

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS  
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA**

**GIOVANNA CAMPARIS LESSI**

**EFEITO DA APLICAÇÃO DE UM PROTOCOLO DE FADIGA NAS  
VARIÁVEIS CINEMÁTICAS E ELETROMIOGRÁFICAS DE  
SUJEITOS APÓS A RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO  
CRUZADO ANTERIOR**

**SÃO CARLOS  
2015**

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS  
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA**

**GIOVANNA CAMPARIS LESSI**

**EFEITO DA APLICAÇÃO DE UM PROTOCOLO DE FADIGA NAS  
VARIÁVEIS CINEMÁTICAS E ELETROMIOGRÁFICAS DE  
SUJEITOS APÓS A RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO  
CRUZADO ANTERIOR**

Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Fisioterapia.

*Orientador: Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão*

**SÃO CARLOS  
2015**

**Ficha catalográfica elaborada pelo DePT da  
Biblioteca Comunitária/UFSCar**

L639ea Lessi, Giovanna Camparis.  
Efeito da aplicação de um protocolo de fadiga nas  
variáveis cinemáticas e eletromiográficas de sujeitos após a  
reconstrução do ligamento cruzado anterior / Giovanna  
Camparis Lessi. -- São Carlos : UFSCar, 2015.  
107 f.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal de São Carlos,  
2015.

1. Ligamento cruzado anterior. 2. Joelhos - ferimentos e  
lesões. 3. Fadiga neuromuscular. 4. Biomecânica. I. Título.

CDD: 611.72 (20<sup>a</sup>)



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

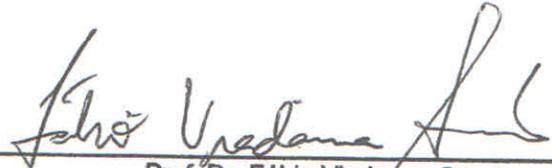
Centro de Ciências Biológicas e da Saúde  
Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia

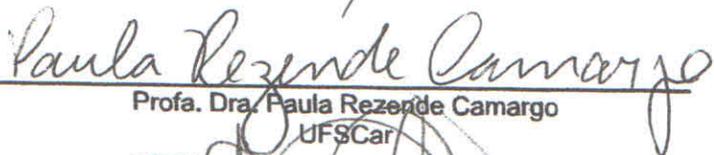
---

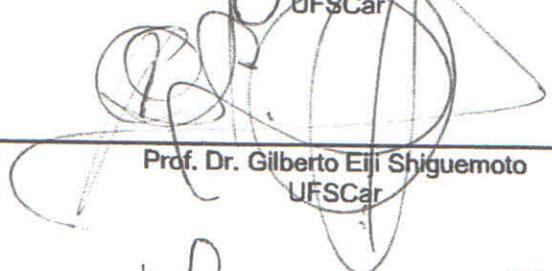
Folha de Aprovação

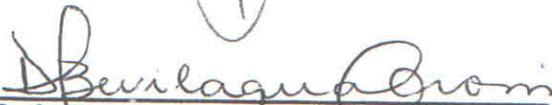
---

Assinaturas dos membros da comissão examinadora que avaliou e aprovou a Defesa de Tese de Doutorado da candidata Giovanna Camparis Lessi, realizada em 24/02/2015:

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão  
UFSCar

  
\_\_\_\_\_  
Profa. Dra. Paula Rezerde Camargo  
UFSCar

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Gilberto Eiji Shiguemoto  
UFSCar

  
\_\_\_\_\_  
Profa. Dra. Débora Bevilaqua Grossi  
USP

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Marcelo Tavella Navega  
UNESP

*Dedicatória*

*Dedico este trabalho a todos que me apoiaram durante este árduo período e tornaram a realização desse trabalho possível. Muito obrigada!*

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

---

Agradeço aos meus pais, **Sergio** e **Jussara** pelo incondicional amor e apoio. Obrigada pelas palavras de incentivo e por acreditarem em mim. Não tenho palavras para agradecer tudo que fizeram por mim pra que eu chegasse até aqui. Minha eterna gratidão, admiração e amor. Ao meu querido irmão e melhor amigo **Renzo**, que sempre está ao meu lado. Vocês são as pessoas mais importantes da minha vida!

À maravilhosa tia-madrinha **Cinara**, minha eterna incentivadora. Minha Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> favorita, que foi a grande inspiração para que eu escolhesse esse caminho. Te amo!

## AGRADECIMENTOS

---

Ao meu orientador **Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão**, pela oportunidade de fazer parte do seu laboratório. Muito obrigada por confiar em mim e me apoiar. Agradeço pela orientação, sabedoria e principalmente pela amizade.

Aos **membros da banca** por se disponibilizarem a avaliar o trabalho e pelas contribuições. Muito Obrigada!

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)** pela bolsa de estudos concedida.

À minha quase co-orientadora **Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup>. Theresa Helissa Nakagawa** pela grande sabedoria, paciência e amizade. Você foi fundamental para o desenvolvimento deste trabalho;

À **Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup>. Ana Beatriz de Oliveira** pela amizade, atenção, sabedoria e grandes contribuições. Com certeza eu aprendi muito com você nesses anos!

À minha parceira de laboratório e amiga do coração **Ana Flávia**. MUITO obrigada por tudo. Por desvendar os mistérios do Qualisys comigo, por estar sempre presente, por ser companheira para todas as horas. Que nossos caminhos se cruzem sempre, você é uma pessoa muito especial.

Aos colegas do **LAIOT**, o melhor Lab do DFiso! **Rodrigo Scattone, Ana Luisa, Mari, Daniel, Guilherme e Rodrigo Baldon**, obrigada pela amizade e pelo conhecimento. Vocês foram muito importantes para o desenvolvimento desse trabalho e principalmente foram pessoas muito importantes na minha vida nesses últimos 4 árduos anos. Aprendi e me diverti muito com vocês!

Às minhas queridas amigas, parceiras e conselheiras **Paulinha Serrão e Gisele Zanca**. Muito obrigada por sempre estarem presentes! Vocês são muito especiais!

Aos meus queridos amigos do DeGero **Zé Fernando e Karina Gramani Say**, muito obrigada pela amizade, risadas e companheirismo de longa data.

Ao pessoal do **LACO**, pela ajuda sempre que precisei, pela parceria, amizade e consultorias!

Aos meus alunos de iniciação científica (**Luis e Gabi**), que me ajudaram muito. Espero que vocês tenham aprendido comigo o tanto que aprendi com vocês.

À minha companheira de casa **Letícia Buá**. Muito obrigada pela amizade, paciência, por assistir TV comigo e pela culinária primorosa!

A todas as minhas amigas de Araraquara, que mesmo estando um pouquinho (só um pouquinho) longe, foram importantíssimas nessa jornada. Meninas (**Bela, Mari, Lívia, Nádia, Chéu**) vocês são minhas irmãs de coração, amo muito todas! Muito obrigada por me entenderem e apoiarem sempre, não sei o que seria de mim sem vocês!

À minha segunda família Fisio 03, em especial aos mais lindos, **Paulinha, Faboca, Lari, Marcela, Raquel, Righetti e Pamelinha**. Muito obrigada pela amizade eterna!

A toda minha **família**, muito obrigada pelo apoio e por estarem sempre presentes.

Obrigada a todos os **voluntários** que participaram do projeto, sem vocês nada disso seria possível.

E a todas as pessoas que de alguma forma contribuíram para que esse trabalho fosse realizado.

