grupo LCA apresentando bons resultados. A classificação média obtida por estes sujeitos no questionário Lysholm foi de 95,6, o que é considerada uma pontuação excelente pelos autores desta ferramenta

(traduzido por Peccin, Ciconelli *et al.*, 2006). Assim como para o questionário IKDC, em que os sujeitos apresentaram uma pontuação média de 93,3 que, segundo o estudo de Anderson, Irrgang *et al.* (2006) que analisou os dados normativos para esta ferramenta, está dentro do padrão normativo para a idade dos sujeitos (o padrão normativo para indivíduos entre 25 e 34 anos é de 89 pontos).

Outros trabalhos utilizaram estes instrumentos para avaliar seus sujeitos. Rudroff, Thorsten (2003) avaliou 15 indivíduos submetidos à mesma técnica cirúrgica do presente estudo, e observou que após 2 anos de cirurgia, eles ainda apresentavam uma pontuação média de 88. Em outra pesquisa (Paterno, Mark V., Ford, Kevin R. *et al.*, 2007), os autores analisaram 14 mulheres submetidas à cirurgia, tendo o ligamento da patela como enxerto, e identificou uma pontuação média de 81,3 no IKDC, após 27,4 meses de PO. Apesar da diferença entre os grupos do presente estudo, os valores obtidos são ainda superiores aos apresentados por outros trabalhos e estão dentro dos padrões normativos estabelecidos.

## **6.2 Variáveis Cinemáticas**

A análise cinemática qualitativa do presente estudo sugere que os sujeitos de ambos os grupos desenvolveram um padrão de simetria entre os membros inferiores, em todas as tarefas analisadas. Tais resultados corroboram com os achados de Flanagan e Salem (2007), que avaliaram o agachamento bipedal com carga de indivíduos saudáveis. Eles observaram que em séries com até 50% da carga obtida em um teste de três repetições máximas (RM), os sujeitos não apresentavam assimetrias nas angulações máximas de quadril, joelho e tornozelo. Os indivíduos

apresentaram assimetria apenas na articulação do joelho nas cargas de 75 e 100% de três RM.

Já o trabalho de Salem e colaboradores (2003), concorda em parte com o presente estudo. Nele, sujeitos submetidos à reconstrução do LCA (com menos de 1 ano de PO) executaram um agachamento bipedal com uma carga extra de 35% da massa corporal. Os autores não encontraram diferenças nas angulações máximas entre os joelhos e os quadris dos indivíduos, porém o membro operado apresentou menores ângulos de dorsiflexão, quando comparado ao membro sadio.

### **6.3 Momentos Articulares**

A presença de assimetrias parece estar relacionada com o nível de exigência física que cada tarefa exige, ou seja, quanto maior a sobrecarga mecânica, mais assimetrias estão presentes. Pôde-se observar no presente estudo que no agachamento sem carga não foram constatadas assimetrias em ambos os grupos. Porém, no agachamento com carga, algumas variáveis apresentaram-se assimétricas e no salto, um número ainda maior de assimetrias foi identificado.

A razão entre os momentos articulares de quadril e joelho é um índice que mostra qual a proporção de carga o sujeito está colocando nos extensores de quadril em relação aos extensores de joelho, ou seja, quanto maiores os valores, mais carga está sendo colocada nos extensores de quadril e menos carga nos extensores de joelho. Durante o agachamento com carga, os sujeitos do grupo LCA não apresentaram diferenças na comparação intra-grupo para esta variável, porém o índice de assimetria (IA) desses sujeitos foi significativamente maior que o do grupo controle. Tal índice não leva em conta qual é o membro que tem maior valor, ou seja, alguns sujeitos apresentaram maiores valores no membro não-operado, o que

contribuiu para aumentar a média do IA desse grupo. Já na execução do salto, além de apresentarem um maior IA que o grupo controle, os sujeitos do grupo LCA apresentaram maiores valores no membro operado, em relação ao membro contralateral. Essa constatação mostra que, além desses indivíduos serem mais assimétricos, eles realizam uma estratégia de controle motor que sobrecarrega os extensores do quadril do lado operado, em detrimento dos extensores de joelho, mesmo tendo como sítio doador de enxerto os tendões flexores do joelho (que são também extensores do quadril). Apesar da diferença encontrada na relação quadril/joelho, em nenhuma das tarefas foi observada diferença (na comparação intra-grupos) nos momentos articulares entre os quadris e entre os joelhos.

O presente estudo corrobora com os achados de Salem e colaboradores (2003) que avaliaram oito indivíduos submetidos à reconstrução do LCA (tendo o ligamento da patela como enxerto), com um tempo médio de PO de 30 ( $\pm 12$ ) semanas. Durante a execução do agachamento bipedal, com uma carga de 35% da massa corporal, o membro operado também apresentou um padrão de sobrecarga maior nos extensores de quadril em relação aos extensores de joelho.

Em contrapartida, Decker e colaboradores (2002) observaram um padrão de redução da sobrecarga nos extensores do quadril em sujeitos que utilizaram os tendões flexores como enxerto. Eles compararam a aterrissagem do *drop jump* de 11 sujeitos normais com 11 indivíduos submetidos à reconstrução do LCA (com mais de um ano de PO) e observaram que estes apresentaram uma menor contribuição dos extensores do quadril para absorção de energia e uma maior contribuição dos plantiflexores, quando comparados ao membro sadio do grupo controle (não houve comparação com o membro contralateral). Os autores concluíram que esta



adaptação ocorreu em função da proteção ao sítio doador do enxerto, o que não ocorreu no presente estudo.

Vairo, Myers *et al.* (2008) sugerem que a retirada do enxerto (tendões flexores) não parece resultar em uma significativa deficiência neuromuscular, biomecânica ou de força e resistência muscular. Para eles, a contribuição dos músculos semitendíneo e grácil em gerar um momento extensor do quadril pode não ser tão vital quanto a contribuição da musculatura glútea. Eles avaliaram o *drop jump* unipedal de 14 sujeitos normais e de 14 indivíduos submetidos à reconstrução do LCA (tendo como enxerto os tendões flexores), com um tempo médio de PO de 21,4 meses e não encontraram redução do momento extensor de quadril do lado operado, quando comparado ao lado contralateral e ao grupo controle.

Este padrão de redução da sobrecarga nos extensores de joelho mostra a dificuldade que esses sujeitos têm em recuperar o desempenho nesse grupo muscular, o qual é muito afetado em função do edema pós-cirúrgico.

#### **6.4 Potência Mecânica e Potência Articular**

No presente trabalho pode-se observar que, durante o agachamento com carga, os sujeitos do grupo LCA apresentaram um IA da potência articular do joelho, maior em relação ao grupo controle, porém não apresentaram diferença na comparação intra-grupos. Durante o salto, além de estes sujeitos apresentarem maior IA, eles obtiveram valores inferiores no joelho operado, quando comparado ao joelho sadio. Esse déficit na capacidade de geração de força muscular mostra que os sujeitos ainda têm uma importante assimetria entre seus membros inferiores, o que pode levar, por exemplo, a uma sobrecarga no membro contralateral e a maiores riscos de lesão. Além disso, essa assimetria mostra que o membro operado

ainda não está totalmente recuperado e, caso receba uma sobrecarga além de sua capacidade, pode lesionar novamente.

Outro importante déficit apresentado pelo membro inferior submetido à cirurgia foi a potência mecânica durante a execução do salto vertical. Esta variável, calculada pelo produto entre a força vertical de reação do solo e a velocidade do deslocamento do centro de gravidade, dá uma idéia de como o sujeito distribui a carga entre os membros inferiores; que, no presente estudo, fica claro a maior sobrecarga no membro sadio.

Semelhantes resultados foram apresentados no estudo de Paterno, Mark V., Ford, Kevin R. *et al.* (2007), em que foram avaliados 14 sujeitos submetidos à reconstrução do LCA (com o ligamento da patela), com um tempo médio de PO de 27 meses e um grupo controle com 18 indivíduos. A tarefa avaliada foi o *drop jump*, em que eles partiam de um degrau de 31 cm e aterrissavam em duas plataformas de força. Os autores identificaram que o membro operado apresentou uma redução na força de reação do solo e na taxa de carga no momento da aterrissagem assim como uma redução da força de reação do solo na fase de *take off*.