**Muito Obrigada!**

*“Não há fatos eternos, assim como não há verdades absolutas.”*

*Friedrich Nietzsche*

## RESUMO

---

As mulheres atletas possuem maior propensão à lesão do ligamento cruzado anterior (LCA) quando comparadas os homens, praticando uma mesma atividade esportiva. Indivíduos submetidos à reconstrução do LCA possuem alterações biomecânicas que podem predispor à uma segunda lesão. Além disso, a fadiga muscular é um fator que pode aumentar as chances de lesão do LCA. Porém, poucos estudos avaliaram os efeitos da fadiga muscular na cinemática e na magnitude de ativação muscular de indivíduos submetidos à reconstrução do LCA, bem como não há estudos comparando os seus efeitos entre homens e mulheres submetidos à reconstrução. Dessa forma, o objetivo desta tese foi avaliar os efeitos da fadiga muscular na cinemática do tronco, pelve e membro inferior, assim como na magnitude de ativação de músculos do membro inferior durante a aterrissagem de um salto unipodal em dois grupos distintos de indivíduos, atletas recreacionais sadios e submetidos à reconstrução do LCA. Além disso, também foi objetivo comparar as diferenças dos efeitos da fadiga entre homens e mulheres sadios, bem como entre homens e mulheres submetidos à reconstrução do LCA. Esta tese está dividida em 3 estudos nos quais foram realizadas análise cinemática do tronco, pelve, quadril e joelho e análise eletromiográfica dos músculos glúteo máximo, glúteo médio, vasto lateral e bíceps femoral, durante a aterrissagem de um salto unipodal, antes e após a indução de fadiga muscular. O primeiro estudo comparou homens e mulheres atletas recreacionais sadios; o segundo estudo comparou atletas recreacionais com reconstrução do LCA com um grupo controle sadio, enquanto o terceiro estudo comparou homens e mulheres com reconstrução do LCA. O estudo 1 mostrou que a fadiga levou a alterações na cinemática do joelho que podem predispor as mulheres sadias à lesão do LCA. No estudo 2 foi encontrado que a fadiga alterou a cinemática e a magnitude de ativação muscular, mas que essas alterações não foram diferentes entre indivíduos sadios e indivíduos submetidos à reconstrução do LCA. Finalmente, o estudo 3 mostrou que a fadiga resultou em alterações cinemáticas que podem predispor as mulheres submetidas à reconstrução do LCA à segunda lesão.

**Palavras-chave:** ligamento cruzado anterior; lesão do joelho; fadiga muscular; biomecânica.

## ABSTRACT

---

The incidence of anterior cruciate ligament (ACL) injury in female athletes is higher compared to men in the same sports activity. Subjects who have undergone ACL reconstruction show biomechanical changes that may predispose to a second injury. In addition, the muscular fatigue can increase the ACL injury risk. However, few studies have evaluated the effects of muscular fatigue in the kinematics and muscle activation in patients with ACL reconstruction, and no studies had compared the effects between men and women who undergoing reconstruction. Thus, the aim of this thesis was to evaluate the effects of muscular fatigue on the trunk, pelvis and lower limb kinematics, as well as the lower limb muscle activation during single-leg landing between two distinct groups of subjects, healthy recreational athletes and patients who have undergone ACL reconstruction. We also aim to compare the differences of the effects of fatigue between healthy men and women, and between men and women with ACL reconstruction. This thesis is divided into three studies, in which were performed kinematic analysis of the trunk, pelvis, hip and knee and electromyography of the gluteus maximus, gluteus medius, vastus lateralis and biceps femoris, during a single-leg landing, before and after a fatigue protocol. The first study compared healthy female and male recreational athletes; the second study compared recreational athletes with ACL reconstruction to a healthy control group, and the third study compared men and women with ACL reconstruction. The first study showed that fatigue caused changes in knee kinematics that could predispose healthy women to ACL injury. The second study found that fatigue can alter the kinematics and muscle activation, but these changes were not different between healthy subjects and patients who have undergoing ACL reconstruction. Finally, the third study showed that fatigue leads to kinematic changes that may predispose women who underwent ACL reconstruction to a second injury.

**Keywords:** anterior cruciate ligament; knee injury; muscular fatigue; biomechanics.

## LISTA DE FIGURAS

---

### **ESTUDO 1**

- Figura 1.** Sequência do salto unipodal realizado..... 26
- Figura 2.** Posicionamento dos marcadores para análise cinemática..... 27

### **ESTUDO 2**

- Figura 1.** Curva média, normalizada pelo tempo, para os ângulos articulares antes e após a fadiga..... 64

## LISTA DE TABELAS

---

### ESTUDO 1

<b>Tabela 1.</b>	Características demográficas dos sujeitos em média $\pm$ desvio padrão.....	31
<b>Tabela 2.</b>	Média $\pm$ Desvio Padrão dos dados cinemáticos no momento do contato inicial.....	33
<b>Tabela 3.</b>	Média $\pm$ Desvio Padrão dos dados cinemáticos durante a aterrissagem.....	34
<b>Tabela 4.</b>	Média $\pm$ Desvio Padrão da média da amplitude de ativação muscular durante a aterrissagem, expressos em porcentagem do pico da amplitude RMS ( <i>root mean square</i> ) durante a aterrissagem.....	36

### ESTUDO 2

<b>Tabela 1.</b>	Características demográficas dos indivíduos em média $\pm$ desvio padrão.....	59
<b>Tabela 2.</b>	Dados cinemáticos durante a aterrissagem em média $\pm$ desvio padrão.....	61
<b>Tabela 3.</b>	Amplitude média de ativação muscular 100ms antes do contato inicial e 100ms após o contato inicial.....	63

### ESTUDO 3

<b>Tabela 1.</b>	Caracterização da amostra em média $\pm$ desvio padrão.....	86
<b>Tabela 2.</b>	Dados cinemáticos durante a aterrissagem em média $\pm$ desvio padrão.....	88
<b>Tabela 3.</b>	Média $\pm$ Desvio Padrão da média da amplitude de ativação muscular durante a aterrissagem, expressa em porcentagem do pico da amplitude RMS durante a aterrissagem.....	89

## SUMÁRIO

---

<b>1. CONTEXTUALIZAÇÃO.....</b>	<b>12</b>
1.1. Referências.....	17
<b>2. ESTUDO 1.....</b>	<b>20</b>
2.1. Resumo.....	21
2.2. Introdução.....	22
2.3. Método.....	25
2.4. Resultados.....	31
2.5. Discussão.....	37
2.6. Conclusão.....	41
2.7. Referências.....	42
<b>3. ESTUDO 2.....</b>	<b>46</b>
3.1. Resumo.....	47
3.2. Introdução.....	48
3.3. Método.....	52
3.4. Resultados.....	59
3.5. Discussão.....	65
3.6. Conclusão.....	70
3.7. Referências.....	71
<b>4. ESTUDO 3.....</b>	<b>76</b>
4.1. Resumo.....	77
4.2. Introdução.....	78
4.3. Método.....	81
4.4. Resultados.....	86
4.5. Discussão.....	90
4.6. Conclusão.....	94
4.7. Referências.....	95
<b>APÊNDICE A - Termo de consentimento livre e esclarecido.....</b>	<b>99</b>
<b>ANEXO A - Parecer do comitê de ética em pesquisa em seres humanos.....</b>	<b>102</b>
<b>ANEXO B - Comprovante de submissão do manuscrito1.....</b>	<b>104</b>
<b>ANEXO C - Comprovante de submissão do manuscrito2.....</b>	<b>106</b>

## 1. CONTEXTUALIZAÇÃO

---

A lesão do ligamento cruzado anterior (LCA) é uma das lesões mais comuns durante a prática de atividades esportivas (YU; GARRETT, 2007). Normalmente, ela ocorre em situações sem contato, em atividades que envolvem desaceleração, mudanças de direção e aterrissagem de um salto, associadas a altas cargas impostas à articulação do joelho (HEWETT et al., 2005; IRELAND, 1999; YU; GARRETT, 2007). As mulheres são de quatro a seis vezes mais propensas à lesão do LCA quando comparadas aos homens, quando participam de uma mesma atividade esportiva (BODEN et al., 2000; HEWETT et al., 2005).

As lesões do LCA geralmente acontecem durante atividades de grande demanda para a articulação do joelho, e um pobre controle neuromuscular durante essas atividades pode representar um potencial fator de risco para lesão (CHAPPELL et al., 2005; YU; GARRETT, 2007). Grande parte das lesões que ocorrem durante a prática esportiva tem maior incidência nos estágios mais tardios das atividades ou das competições, em que a fadiga está mais evidente (HAWKINS; FULLER, 1999; HAWKINS et al., 2001; PRICE et al., 2004). Uma das principais consequências da fadiga é a redução da capacidade dos músculos de gerar força, assim como redução na sua velocidade de contração (LATTIER et al., 2004). Assim, as alterações neuromusculares causadas pela fadiga podem levar à alterações biomecânicas, alterando o controle dinâmico das extremidades inferiores durante atividades como mudanças de direção (TSAI et al., 2009) e aterrissagens de saltos (SANTAMARIA; WEBSTER, 2010), aumentando o risco de lesão (HAWKINS; FULLER, 1999; HAWKINS et al., 2001; PRICE et al., 2004).

Na literatura, o excessivo valgo dinâmico do joelho (movimento constituído de adução e rotação medial do quadril e abdução e rotação lateral do joelho) tem sido considerado como um importante mecanismo de lesão do LCA (HEWETT et al., 2005; OLSEN, 2004; PALMIERI-SMITH; WOJTYS; ASHTON-MILLER, 2008). Essa alteração de alinhamento do joelho pode ser decorrente de alterações de alinhamento distais e proximais a essa articulação, tal como a excessiva inclinação ipsilateral do tronco, e a excessiva adução e rotação medial do quadril (HEWETT; TORG; BODEN, 2009; POWERS, 2010). Além do valgo dinâmico do joelho, alterações de movimento no plano sagital têm sido consideradas como de risco para a lesão do LCA, tais como a menor flexão do joelho, do quadril e do tronco durante a aterrissagem de um salto (BLACKBURN; PADUA, 2008, 2009).

O excessivo valgo dinâmico do joelho e o conseqüente aumento do risco de lesão do LCA pode ocorrer, particularmente, durante a aterrissagem de um salto unipodal (OLSEN, 2004; RUSSELL et al., 2006). As aterrissagens unipodais são consideradas de maior risco por terem uma menor base de suporte, aumentando a demanda no membro inferior de apoio (PAPPAS et al., 2009; WEINHANDL; JOSHI; O'CONNOR, 2010). Estudos demonstraram diferenças na estratégia de aterrissagem entre os gêneros, sendo que as mulheres apresentaram maiores ângulos de abdução do joelho, estando mais expostas à lesão do LCA (FORD; MYER; HEWETT, 2003; LEPHART et al., 2002). Em um estudo prospectivo, Hewett et al. (2005) relataram que o ângulo de abdução (valgo) do joelho e o momento externo abductor (valgo) do joelho foram fatores preditivos da lesão do LCA em mulheres atletas.

Os movimentos do quadril no plano frontal podem influenciar diretamente os movimentos do joelho no plano frontal, uma vez que o fêmur participa tanto da articulação do quadril quanto do joelho, sendo que a excessiva adução do quadril pode

ocasionar um excessivo valgo dinâmico do joelho (POWERS, 2010). Além disso, os movimentos do tronco no plano frontal também podem influenciar os movimentos do joelho nesse plano. Uma excessiva inclinação ipsilateral do tronco (inclinação do tronco para o lado do membro inferior de apoio), durante a aterrissagem unipodal, pode ocorrer devido à fraqueza ou fadiga dos músculos abdutores do quadril. Nesse mecanismo, a fraqueza ou fadiga dos músculos abdutores do quadril levaria a uma excessiva queda pélvica contralateral ao membro de apoio (sinal de Trendelenburg) e como uma estratégia compensatória, uma inclinação ipsilateral do tronco ocorreria (sinal de Trendelenburg compensado), com a finalidade de aproximar o vetor resultante da força peso corporal do centro de rotação do quadril (localizado na cabeça do fêmur) e, assim, diminuir a demanda sobre os músculos abdutores do quadril. Porém, a excessiva inclinação ipsilateral do tronco move o vetor resultante da força de reação do solo lateralmente à articulação do joelho, criando então, um momento externo abductor (valgo) nessa articulação (NAKAGAWA et al., 2012; POWERS, 2010). Esse momento externo abductor pode resultar no aumento da abdução (valgo) do joelho e na sobrecarga do LCA.

Em relação às alterações no plano sagital, uma diminuição na flexão do tronco durante atividades funcionais, causada por alterações na ativação dos músculos extensores do quadril, pode levar ao aumento do momento externo flexor do joelho, aumentando a demanda sobre o quadríceps (POWERS, 2010). O aumento da ativação do quadríceps como consequência da diminuição da flexão do tronco, pode levar ao aumento da força de cisalhamento anterior na tíbia proximal, aumentando a tensão do LCA, podendo levar à lesão (BLACKBURN; PADUA, 2009; KULAS; HORTOBÁGYI; DEVITA, 2012; SHEEHAN; SIPPRELL; BODEN, 2012). Estudos que analisaram vídeos de atletas no momento da lesão do LCA mostraram que esses

sujeitos estavam com o tronco numa posição mais estendida no momento da lesão (BODEN et al., 2000; SHEEHAN; SIPPPELL; BODEN, 2012). Além disso, tem sido hipotetizado que a fraqueza ou a ativação muscular alterada dos músculos extensores do quadril está associada a uma menor flexão do quadril durante a fase de desaceleração do salto (POWERS, 2010). Nesse sentido, Pollard et al. (2010) demonstraram que a aterrissagem do salto com menor flexão do quadril e do joelho está associado ao aumento do valgo do joelho em mulheres.

Para compreender os efeitos da fadiga muscular sobre as articulações do membro inferior, alguns estudos têm realizado registros cinemáticos e cinéticos durante diversas tarefas de aterrissagens de saltos. Vários desses estudos relataram que a fadiga muscular causa alterações biomecânicas que podem aumentar o risco de lesão do LCA durante a aterrissagem de saltos em sujeitos saudáveis (SANTAMARIA; WEBSTER, 2010). Entretanto, a grande maioria desses estudos avaliou apenas os movimentos dos membros inferiores. De acordo com o nosso conhecimento, Liederbach et al. (2014) foi o único estudo que avaliou a influência da fadiga muscular na cinemática do tronco durante a aterrissagem de um salto e que comparou esses dados entre os sexos. Além disso, não foram encontrados na literatura consultada estudos que avaliaram a influência da fadiga muscular sobre os movimentos da pelve no plano frontal.

Ainda, sujeitos que realizaram a reconstrução do LCA poderiam estar mais expostos aos efeitos deletérios da fadiga muscular e, assim, investigar as respostas biomecânicas desses indivíduos frente à fadiga é de grande importância tanto para a reabilitação quanto para prevenção de uma segunda lesão. Entretanto, apenas dois estudos investigaram especificamente a influência da fadiga muscular na cinemática da aterrissagem de um salto em sujeitos com reconstrução do LCA (FRANK et al., 2014; WEBSTER et al., 2012). Webster et al. (2012) compararam homens com cirurgia de

reconstrução do LCA com um grupo controle sadio e observaram alterações cinemáticas nas articulações do joelho e quadril durante a aterrissagem unipodal, após a indução da fadiga muscular, sendo essas alterações semelhantes entre o grupo controle e o grupo com reconstrução. Frank et al. (2014), avaliando mulheres submetidas à reconstrução do LCA, relataram que a fadiga muscular resultou em alterações cinemáticas do quadril no plano sagital durante a aterrissagem de um salto bipodal.

Embora estes estudos tenham fornecido informações importantes sobre os efeitos da fadiga muscular após a reconstrução do LCA, eles apenas avaliaram os membros inferiores, não tendo sido encontrados estudos que avaliaram os efeitos da fadiga muscular na cinemática do tronco e da pelve, bem como na intensidade de ativação dos músculos dos membros inferiores. Sendo assim, permanece algumas questões sobre como a fadiga muscular pode contribuir para o risco de lesões do joelho e um melhor entendimento dos efeitos da fadiga muscular na biomecânica da aterrissagem poderia ajudar a aprimorar estratégias de prevenção ou reabilitação e minimizar as lesões relacionadas à fadiga.

Dessa forma, o objetivo desta tese foi avaliar os efeitos da fadiga muscular na cinemática do tronco, pelve e membro inferior, assim como na magnitude de ativação de músculos do membro inferior durante a aterrissagem de um salto unipodal em dois grupos distintos de indivíduos, atletas recreacionais sadios e submetidos à reconstrução do LCA. Além disso, também foi objetivo comparar as diferenças dos efeitos da fadiga muscular entre homens e mulheres sadios, bem como entre homens e mulheres submetidos à reconstrução do LCA.

## 1.1. REFERÊNCIAS

---

- BLACKBURN, J. T.; PADUA, D. A. Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. **Clinical Biomechanics**, v. 23, n. 3, p. 313–9, mar. 2008.
- BLACKBURN, J. T.; PADUA, D. A. Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. **Journal of Athletic Training**, v. 44, n. 2, p. 174–9, 2009.
- BODEN, B. P. et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. **Orthopedics**, v. 23, n. 6, p. 573–8, jun. 2000.
- CHAPPELL, J. D. et al. Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. **The American Journal of Sports medicine**, v. 33, n. 7, p. 1022–9, jul. 2005.
- FORD, K. R.; MYER, G. D.; HEWETT, T. E. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 35, n. 10, p. 1745–50, out. 2003.
- FRANK, B. S. et al. Neuromuscular fatigue alters postural control and sagittal plane hip biomechanics in active females with anterior cruciate ligament reconstruction. **Sports Health**, v. 6, n. 4, p. 301–8, jul. 2014.
- HAWKINS, R. D. et al. The association football medical research programme: an audit of injuries in professional football. **British Journal of Sports Medicine**, v. 35, n. 1, p. 43–7, fev. 2001.
- HAWKINS, R. D.; FULLER, C. W. A prospective epidemiological study of injuries in four English professional football clubs. **British Journal of Sports Medicine**, v. 33, n. 3, p. 196–203, jun. 1999.
- HEWETT, T. E. et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 33, n. 4, p. 492–501, abr. 2005.
- HEWETT, T. E.; TORG, J. S.; BODEN, B. P. Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. **British Journal of Sports Medicine**, v. 43, n. 6, p. 417–22, jun. 2009.
- IRELAND, M. L. Anterior cruciate ligament injury in female athletes: epidemiology. **Journal of Athletic Training**, v. 34, n. 2, p. 150–4, abr. 1999.
- KULAS, A. S.; HORTOBÁGYI, T.; DEVITA, P. Trunk position modulates anterior cruciate ligament forces and strains during a single-leg squat. **Clinical Biomechanics**, v. 27, n. 1, p. 16–21, jan. 2012.