Discordando do presente estudo, Neitzel e colaboradores (2002) não encontraram diferenças de distribuição de peso após um ano de cirurgia. Eles avaliaram o agachamento bipedal (com diferentes cargas) de sujeitos submetidos à reconstrução do LCA (ambos os enxertos foram utilizados) em três diferentes períodos de PO (entre 1,5 e 4 meses, entre 6 e 7 meses e entre 12 e 15 meses). 24 indivíduos foram avaliados em cada período (além de 24 sujeitos do grupo controle), e o instrumento utilizado foi um sistema de palmilhas que detecta a pressão plantar em cada membro inferior (Novel Pedar). Os resultados obtidos mostraram que a partir de um ano de PO os sujeitos já não apresentam diferenças quando

comparados ao grupo controle; a diferença de carga entre os membros inferiores após um ano variou entre 7% e 9%, enquanto que no grupo controle a diferença variou entre 5% e 6%. Já os indivíduos com menos de um ano de PO apresentaram uma redução na resposta à carga no membro operado, em relação ao membro contralateral. Os autores do trabalho questionam os benefícios de programas de reabilitação acelerados, tendo em vista as assimetrias presentes nos sujeitos mesmo após o início da prática esportiva.

### **6.5 Trabalho Mecânico**

A razão entre os trabalhos excêntrico e concêntrico mostra a proporção de trabalho realizado durante a propulsão de um salto, nas duas fases, ou seja, quanto menor o valor, maior é o trabalho concêntrico em relação ao excêntrico. No presente estudo, observamos que os sujeitos do grupo LCA não apresentaram diferença significativa para esta variável, porém os indivíduos do grupo controle apresentaram menores valores para o membro não-dominante, em relação ao membro dominante. Isso mostra que esses indivíduos utilizaram uma maior proporção de trabalho excêntrico no membro dominante, quando comparado ao membro contralateral, aproveitando-se do armazenamento de energia elástica que ocorre nesta fase. Porém, essa diferença observada foi de 10,6%, o que clinicamente pode não ser significativo.

Dentre todas as variáveis analisadas, esta foi a única que se mostrou assimétrica no grupo controle, o que contraria os achados de Flanagan e Salem, (2007), que avaliaram o agachamento bipedal com diferentes cargas de 18 indivíduos saudáveis. Eles concluíram que não se pode assumir que os torques articulares sejam iguais entre os membros inferiores desses sujeitos.

Porém, Song, Flanagan *et al* (2003), avaliaram o agachamento sem carga de indivíduos idosos (entre 70 e 85 anos) e constataram que seus membros inferiores apresentavam uma simetria para as seguintes variáveis: pico do deslocamento angular, pico do momento articular final, pico da potência articular, impulso e gasto energético. Isso mostra que mesmo indivíduos idosos, ao executarem uma tarefa bipedal, mantêm a simetria entre seus membros inferiores.

## 7. CONCLUSÃO

Com base nos resultados do presente estudo, é possível concluir que os indivíduos submetidos à reconstrução do LCA, tendo como enxerto os tendões flexores, ainda apresentam assimetrias entre o movimento de seus membros inferiores, mesmo após o retorno às suas atividades esportivas.

O padrão que essas assimetrias apresentam, em tarefas bipedais, parece estar relacionado com o nível de exigência física que cada tarefa exige. No agachamento sem carga não foram observadas assimetrias; no entanto, durante o agachamento com carga foram observadas assimetrias entre os grupos para algumas das variáveis estudadas. Durante o salto, além de assimetrias observadas entre grupos para algumas das variáveis, houve diferenças também na comparação pareada entre os membros inferiores do grupo LCA.

Durante a realização do salto, tarefa em que as assimetrias foram mais evidentes, pôde-se observar que o membro operado obteve pior desempenho em relação ao membro contralateral nas seguintes variáveis: potência mecânica, potência articular do joelho e razão entre os momentos articulares de quadril e joelho.

Apesar de o enxerto não desempenhar exatamente todas as funções do ligamento original, ele contribui muito para a manutenção da estabilidade do joelho. O intuito de uma reconstrução cirúrgica, seguida do processo de reabilitação, é restaurar ao máximo as funções que este joelho tinha antes da lesão. O fato dos sujeitos avaliados apresentarem algumas assimetrias é sinal de que a recuperação não foi completa pois, clinicamente, sabe-se que as assimetrias são minimizadas no decorrer dos meses após a cirurgia.