LATTIER, G. et al. Fatigue and recovery after high-intensity exercise part I: neuromuscular fatigue. **International Journal of Sports Medicine**, v. 25, n. 6, p. 450–6, ago. 2004.

LEPHART, S. M. et al. Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n. 401, p. 162–9, ago. 2002.

LIEDERBACH, M. et al. Comparison of landing biomechanics between male and female dancers and athletes, part 2: Influence of fatigue and implications for anterior cruciate ligament injury. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 42, n. 5, p. 1089–95, 4 maio 2014.

NAKAGAWA, T. H. et al. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 42, n. 6, p. 491–501, jun. 2012.

OLSEN, O.-E. Injury Mechanisms for Anterior Cruciate Ligament Injuries in Team Handball: A Systematic Video Analysis. **American Journal of Sports Medicine**, v. 32, n. 4, p. 1002–1012, 16 abr. 2004.

PALMIERI-SMITH, R. M.; WOJTYS, E. M.; ASHTON-MILLER, J. A. Association between preparatory muscle activation and peak valgus knee angle. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 18, n. 6, p. 973–9, dez. 2008.

PAPPAS, E. et al. Peak biomechanical variables during bilateral drop landings: comparisons between sex (female/male) and fatigue (pre-fatigue/post-fatigue). **North American Journal of Sports Physical Therapy**, v. 4, n. 2, p. 83–91, maio 2009.

POLLARD, C. D.; SIGWARD, S. M.; POWERS, C. M. Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments. **Clinical Biomechanics**, v. 25, n. 2, p. 142–6, fev. 2010.

POWERS, C. M. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 2, p. 42–51, fev. 2010.

PRICE, R. J. et al. The Football Association medical research programme: an audit of injuries in academy youth football. **British journal of sports medicine**, v. 38, n. 4, p. 466–71, ago. 2004.

RUSSELL, K. A. et al. Sex differences in valgus knee angle during a single-leg drop jump. **Journal of Athletic Training**, v. 41, n. 2, p. 166–71, 2006.

SANTAMARIA, L. J.; WEBSTER, K. E. The effect of fatigue on lower-limb biomechanics during single-limb landings: a systematic review. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 8, p. 464–73, ago. 2010.

SHEEHAN, F. T.; SIPPRELL, W. H.; BODEN, B. P. Dynamic sagittal plane trunk control during anterior cruciate ligament injury. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 40, n. 5, p. 1068–74, maio 2012.

TSAI, L.-C. et al. Effects of fatigue and recovery on knee mechanics during side-step cutting. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 41, n. 10, p. 1952–7, out. 2009.

WEBSTER, K. E. et al. Effect of fatigue on landing biomechanics after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 44, n. 5, p. 910–6, maio 2012.

WEINHANDL, J. T.; JOSHI, M.; O’CONNOR, K. M. Gender comparisons between unilateral and bilateral landings. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 26, n. 4, p. 444–53, nov. 2010.

YU, B.; GARRETT, W. E. Mechanisms of non-contact ACL injuries. **British Journal of Sports Medicine**, v. 41 Suppl 1, p. i47–51, ago. 2007.

## **2. ESTUDO 1:**

---

### **Os efeitos da fadiga na biomecânica do joelho, quadril, pelve e tronco são específicos ao sexo?**

Giovanna Camparis Lessi, Ana Flávia dos Santos, Luis Felipe Batista, Gabriela  
Clemente de Oliveira, Fábio Viadanna Serrão

**Manuscrito submetido ao periódico *Journal of Sports Sciences***

## 2.1. RESUMO

---

A fadiga muscular está associada a alterações biomecânicas que podem levar a lesões do ligamento cruzado anterior (LCA) em atletas. Além das alterações na cinemática do membro inferior, alterações na cinemática da pelve e do tronco também podem estar envolvidas com a lesão do LCA. Embora alguns estudos tenham comparado o efeito da fadiga muscular na cinemática do membro inferior entre homens e mulheres, pouco se sabe sobre os seus efeitos na cinemática da pelve e do tronco. O objetivo do presente estudo foi comparar os efeitos da fadiga muscular na cinemática do tronco, pelve e membro inferior e na magnitude de ativação de músculos do membro inferior entre homens e mulheres. Participaram do estudo 20 homens e 20 mulheres, atletas recreacionais saudáveis. A análise cinemática do tronco, pelve, quadril e joelho e da magnitude de ativação de músculos do membro inferior foram realizadas, antes e após a indução de fadiga muscular, durante a aterrissagem de um salto unipodal. As mulheres apresentaram maior abdução do joelho comparadas aos homens após a fadiga. Após a fadiga, foi observado diminuição do pico de flexão do joelho e aumento do pico de flexão do tronco. A maior abdução do joelho nas mulheres pode predispor-las a um maior risco de lesão do LCA. Além disso, o aumento da flexão do tronco pode ser uma estratégia utilizada para minimizar a força de cisalhamento tibiofemoral anterior resultante da menor flexão do joelho, diminuindo assim a sobrecarga no LCA.

**Palavras-chave:** ligamento cruzado anterior; lesão do joelho; fadiga muscular; biomecânica.

## 2.2. INTRODUÇÃO

---

Uma das lesões mais comuns durante a atividade esportiva é a ruptura do ligamento cruzado anterior (LCA) (YU; GARRETT, 2007). As lesões do LCA tendem a ocorrer sem contato, em atividades que envolvem mudança de direção, giros, desaceleração, ou aterrissagens de saltos (HEWETT et al., 2005; IRELAND, 1999; YU; GARRETT, 2007). Além disso, atletas do sexo feminino apresentam uma maior incidência de lesão do LCA em relação ao masculino quando praticam a mesma atividade esportiva (BODEN et al., 2000; HEWETT et al., 2005).

A fadiga muscular ocorre durante atividades físicas extenuantes. Tem sido relatado que a maioria das lesões atléticas ocorre nas fases mais tardias das atividades e competições, indicando que a fadiga muscular pode desempenhar um papel crucial na incidência de lesões (HAWKINS; FULLER, 1999; HAWKINS et al., 2001; PRICE et al., 2004). A fadiga muscular pode levar a uma menor capacidade dos músculos em gerar força (LATTIER et al., 2004b) e a um controle neuromuscular alterado (MCLEAN et al., 2007), o que pode levar a alterações nas estratégias de movimentos durante as aterrissagens, aumentando o risco de lesão do LCA (SANTAMARIA; WEBSTER, 2010).

Alguns estudos avaliaram os efeitos da fadiga muscular na biomecânica da aterrissagem, mostrando a sua influência na cinemática dos membros inferiores e as diferenças entre os gêneros (BRAZEN et al., 2010; FAGENBAUM; DARLING, 2003; GEHRING; MELNYK; GOLLHOFER, 2009; KERNOZEK; TORRY; IWASAKI, 2008; LIEDERBACH et al., 2014; MCLEAN et al., 2007). As variáveis cinemáticas mais estudadas foram os ângulos do quadril e joelho nos planos frontal e sagital, e as evidências apontam para diferenças nas estratégias de aterrissagem entre homens e

mulheres, o que poderia explicar a maior incidência de lesões em mulheres. Entretanto, os estudos que compararam os efeitos da fadiga muscular na biomecânica da aterrissagem entre os gêneros, avaliaram apenas o membro inferior, não incluindo nas análises segmentos proximais como a pelve e o tronco.

A influência da fadiga muscular na posição do tronco é um aspecto importante, pois ela pode alterar as cargas na articulação do joelho e o estresse no LCA. No plano sagital, uma diminuição da flexão do tronco durante a aterrissagem de um salto, devido à fraqueza ou déficit de ativação dos músculos extensores do quadril, pode aumentar o momento externo flexor do joelho e, conseqüentemente, a atividade do músculo quadríceps (POWERS, 2010). A maior ativação do quadríceps pode aumentar a força de cisalhamento tibiofemoral anterior, especialmente com o joelho próximo à extensão total, aumentando a tensão no LCA (BLACKBURN; PADUA, 2009; KULAS; HORTOBÁGYI; DEVITA, 2012; SHEEHAN; SIPPPELL; BODEN, 2012). No plano frontal, uma diminuição na ativação ou a fraqueza dos músculos abdutores do quadril pode levar a uma queda pélvica contralateral excessiva, resultando em uma inclinação ipsilateral compensatória do tronco (inclinação em direção ao membro de apoio). No entanto, a inclinação ipsilateral do tronco move o vetor resultante da força de reação do solo lateralmente em relação ao centro articular do joelho, criando um momento externo abductor no joelho (NAKAGAWA et al., 2012; POWERS, 2010). Esse é um aspecto importante desde que Hewett et al. (2005) relataram que o momento abductor do joelho é um preditor de lesão do LCA em atletas do sexo feminino.

De acordo com o conhecimento dos autores, apenas o estudo de Liederbach et al. (2014) avaliou a influência da fadiga muscular na cinemática do tronco durante a aterrissagem e comparou esses dados entre os sexos. Além disso, não foram encontrados na literatura consultada estudos que avaliaram a influência da fadiga

muscular sobre os movimentos da pelve no plano frontal, sugerindo a necessidade de mais estudos sobre o assunto. Assim, o objetivo deste estudo foi comparar os efeitos da fadiga muscular na cinemática do tronco, pelve, quadril e joelho, e na magnitude de ativação de músculos do membro inferior entre homens e mulheres, durante a aterrissagem de um salto unipodal. A hipótese é que a fadiga muscular irá alterar a biomecânica da aterrissagem em homens e mulheres, mas as mulheres serão mais suscetíveis aos efeitos da fadiga, mostrando maiores alterações comparadas os homens.

## 2.3. MÉTODOS

---

### 2.3.1. Sujeitos

Baseado em estudos prévios (KERNOZEK; TORRY; IWASAKI, 2008), um cálculo amostral foi realizado, considerando uma significância estatística de 0,05, um *power* de 0,8, e uma correlação entre medidas repetidas de 0,5. Com isso foi estimado um mínimo de 18 indivíduos por grupo para esse estudo. Participaram deste estudo 40 atletas recreacionais saudáveis com idade entre 18 e 30 anos, sendo eles, 20 homens (idade  $22,8 \pm 2,9$  anos; altura  $1,78 \pm 0,1$  m; massa corporal  $77,7 \pm 11,7$  kg) e 20 mulheres (idade  $23,6 \pm 3,0$  anos; altura  $1,65 \pm 0,1$  m; massa corporal  $60,6 \pm 7,4$  kg) sem qualquer história de disfunção, cirurgia ou trauma dos membros inferiores. Atleta recreacional foi considerado como o sujeito que pratica atividade aeróbica ou esportiva pelo menos três vezes por semana (HEINERT et al., 2008). A participação foi voluntária e todos os sujeitos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice A). O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos (Anexo A). Todos os participantes foram submetidos a uma avaliação inicial e o membro dominante de cada indivíduo foi avaliado. O membro dominante foi definido perguntando aos sujeitos qual perna eles usariam para chutar uma bola o mais longe possível (ORISHIMO; KREMENIC, 2006).

### 2.3.2. Procedimentos

As avaliações cinemática e eletromiográfica foram realizadas durante a aterrissagem de um salto unipodal. Anteriormente à coleta de dados três saltos para aquecimento foram permitidos para a familiarização dos sujeitos com a tarefa. Todos os sujeitos usavam roupas mínimas e calçados esportivos (*ASICS GEL - Equation 5*, ASICS

*Corporation, Japão*) fornecidos pelo examinador. Os sujeitos realizaram um salto unipodal (*single leg drop vertical jump*) (Figura 1) antes após a aplicação de um protocolo de fadiga muscular. Eles foram instruídos a manter os braços cruzados na frente do tórax (DECKER et al., 2002), dar um passo para fora de uma plataforma de 31cm de altura (PATERNO et al., 2011), e aterrissar com o membro dominante. Imediatamente após o contato do pé com o solo, os sujeitos deveriam realizar um salto vertical máximo, ainda com o membro dominante, sem tocar o pé contralateral no solo. Nenhuma instrução sobre a técnica de aterrissagem foi fornecida (CESAR et al., 2011; KELLIS; KOUVELIOTI, 2009).

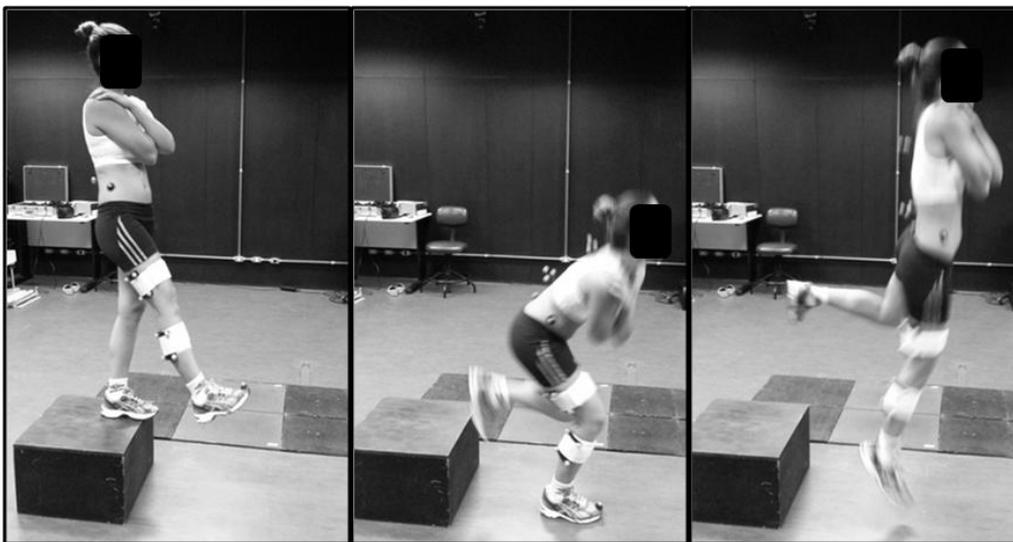


Figura 1: Sequência do salto unipodal realizado.

O protocolo de fadiga muscular consistiu em séries de 10 agachamentos (90 ° de flexão do joelho), 2 saltos verticais máximos e do 20 subidas e descidas de um degrau de 31 centímetros de altura. Os sujeitos foram instruídos a subirem e descerem o degrau com o membro dominante. Previamente ao protocolo, os sujeitos realizaram um salto máximo em distância (*single-leg hop*) para determinar a distância máxima saltada sem a presença da fadiga. A média de três saltos foi usada como referência. O sujeito foi

considerado fadigado no momento em que a distância por ele saltada fosse reduzida em pelo menos 20% (ORISHIMO; KREMENIC, 2006). Entre as séries do protocolo, a escala de Borg (CR10) foi utilizada para quantificar a percepção de esforço dos participantes.

A análise tridimensional foi realizada com um sistema de captura de movimento composto por seis câmeras (*Qualisys Motion Capture System, Qualisys Medical AB, Suécia*) e um *software* de aquisição (*QTM – Qualisys Track Manager 2.9, Medical AB, Suécia*). Todos os dados cinemáticos foram coletados com uma frequência de amostragem de 240 Hz e uma medida estática em posição neutra foi realizada para alinhar o sujeito ao sistema de coordenadas global e servir como referência para análises posteriores. Catorze marcadores passivos refletivos de 15 mm de diâmetro foram afixados sobre o processo espinhoso da sétima vértebra cervical, esterno, acrômios, ápice das cristas ilíacas, sacro, trocânter maior do fêmur direito e esquerdo, epicôndilos medial e lateral do fêmur, maléolos medial e lateral e falange distal do segundo artelho (Figura 2). Para rastrear os movimentos, 4 *clusters* foram utilizados, sendo posicionados sobre a sexta vértebra torácica, segunda vértebra lombar, terço médio da coxa e terço médio da perna (Figura 2). O mesmo pesquisador posicionou os marcadores em todos os participantes.