Os resultados do presente estudo sugerem uma necessidade de revisão dos protocolos de reabilitação, pois o retorno à prática esportiva, associado à presença de déficits funcionais no membro operado, pode representar maiores riscos de lesão no membro contralateral, assim como de casos de recidiva. Os protocolos atuais enfatizam a realização de exercícios bilaterais multiarticulares em cadeia fechada, pois além de serem mais seguros, são mais funcionais. Porém, este tipo de exercício permite ao indivíduo algumas possibilidades de compensação, o que pode minimizar os ganhos em determinados grupos musculares. Os sujeitos podem, por exemplo, sobrecarregar o lado sadio, assim como algum grupo muscular em detrimento de outro. Em contrapartida, exercícios unipedais em cadeia aberta minimizam as possibilidades de compensações, isolando muito mais a musculatura que se objetiva exercitar. Acreditamos que um protocolo ideal poderia ser iniciado com exercícios multiarticulares em cadeia fechada, porém, quando possível, incluir exercícios unipedais em cadeia aberta, os quais devem ser realizados até o membro operado adquirir um desempenho semelhante ao membro sadio.

## 8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Abdalla, R. J., M. Cohen, *et al.* Lesões Ligamentares. In: M. Cohen e R. J. Abdalla (Ed.). Lesões nos Esportes: Diagnóstico, Prevenção e Tratamento. Rio de Janeiro: Revinter, 2003. Lesões Ligamentares, p.522-531

Amatuzzi, M. M. e A. P. Pacheco. Anatomia do Joelho. In: M. M. Amatuzzi (Ed.). Joelho: Articulação Central dos Membros Inferiores. São Paulo: Roca, 2004. Anatomia do Joelho, p.9-20

Anderson, A. F., J. J. Irrgang, *et al.* The International Knee Documentation Committee Subjective Knee Evaluation Form: normative data. American Journal of Sports Medicine, v.34, n.1, p.128 - 135. 2006.

Bach, B. R., S. Trdonsky, *et al.* Arthroscopically assisted ACLR using patellar tendon autograft. The American Journal of Sports Medicine, v.26, n.1, p.20 - 29. 1998.

Barreto, J. M. Artrosopia do Joelho. In: S. Hebert e R. Xavier (Ed.). Ortopedia e Traumatologia. Porto Alegre: Artmed, 2003. Artrosopia do Joelho, p.1339-1347

Bobbert, M. F., K. G. Gerritsen, *et al.* Why is countermovement jump height greater than squat jump height? Med Sci Sports Exerc, v.28, n.11, Nov, p.1402-12. 1996.

Bosco, C., I. Tarkka, *et al.* Effect of elastic energy and myoelectrical potentiation of triceps surae during stretch-shortening cycle exercise. Int J Sports Med, v.3, n.3, Aug, p.137-40. 1982.

Bynum, E. B., R. L. Barrack, *et al.* Open versus closed chain kinetic exercises after anterior cruciate ligament reconstruction. A prospective randomized study. Am J Sports Med, v.23, n.4, Jul-Aug, p.401-6. 1995.

Capozzo, A., F. Catani, *et al.* Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. Clin Biomech (Bristol, Avon), v.10, p.171-178. 1995.

Chao, E. Y. e K. Rim. Application of optimization principles in determining the applied moments in human leg joints during gait. J Biomech, v.6, n.5, Sep, p.497-510. 1973.

Chmielewski, T. L., R. L. Mizner, *et al.* Knee. In: G. S. Kolt e L. S. Mackler (Ed.). Physical Therapies in Sport and Exercise. London: Elsevier, 2003. Knee, p.379-398

Colby, S. M., R. A. Hintermeister, *et al.* Lower limb stability with ACL impairment. J Orthop Sports Phys Ther, v.29, n.8, Aug, p.444-51; discussion 452-4. 1999.

Decker, M. J., T. M. R., *et al.* Landing Adaptations After ACL Reconstruction Medicine & Science in Sports & Medicine, v.34, n.9, p.1408 - 1413. 2002.

Decker, M. J., M. R. Torry, *et al.* Landing adaptations after ACL reconstruction. Med Sci Sports Exerc, v.34, n.9, Sep, p.1408-13. 2002.

Dionisio, V. C., G. L. Almeida, *et al.* Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting. J Electromyogr Kinesiol, v.18, n.1, Feb, p.134-43. 2008.

Ernst, G., E. Saliba, *et al.* Lower extremity compensations following anterior cruciate ligament reconstruction. Physical Therapy, v.80, n.3, p.251 - 260. 2000.

Ernst, G. P., E. Saliba, *et al.* Lower extremity compensations following anterior cruciate ligament reconstruction. Phys Ther, v.80, n.3, Mar, p.251-60. 2000.

Escamilla, R. F. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. Med Sci Sports Exerc, v.33, n.1, Jan, p.127-41. 2001.

Escamilla, R. F., G. S. Fleisig, *et al.* A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. Med Sci Sports Exerc, v.33, n.6, Jun, p.984-98. 2001.

\_\_\_\_\_. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. Med Sci Sports Exerc, v.30, n.4, Apr, p.556-69. 1998.

Ferreti, M. F., M. Cohen, *et al.* Joelho: Anatomia Funcional, Biomecânica e Semiologia. In: M. Cohen e R. J. Abdalla (Ed.). Lesões nos Esportes: Diagnóstico, Prevenção e Tratamento. Rio de Janeiro: Revinter, 2003. Joelho: Anatomia Funcional, Biomecânica e Semiologia, p.139-152

Finni, T., P. V. Komi, *et al.* In vivo human triceps surae and quadriceps femoris muscle function in a squat jump and counter movement jump. Eur J Appl Physiol, v.83, n.4 -5, Nov, p.416-26. 2000.

Flanagan, E. P., L. Galvin, *et al.* Force production and reactive strength capabilities after anterior cruciate ligament reconstruction. J Athl Train, v.43, n.3, May-Jun, p.249-57. 2008.

Flanagan, S. P. e G. J. Salem. Bilateral Differences in the Net Joint Torques During the Squat Exercise. Journal of Strength and Conditioning Research, v.21, n.4, p.1220 - 1226. 2007.

Fukashiro, S., P. V. Komi, *et al.* In vivo Achilles tendon loading during jumping in humans. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, v.71, n.5, p.453-8. 1995.

Guedes Neto, C. L., C. L. Mocroski, *et al.* The Performance of the Stretch Shortening Cycle During Pliometric Muscular Actions. Journal of Exercise and Sports Sciences, v.1, n.1, p.13-24. 2005.

Gustavsson, A., C. Neeter, *et al.* A test battery for evaluating hop performance in patients with an ACL injury and patients who have undergone ACL reconstruction. Knee Surg Sports traumatol Arthrosc, v.14, p.778 - 788. 2006.



Harman, E. A., M. T. Rosenstein, *et al.* The effects of arms and countermovement on vertical jumping. Med Sci Sports Exerc, v.22, n.6, Dec, p.825-33. 1990.

Henning, C. E., M. A. Lynch, *et al.* An in vivo strain gage study of elongation of the anterior cruciate ligament. Am J Sports Med, v.13, n.1, Jan-Feb, p.22-6. 1985.

Hoffman, M., J. Schrader, *et al.* An investigation of postural Control in postoperative ACLR patients. Journal of Athletic Training, v.34, n.2, p.130 - 136. 1999.

Hubbell, J. D. Anterior Cruciate Ligament Injury. 2008 2006.

Irrgang, J. J., A. F. Anderson, *et al.* Development and validation of the international knee documentation committee subjective knee form. Am J Sports Med, v.29, n.5, Sep-Oct, p.600-13. 2001.

Isear, J. A., Jr., J. C. Erickson, *et al.* EMG analysis of lower extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat. Med Sci Sports Exerc, v.29, n.4, Apr, p.532-9. 1997.

Komi, P. V. e C. Bosco. Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. Med Sci Sports, v.10, n.4, Winter, p.261-5. 1978.

Komi, P. V. e A. Gollhofer. Stretch Reflexes Can Have an Important Role in Force Enhancement During SSC Exercise. Journal of Applied Biomechanics, v.13, n.4, p.451-460. 1997.

Luhtanen, P. e R. V. Komi. Segmental contribution to forces in vertical jump. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, v.38, n.3, Apr 15, p.181-8. 1978.

Mmg.

[http://www.eorthopod.com/images/ContentImages/knee/knee\\_acl\\_patellar\\_tendon/knee\\_acl\\_patellar\\_tendon\\_anatomy01.jpg](http://www.eorthopod.com/images/ContentImages/knee/knee_acl_patellar_tendon/knee_acl_patellar_tendon_anatomy01.jpg). 2008 2001.

Neitzel, J. A., T. W. Kernozek, *et al.* Landing Response Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction During the Parallel Squat Exercise. Clinical Biomechanics, v.17, p.551 - 554. 2002.