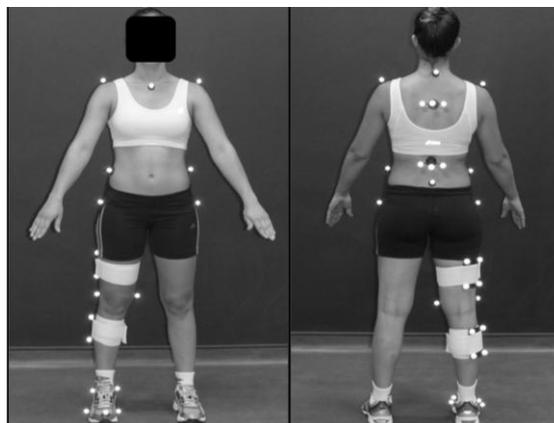


Figura 2: Posicionamento dos marcadores para análise cinemática

Um estudo prévio foi desenvolvido para determinar a confiabilidade teste-reteste das medições cinemáticas durante o salto unipodal. Oito sujeitos foram avaliados em dois momentos, com intervalo de 5 a 7 dias. O coeficiente de correlação intraclassa ( $ICC_{3,1}$ ) e o erro padrão da medida foram: 0,97 e 1,58° para a flexão do joelho; 0,85 e 1,34° para abdução do joelho; 0,97 e 1,47° para flexão do quadril; 0,88 e 1,15° para abdução do quadril; 0,97 e 0,53° para queda pélvica contralateral; 0,96 e 1,42° para flexão do tronco; 0,84 e 1,50° para inclinação ipsilateral do tronco.

Os dados eletromiográficos foram coletados simultaneamente aos dados cinemáticos, com uma frequência de amostragem de 2400 Hz. Para a captação do sinal foram utilizados eletrodos de superfície sem fio (*Trigno™ Wireless System, DelSys Inc., EUA*). A atividade dos músculos vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), glúteo médio (GMed) e glúteo máximo (GMax) foram analisadas. Antes da colocação dos eletrodos, a pele foi tricotomizada e limpa com álcool. Os eletrodos de superfície foram posicionados de acordo com as recomendações do SENIAM (HERMENS; FRERIKS, 1999). Cada eletrodo foi amplificado por um sistema de 8 canais (*DelSys Inc., EUA*, alcance de 40 m, frequência de transmissão 2.4 GHz, rejeição de modo comum > 80 dB; largura de banda de 450 Hz, ganho total de 1000 vezes). Os sinais eletromiográficos foram digitalizados utilizando uma placa de 16-bit A/D sincronizada ao sistema de análise de movimento.

### **2.3.3. Redução dos dados**

Os dados cinemáticos foram processados utilizando o *software Visual 3D* (Version 3.9; C-motion Inc., EUA). Os ângulos de Cardan foram calculados usando as definições do sistema de coordenadas articulares recomendados pela Sociedade Internacional de Biomecânica (WU et al., 2002) relativos à medida estática. Os ângulos

do joelho foram calculados como o movimento da perna em relação à coxa; os ângulos do quadril como os movimentos da coxa em relação à pelve. Os ângulos da pelve e do tronco foram calculados em relação ao sistema de coordenadas global (eixo horizontal global e eixo vertical global, respectivamente). O centro da articulação do joelho foi determinado como o ponto médio entre os epicôndilos medial e lateral do fêmur. O centro da articulação do quadril foi estimado como sendo um quarto da distância do trocânter maior ipsilateral ao contralateral (WEINHANDL; O'CONNOR, 2010). Para os dados cinemáticos foi utilizado um filtro *Butterworth* 12 Hz passa baixa de 4ª ordem com atraso de fase zero.

Para a identificação e análise das variáveis cinemáticas de interesse, um algoritmo específico foi criado no *software Matlab (Mathworks, EUA)*. Foram considerados para análise os ângulos no contato inicial do pé com o solo e o pico dos ângulos durante a fase de aterrissagem (compreendida entre o contato inicial e a máxima flexão do joelho). O contato inicial foi determinado como o instante em que a velocidade vertical do marcador posicionado no segundo artelho fosse igual a zero, sendo que a velocidade foi calculada a partir da primeira derivada do marcador (BRINDLE; MATTACOLA; MCCRORY, 2003). Os ângulos no contato inicial e os picos angulares durante a fase de aterrissagem calculados foram: flexão e inclinação ipsilateral do tronco, queda pélvica contralateral, flexão e adução do quadril, e flexão e abdução do joelho. Por convenção os valores positivos foram considerados para flexão, abdução, queda pélvica e inclinação ipsilateral.

Todos os dados eletromiográficos foram processados utilizando o *software Matlab (Mathworks, EUA)*. Os sinais foram filtrados por um filtro *Butterworth* de 4ª ordem, passa banda de 20 a 400 Hz com atraso de fase zero e foram retificados e suavizados por uma janela móvel (20 ms) RMS (*root mean square*). A média da

atividade eletromiográfica (média da amplitude RMS) foi calculada durante a fase de aterrissagem. O pico da amplitude RMS durante a fase de aterrissagem foi considerado como 100% e a média da atividade durante a fase de aterrissagem foi expressa em porcentagem do pico (ZEBIS et al., 2008, 2011).

Para as variáveis cinemáticas e eletromiográficas, a média de três saltos foi utilizada para a análise estatística.

#### **2.3.4. Análise estatística**

A análise estatística foi realizada utilizando o *software SPSS* (versão 17.0; *SPSS, Inc., EUA*). Todos os dados foram expressos em média e desvio padrão. A distribuição estatística dos dados e a homocedasticidade foram analisadas usando os testes de Shapiro-Wilk e Levene, respectivamente. Testes *t* para amostras independentes foram utilizados para verificar diferenças nas características demográficas entre os grupos. Os dados cinemáticos e eletromiográficos foram considerados variáveis dependentes. Os efeitos da fadiga muscular sobre as variáveis dependentes foram avaliados por um teste ANOVA two-way (genero X fadiga) com modelo misto, com a fadiga como medida repetida. Quando interações significativas foram encontradas, testes *t* com ajuste de Bonferroni foram utilizados para analisar as comparações entre os pares. Para todas as comparações foi considerado um nível de significância de 5%.

## 2.4. RESULTADOS

---

Os dados demográficos de ambos os grupos estão apresentados na Tabela 1. Não foi observada diferença significativa para a idade ou na quantidade de horas de prática de atividade física por semana ( $P > 0,05$ ) entre os grupos. Os homens apresentaram maior massa corporal e altura ( $P = 0,001$  para ambas as comparações). Os homens completaram uma média de  $10,4 \pm 2,8$  séries do protocolo de fadiga muscular e relataram uma classificação média na escala de Borg de  $8,2 \pm 1,2$ , enquanto as mulheres completaram uma média de  $9,1 \pm 3,0$  séries e relataram uma classificação média na escala de Borg de  $8,2 \pm 0,8$ , não havendo, portanto, diferenças significativas entre os grupos para essas variáveis (para o número de séries  $P = 0,204$  e para a escala de Borg  $P = 0,988$ ).

Tabela 1: Características demográficas dos sujeitos em média  $\pm$  desvio padrão.

	<b>Homens</b>	<b>Mulheres</b>	<b>P</b>
<b>Idade (anos)</b>	$22,8 \pm 2,9$	$23,6 \pm 3,0$	0,368
<b>Massa corporal (Kg)</b>	$77,7 \pm 11,7$	$60,6 \pm 7,4$	0,001*
<b>Altura (m)</b>	$1,78 \pm 0,1$	$1,65 \pm 0,1$	0,001*
<b>Atividade física por semana (horas)</b>	$4,25 \pm 1,1$	$3,80 \pm 0,9$	0,157

\*  $P < 0,05$ , diferença significativa

### 2.4.1. Dados Cinemáticos

Os resultados para as variáveis cinemáticas estão apresentados nas Tabelas 2 e 3. Foram observadas interações gênero x fadiga para o joelho no plano frontal no momento do contato inicial ( $P = 0,047$ ) e para o pico de flexão do tronco durante a aterrissagem ( $P = 0,024$ ). Quando comparados homens e mulheres após a fadiga, as mulheres apresentaram maior abdução do joelho no contato inicial ( $P = 0,013$ ; diferença

média (DM) = 2,8°; 95% intervalo de confiança da diferença (95%IC) = 0,6 a 4,9). Para a comparação pré e pós fadiga, os homens mostraram diminuição da abdução do joelho no contato inicial após a fadiga ( $P = 0,035$ ; DM = 0,8°; 95%IC = 0,1 a 1,6). Além disso, os homens mostraram maior flexão do tronco durante a aterrissagem após a fadiga quando comparados ao pré fadiga ( $P = 0,001$ ; DM = 7,7°; 95%IC = 4,5 a 11,0).