\_\_\_\_\_. Loading response following anterior cruciate ligament reconstruction during the parallel squat exercise. Clin Biomech (Bristol, Avon), v.17, n.7, Aug, p.551-4. 2002.

Nicol, A. C. Saltar. In: B. R. Durward, G. D. Baer, *et al* (Ed.). Movimento Humano. Mensuração e Análise. . São Paulo: Manole, 2001. Saltar, p.136 – 145

Novak, P., B. J. Bach, *et al.* Clinical and functional outcome of ACLR in the recreational athlete over the age of 35. American Journal of Knee Surgery, v.9, n.3, p.111 - 116. 1996.

Noyes, F. R., D. L. Butler, *et al.* Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. J Bone Joint Surg Am, v.66, n.3, Mar, p.344-52. 1984.

Paterno, M. V., K. R. Ford, *et al.* Limb Asymmetries in Landing and Jumping 2 Years Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. Clinical Journal of Sports Medicine, v.17, n.4, p.258 - 262. 2007.

\_\_\_\_\_. Limb asymmetries in landing and jumping 2 years following anterior cruciate ligament reconstruction. Clin J Sport Med, v.17, n.4, Jul, p.258-62. 2007.

Peccin, M. S., R. Ciconelli, *et al.* 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.

Peccin, M. S., M. Garcia, *et al.* Princípios da Reabilitação Após Reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior. In: M. Cohen e R. J. Abdalla (Ed.). Lesões nos Esportes: Diagnóstico, Prevenção e Tratamento. Rio de Janeiro: Revinter, 2003. Princípios da Reabilitação Após Reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior, p.535-543

Peppard, A. Reabilitação do Joelho. In: P. K. Canavan (Ed.). Reabilitação em Medicina Esportiva. São Paulo: Manole, 2001. Reabilitação do Joelho, p.541-582

Prentice, W. E. e M. Davis. Rehabilitation of the Knee. In: W. E. Prentice e M. Voight (Ed.). Techniques in Musculoskeletal Rehabilitation. New York: McGraw-Hill, 2001. Rehabilitation of the Knee, p.541-582

Race, A. e A. A. Amis. The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament. J Biomech, v.27, n.1, Jan, p.13-24. 1994.

Rudroff, T. Functional Capability is Enhanced with Semitendinosus than Patellar Tendon ACL Repair. Medicine & Science in Sports & Medicine, v.35, n.9, p.1486 - 1492. 2003.

\_\_\_\_\_. Functional capability is enhanced with semitendinosus than patellar tendon ACL repair. Med Sci Sports Exerc, v.35, n.9, Sep, p.1486-92. 2003.

Salem, G. J., R. Salinas, *et al.* Bilateral kinematic and kinetic analysis of the squat exercise after anterior cruciate ligament reconstruction. Arch Phys Med Rehabil, v.84, n.8, Aug, p.1211-6. 2003.

\_\_\_\_\_. Bilateral Kinematic and Kinetic Analysis of the Squat Exercise After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v.84, p.1211 - 1216. 2003.

Shelbourn, K. D. e P. Nitz. Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. American Journal of Sports Medicine, v.18, p.292-299. 1990.

Shelbourne, K., T. Klootwyk, *et al.* Update on accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, v.15, p.303-7. 1992.

Smith, B. A., G. A. Livesay, *et al.* Biomecânica do Joelho. In: A. J. Tria (Ed.). Lesões Ligamentares do Joelho. Rio de Janeiro: Revinter, 2002. Biomecânica do Joelho, p.27-50

Song, J. E., S. P. Flanagan, *et al.* Biomechanics of Lifting Technique. Medicine & Science in Sports & Medicine, v.35, n.5, p.S 34. 2003.

Tria, A. J. J. e J. A. Alicea. Ligamentos e Estruturas Capsulares. In: A. J. J. Tria (Ed.). Lesões Ligamentares do Joelho. Rio de Janeiro: Revinter, 2002. Ligamentos e Estruturas Capsulares, p.15-26

Vairo, G., J. B. Myers, *et al.* Neuromuscular and Biomechanical Landing Performance Subsequent to Ipsilateral Semitendinosus and Gracilis Autograft Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, v.16, p.2 - 14. 2008.

Weber, M. D. e N. Ware. Reabilitação do Joelho. In: J. Andrews, G. L. Harrelson, *et al* (Ed.). Reabilitação Física das Lesões Desportivas. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. Reabilitação do Joelho, p.233-294

Weber, M. D. e W. R. Woodall. Reabilitação do Joelho. In: J. Andrews, G. L. Harrelson, *et al* (Ed.). Reabilitação Física do Atleta. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005. Reabilitação do Joelho, p.399-456

Wilk, K. E., R. F. Escamilla, *et al.* A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic activity during open and closed kinetic chain exercises. Am J Sports Med, v.24, n.4, Jul-Aug, p.518-27. 1996.

Wilson, A. B. e W. N. Scott. Ligamento Cruzado Anterior. In: A. J. Tria (Ed.). Lesões Ligamentares do Joelho. Rio de Janeiro: Revinter, 2002. Ligamento Cruzado Anterior, p.159-184

Woo, S. L., J. M. Hollis, *et al.* Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effects of specimen age and orientation. Am J Sports Med, v.19, n.3, May-Jun, p.217-25. 1991.

Woo, S. L. Y., M. A. Knaub, *et al.* Biomechanics of Ligaments in Sports Medicine. In: F. H. Fu e D. Stone (Ed.). Sports Injuries. Philadelphia: Lippicott Williams & wilkins, 2001. Biomechanics of Ligaments in Sports Medicine, p.77-105

Wretenberg, P., Y. Feng, *et al.* Joint moments of force and quadriceps muscle activity during squatting exercise. Scandinavian Journal of Medicine Science and Sports, v.3, p.244-250. 1993.

Yack, H. J., C. E. Collins, *et al.* Comparison of closed and open kinetic chain exercise in the anterior cruciate ligament-deficient knee. Am J Sports Med, v.21, n.1, Jan-Feb, p.49-54. 1993.

Yack, H. J., L. A. Washco, *et al.* Compressive forces as a limiting factor of anterior tibial translation in the ACL deficient knee. Clinical Journal of Sports Medicine, v.4, p.233-239. 1994.

**ANEXO I****DADOS CADASTRAIS****DATA:** \_\_\_\_\_

Nome: \_\_\_\_\_ Sexo: ( )M ( )F

Data de nascimento: \_\_\_\_\_ Idade: \_\_\_\_\_

Endereço: \_\_\_\_\_

Cidade: \_\_\_\_\_ CEP: \_\_\_\_\_

Telefone: \_\_\_\_\_

Telefone para recado: \_\_\_\_\_

Médico: \_\_\_\_\_ Telefone: \_\_\_\_\_

Massa (kg): \_\_\_\_\_ Estatura (m): \_\_\_\_\_ Dominância: \_\_\_\_\_

Atividade física: \_\_\_\_\_

Periodicidade: \_\_\_\_\_

**DADOS DA CIRURGIA**

Data da lesão: \_\_\_\_\_ Data da cirurgia: \_\_\_\_\_ Membro operado: ( ) D ( ) E

Enxerto: \_\_\_\_\_ Tempo de pós-operatório: \_\_\_\_\_ Médico: \_\_\_\_\_

Queixas atuais: \_\_\_\_\_

Alguma outra queixa músculo-esquelética? \_\_\_\_\_

Alguma alteração de equilíbrio? \_\_\_\_\_

Alguma queixa com relação ao sistema cardiovascular? \_\_\_\_\_

## ANEXO II

## QUESTIONÁRIO LYSHOLM

**Mancar (5 pontos)**

Nunca = 5  
 Leve ou periodicamente = 3  
 Intenso e constantemente = 0

**Apoio (5 pontos)**

Nenhum = 5  
 Bengala ou muleta = 2  
 Impossível = 0

**Travamento (15 pontos)**

Nenhum travamento ou sensação de travamento = 15  
 Tem sensação, mas sem travamento = 10  
 Travamento ocasional = 6  
 Frequente = 2  
 Articulação (junta) travada no exame = 0

**Instabilidade (25 pontos)**

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

**Dor (25 pontos)**

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

**Inchaço (10 pontos)**

Nenhum = 10  
 Com exercícios pesados = 6  
 Com exercícios comuns = 2  
 Constante = 0

**Subindo escadas (10 pontos)**

Nenhum problema = 10  
 Levemente prejudicado = 6  
 Um degrau cada vez = 2  
 Impossível = 0

**Agachamento (5 pontos)**

Nenhum problema = 5  
 Levemente prejudicado = 4  
 Não além de 90 graus = 2  
 Impossível = 0