Alguns efeitos principais foram observados. Para o efeito de gênero, as mulheres apresentaram maior pico de abdução do joelho durante a aterrissagem ( $P = 0,005$ ; DM = 3,3°; 95%IC = 1,1 a 5,5) quando comparada aos homens. Para o efeito de fadiga, após a fadiga foi observado menor queda pélvica contralateral no contato inicial ( $P < 0,001$ ; DM = 0,9°; 95%IC = 0,4 a 1,4), quando comparado aos valores pré fadiga. Na comparação pré e pós fadiga durante a aterrissagem, foi observado diminuição no pico de flexão do joelho ( $P < 0,001$ ; DM = 4,1°; 95%IC = 2,6 a 5,6) e aumento do pico de queda da pelve contralateral ( $P < 0,001$ ; DM = 1,1°; 95%IC = 0,5 a 1,6).

Tabela 2: Média  $\pm$  Desvio Padrão dos dados cinemáticos no momento do contato inicial.

Variáveis cinemáticas	Homens		Mulheres		Gênero		Fadiga	
	Fadiga		Fadiga		Homens	Mulheres	Pré	Pós
	Pré	Pós	Pré	Pós				
<b>Joelho-plano sagital</b>	12,4 $\pm$ 4,3	13,0 $\pm$ 5,7	11,1 $\pm$ 4,9	9,9 $\pm$ 3,9	12,7 $\pm$ 5,0	10,5 $\pm$ 4,5	11,8 $\pm$ 4,6	11,5 $\pm$ 5,1
<b>Joelho-plano frontal</b>	0,1 $\pm$ 3,9	-0,7 $\pm$ 3,8 <sup>a</sup>	1,8 $\pm$ 2,8	2,0 $\pm$ 2,8 <sup>b</sup>	-0,3 $\pm$ 3,8	1,9 $\pm$ 2,8	0,9 $\pm$ 3,4	0,7 $\pm$ 3,6
<b>Quadril-plano sagital</b>	22,1 $\pm$ 5,3	22,1 $\pm$ 7,7	23,3 $\pm$ 4,0	24,0 $\pm$ 7,9	22,1 $\pm$ 6,5	23,7 $\pm$ 6,2	22,7 $\pm$ 4,7	23,0 $\pm$ 7,8
<b>Quadril-plano frontal</b>	5,3 $\pm$ 5,1	5,4 $\pm$ 3,4	5,4 $\pm$ 3,3	4,9 $\pm$ 3,8	5,4 $\pm$ 4,2	5,1 $\pm$ 3,5	5,4 $\pm$ 4,2	5,1 $\pm$ 3,6
<b>Pelve-plano frontal</b>	-4,9 $\pm$ 3,1	-4,2 $\pm$ 2,2	-4,8 $\pm$ 2,18	-3,7 $\pm$ 2,3	-4,5 $\pm$ 2,6	-4,2 $\pm$ 2,3	-4,8 $\pm$ 2,6	-3,9 $\pm$ 2,2 <sup>c</sup>
<b>Tronco-plano sagital</b>	3,1 $\pm$ 6,8	4,3 $\pm$ 8,3	3,5 $\pm$ 7,9	5,0 $\pm$ 7,8	3,7 $\pm$ 7,5	4,3 $\pm$ 7,8	3,3 $\pm$ 7,3	4,7 $\pm$ 7,9
<b>Tronco-plano frontal</b>	0,6 $\pm$ 2,5	0,3 $\pm$ 3,7	1,3 $\pm$ 3,7	0,6 $\pm$ 3,5	0,5 $\pm$ 3,1	0,9 $\pm$ 3,6	0,9 $\pm$ 3,1	0,5 $\pm$ 3,6

Flexão (+); extensão (-); abdução (+); adução (-); queda pélvica (+); elevação pélvica (-); inclinação ipsilateral do tronco (+); inclinação contralateral do tronco (-).

<sup>a</sup> Diferença significativa quando comparadas aos homens pré-fadiga ( $P < 0,05$ ).

<sup>b</sup> Diferença significativa quando comparadas aos homens pós-fadiga ( $P < 0,05$ ).

<sup>c</sup> Diferença significativa quando comparadas ao pré-fadiga ( $P < 0,05$ ).

Tabela 3: Média  $\pm$  Desvio Padrão dos dados cinemáticos durante a aterrissagem.

Variáveis cinemáticas	Homens		Mulheres		Gênero		Fadiga	
	Fadiga		Fadiga		Homens	Mulheres	Pré	Pós
	Pré	Pós	Pré	Pós				
<b>Joelho-plano sagital</b>	60,3 $\pm$ 7,8	56,3 $\pm$ 8,6	58,8 $\pm$ 8,7	54,6 $\pm$ 9,2	58,3 $\pm$ 8,4	56,7 $\pm$ 9,1	59,5 $\pm$ 8,2	55,4 $\pm$ 8,8 <sup>c</sup>
<b>Joelho-plano frontal</b>	2,5 $\pm$ 4,3	1,9 $\pm$ 3,4	5,4 $\pm$ 3,63	5,6 $\pm$ 3,5	2,2 $\pm$ 3,9	5,5 $\pm$ 3,5 <sup>b</sup>	4,0 $\pm$ 4,2	3,7 $\pm$ 3,9
<b>Quadril-plano sagital</b>	55,4 $\pm$ 10,7	56,4 $\pm$ 11,8	53,6 $\pm$ 13,3	51,7 $\pm$ 13,1	55,9 $\pm$ 11,2	52,6 $\pm$ 13,1	54,5 $\pm$ 12,0	54,0 $\pm$ 12,6
<b>Quadril-plano frontal</b>	-4,5 $\pm$ 6,4	-4,1 $\pm$ 3,8	-6,6 $\pm$ 6,1	-5,9 $\pm$ 4,2	-4,3 $\pm$ 5,2	-6,3 $\pm$ 5,2	-5,6 $\pm$ 6,3	-5,0 $\pm$ 4,1
<b>Pelve-plano frontal</b>	-1,6 $\pm$ 3,6	-0,6 $\pm$ 3,1	-0,1 $\pm$ 3,1	1,1 $\pm$ 2,5	-1,1 $\pm$ 3,4	0,5 $\pm$ 2,9	-0,9 $\pm$ 3,4	0,2 $\pm$ 2,9 <sup>c</sup>
<b>Tronco-plano sagital</b>	25,5 $\pm$ 12,3	33,2 $\pm$ 12,5 <sup>a</sup>	24,5 $\pm$ 15,1	26,9 $\pm$ 14,2	29,4 $\pm$ 12,9	25,7 $\pm$ 14,5	25,0 $\pm$ 13,6	30,1 $\pm$ 13,6
<b>Tronco-plano frontal</b>	9,5 $\pm$ 5,1	9,5 $\pm$ 5,6	11,0 $\pm$ 3,0	9,34 $\pm$ 2,9	9,5 $\pm$ 5,3	5,1 $\pm$ 5,4	5,2 $\pm$ 6,2	9,4 $\pm$ 4,4

Flexão (+); extensão (-); abdução (+); adução (-); queda pélvica (+); elevação pélvica (-); inclinação ipsilateral do tronco (+); inclinação contralateral do tronco (-).

<sup>a</sup> Diferença significativa quando comparadas aos homens pré-fadiga ( $P < 0,05$ ).

<sup>b</sup> Diferença significativa quando comparadas aos homens ( $P < 0,05$ ).

<sup>c</sup> Diferença significativa quando comparado ao pré-fadiga ( $P < 0,05$ ).

#### 2.4.2. Dados eletromiográficos

Os resultados referentes à média da amplitude de ativação muscular estão demonstrados na Tabela 4. Foi observada interação gênero x fadiga para a média da amplitude de ativação do BF durante a aterrissagem ( $P = 0,037$ ). Na comparação pré e pós fadiga, as mulheres apresentaram maior ativação do BF após a fadiga ( $P = 0,004$ ;  $DM = 7,0^\circ$ ;  $95\%IC = 2,4$  a  $11,6$ ). Na comparação após a fadiga, as mulheres apresentaram maior ativação do BF quando comparadas aos homens ( $P = 0,043$ ;  $DM = 5,9^\circ$ ;  $95\%IC = 0,2$  a  $11,6$ ). Um efeito principal de fadiga também foi observado. Após a fadiga, foi observado aumento na ativação do GMax ( $P = 0,013$ ;  $DM = 4,4^\circ$ ;  $95\%IC = 1,0$  a  $7,6$ ) durante a aterrissagem. Não foram observadas outras interações ou efeitos principais para as variáveis de eletromiográficas.