**Pontuação total :****Quadro de pontuação**

Excelente: 95 – 100  
 Bom: 84 – 94  
 Regular: 65 – 83  
 Ruim: < 64

### ANEXO III

#### Avaliação Subjetiva IKDC 2000

Nome completo: \_\_\_\_\_

Email: \_\_\_\_\_

Endereço: \_\_\_\_\_

Complemento: \_\_\_\_\_

Cidade: \_\_\_\_\_ - \_\_\_\_\_ Telefone: (\_\_\_\_) \_\_\_\_\_

Data de hoje: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

Idade atual: \_\_\_\_\_

Data da lesão: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ Joelho:  Direito  Esquerdo

Cirurgia e data da cirurgia: \_\_\_\_\_

#### Sintomas\*:

*\*Marque os sintomas no nível de atividade mais alto que você acredite que possa realizar sem sintomas significantes, mesmo se você não esteja, de fato, realizando-as neste nível..*

1. Qual o nível mais alto de atividade você conseguiu realizar sem dor significativa no joelho?

Atividades muito exigentes (desgastantes) como saltar ou esportes com movimentos torcionais como no basquete ou futebol

Atividades exigentes (desgastantes) como trabalho físico pesado, esqui ou jogar tênis.

Atividades moderadas como trabalho físico moderado, corrida ou "cooper"(jogging)

Atividades leves como andar, trabalho de casa ou no quintal, jardim.

Incapaz de realizar qualquer outra atividade devido a dor no joelho.

2. Durante as últimas 4 semanas , ou desde a sua lesão, com que frequência você sente dor?

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
<i>Nunca</i>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<i>Constantemente</i>

3. Se você tem dor , qual a intensidade dessa dor?

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
<i>Nunca</i>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<i>Constantemente</i>

4. Durante as últimas 4 semanas , ou desde a sua lesão, com que intensidade seu joelho ficou rígido (endurecido) ou inchado ?

- Não ficou
- Levemente
- Moderadamente
- Muito
- Extremamente

5. Qual é o nível mais alto de atividade que você pode realizar sem inchar (edemaciar) o seu joelho?

- Atividades muito exigentes (desgastantes) como saltar ou esportes com movimentos torcionais como no basquete ou futebol
- Atividades exigentes (desgastantes) como trabalho físico pesado, esqui ou jogar tênis
- Atividades moderadas como trabalho físico moderado, corrida ou “cooper”(jogging)
- Atividades leves como andar, trabalho de casa ou no quintal, jardim
- Incapaz de realizar qualquer outra atividade devido a dor no joelho

6. Durante as últimas 4 semanas, ou desde a sua lesão, seu joelho travou ou teve a “sensação de ficar preso”?

- Sim     Não

7. Qual é o nível de atividade mais alto que você pode realizar sem sentir um “falseio ou falha” significativo em seu joelho?

- Atividades muito exigentes (desgastantes) como saltar ou esportes com movimentos torcionais como no basquete ou futebol.
- Atividades exigentes (desgastantes) como trabalho físico pesado, esqui ou jogar tênis.
- Atividades moderadas como trabalho físico moderado, corrida ou “cooper”(jogging).
- Atividades leves como andar, trabalho de casa ou no quintal, jardim.
- Incapaz de realizar qualquer outra atividade devido a dor no joelho.

**ATIVIDADES NO ESPORTE:**

8. Qual o nível de atividade mais alto que você pode realizar numa frequência regular?

- Atividades muito exigentes (desgastantes) como saltar ou esportes com movimentos torcionais como no basquete ou futebol.
- Atividades exigentes (desgastantes) como trabalho físico pesado, esqui ou jogar tênis.
- Atividades moderadas como trabalho físico moderado, corrida ou “cooper”(jogging).
- Atividades leves como andar, trabalho de casa ou no quintal, jardim.
- Incapaz de realizar qualquer outra atividade devido a dor no joelho.

9. Quanto o seu joelho afeta sua habilidade de:

		Nenhuma dificuldade	Dificuldade mínima	Dificuldade moderada	Dificuldade extrema	Incapaz de realizar
a.	Subir escadas	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
b.	Descer escadas	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
c.	Ajoelhar-se	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
d.	Agachamento	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
e.	Sentar com seu joelho dobrado	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
f.	Subir numa cadeira	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
g.	Correr em linha reta	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
h.	Saltar e cair sobre perna envolvida	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
i.	Parar e reiniciar rapidamente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>