Tabela 4: Média  $\pm$  Desvio Padrão da média da amplitude de ativação muscular durante a aterrissagem, expressos em porcentagem do pico da amplitude RMS (*root mean square*) durante a aterrissagem.

	Homens		Mulheres		Grupo		Fadiga	
	Pré fadiga	Pós fadiga	Pré fadiga	Pós fadiga	Homens	Mulheres	Pré	Pós
<b>VL</b>	62,2 $\pm$ 6,7	64,1 $\pm$ 9,2	63,6 $\pm$ 6,6	64,2 $\pm$ 8,7	63,2 $\pm$ 8,0	63,9 $\pm$ 7,7	62,9 $\pm$ 6,6	64,2 $\pm$ 8,8
<b>BF</b>	57,7 $\pm$ 6,2	57,6 $\pm$ 9,7	56,5 $\pm$ 9,1	63,5 $\pm$ 8,1 <sup>a,b</sup>	57,7 $\pm$ 8,0	60,0 $\pm$ 9,2	57,1 $\pm$ 7,7	60,6 $\pm$ 9,3
<b>GMed</b>	57,6 $\pm$ 9,6	57,2 $\pm$ 9,0	56,0 $\pm$ 11,8	60,5 $\pm$ 11,6	57,4 $\pm$ 9,2	58,3 $\pm$ 11,8	56,8 $\pm$ 10,6	58,9 $\pm$ 10,4
<b>GMax</b>	51,4 $\pm$ 8,9	56,7 $\pm$ 10,1	52,7 $\pm$ 9,7	56,1 $\pm$ 9,2	54,1 $\pm$ 9,7	54,4 $\pm$ 9,5	52,0 $\pm$ 9,2	56,4 $\pm$ 9,5 <sup>c</sup>

<sup>a</sup> Diferença significativa quando comparadas às mulheres pré-fadiga ( $P < 0,05$ ).

<sup>b</sup> Diferença significativa quando comparadas aos homens pós-fadiga ( $P < 0,05$ ).

<sup>c</sup> Diferença significativa quando comparado ao pré-fadiga ( $P < 0,05$ ).

## 2.5. DISCUSSÃO

---

Vários estudos relataram que as mulheres apresentam maior incidência de lesões do LCA comparadas aos homens, quando praticando a mesma atividade esportiva (BODEN et al., 2000; HEWETT et al., 2005). Além disso, outros estudos vêm demonstrando alterações biomecânicas nos membros inferiores causadas pela fadiga muscular e sua relação com o aumento do risco de lesão, especialmente do LCA (CHAPPELL et al., 2005; KERNOZEK; TORRY; IWASAKI, 2008; LIEDERBACH et al., 2014; MCLEAN et al., 2007). Entretanto, embora haja estudos comparando os efeitos da fadiga muscular na biomecânica do membro inferior entre os gêneros, pouco se sabe sobre os seus efeitos na cinemática da pelve e do tronco. Assim, o objetivo do presente estudo foi comparar os efeitos da fadiga muscular na cinemática do tronco, pelve, quadril e joelho, e na ativação de músculos do membro inferior entre homens e mulheres saudáveis. A hipótese de que a fadiga muscular alteraria a biomecânica da aterrissagem em homens e mulheres e que as mulheres apresentariam maiores alterações comparadas aos homens foi confirmada.

Os resultados deste estudo mostraram aumento da abdução do joelho em mulheres após a fadiga quando comparadas aos homens no contato inicial. Além disso, as mulheres apresentaram maior pico de abdução do joelho durante a aterrissagem quando comparadas aos homens. Segundo Hewett et al. (2005), o ângulo valgo (ângulos de abdução) do joelho é um fator preditivo da lesão do LCA em mulheres. Os estudos que investigaram os efeitos da fadiga muscular na posição do joelho no plano frontal (KERNOZEK; TORRY; IWASAKI, 2008; MCLEAN et al., 2007) corroboram com os nossos achados, mostrando que o valgo (abdução) do joelho é mais pronunciado nas mulheres do que nos homens e que a fadiga muscular pode ser um componente

deletério. O aumento da abdução do joelho no contato inicial observado nas mulheres após a fadiga é especialmente importante, pois as lesões do LCA normalmente ocorrem no início da fase de aterrissagem (nos primeiros 60 ms após o contato inicial) (KERNOZEK; RAGAN, 2008; PFLUM et al., 2004). Desta forma, o aumento da abdução do joelho no contato inicial pode colocar as mulheres em maior risco de lesão de LCA, sendo esse risco maior na presença de fadiga muscular.

A posição do joelho no plano sagital também tem sido relacionada à lesão do LCA. No presente estudo, não foram observadas diferenças entre os gêneros, porém o pico de flexão do joelho durante a fase de aterrissagem diminuiu após a fadiga. Alguns estudos encontraram redução no pico de flexão do joelho após a indução de fadiga muscular (BENJAMINSE et al., 2008; CHAPPELL et al., 2005), enquanto outros demonstraram aumento (KERNOZEK; TORRY; IWASAKI, 2008; LIEDERBACH et al., 2014; MADIGAN; PIDCOE, 2003), ou não observaram alterações (MCLEAN et al., 2007). Chappell et al. (2005) demonstraram que a diminuição no ângulo de flexão do joelho durante a aterrissagem de um salto esteve associada ao aumento da força de cisalhamento tibiofemoral anterior (BENJAMINSE et al., 2008; CHAPPELL et al., 2005). Desta forma, a diminuição do pico de flexão do joelho decorrente da fadiga muscular pode resultar em aumento do estresse e do risco de lesão do LCA.

A principal inovação do presente estudo foi avaliar os efeitos da fadiga muscular na posição do tronco e da pelve. A mudança na posição do tronco pode alterar as cargas na articulação do joelho (POWERS, 2010) e um déficit no controle neuromuscular do tronco é considerado um fator preditivo de risco de lesão do joelho em mulheres (ZAZULAK et al., 2007). No presente estudo, foi observado que após a fadiga os homens apresentaram maior flexão do tronco quando comparados ao pré fadiga. A flexão do tronco move o vetor resultante da força de reação do solo anteriormente,

diminuindo a demanda sobre o músculo quadríceps e aumentando a demanda sobre os músculos extensores do quadril (POWERS, 2010). Isso poderia explicar o aumento na amplitude média de ativação do GMax e BF observado durante a fase de aterrissagem após a fadiga. De acordo com o estudo de Kulas et al. (2012) o aumento da flexão do tronco minimiza a força e a deformação no LCA durante o agachamento mesmo nos menores ângulos de flexão do joelho. É possível que o aumento da flexão do tronco e consequente aumento da ativação dos músculos isquiotibiais minimize a tendência de aumento da força de cisalhamento tibiofemoral anterior resultante da menor flexão do joelho. Desta forma, a flexão do tronco pode ser uma estratégia utilizada, pelos homens, para minimizar o estresse no LCA na presença de fadiga.

No presente estudo, a fadiga muscular causou aumento da queda pélvica contralateral no contato inicial e durante a aterrissagem. Deve-se ressaltar que embora tenha ocorrido um aumento na queda pélvica contralateral, não houve alteração na amplitude média de ativação do GMed. É importante observar que o protocolo de fadiga utilizado enfatizou, além do quadríceps, os músculos extensores do quadril. Assim, é possível que a fadiga muscular tenha induzido uma diminuição na capacidade do GMax em gerar força. Embora não tenha sido avaliada a força dos músculos extensores do quadril, a diminuição em pelo menos 20% na distância atingida no salto horizontal após a fadiga é um indicativo de que a força desses músculos diminuiu. Além do músculo GMax atuar na extensão e rotação lateral do quadril, suas fibras superiores atuam na abdução do quadril (LYONS et al., 1983) e, assim, esse músculo pode contribuir para a manutenção da estabilidade pélvica no plano frontal, auxiliando o músculo GMed. A fadiga do músculo GMax pode ser então um fator envolvido com o aumento da queda pélvica contralateral.

Teoricamente, a queda pélvica contralateral compensada por uma inclinação ipsilateral do tronco pode resultar no aumento do momento externo valgo (abdutor) do joelho (POWERS, 2010) e, conseqüentemente, no estresse no LCA. Dessa forma, a queda pélvica contralateral não compensada pela inclinação ipsilateral do tronco, como observado no presente estudo, não levaria ao aumento do risco de lesão do LCA. Por outro lado, esse movimento pode aumentar o momento externo adutor do joelho, aumentando as cargas compressivas no compartimento tibiofemoral medial (FARROKHI et al., 2013). Considerando que a fadiga muscular normalmente está presente durante as atividades esportivas, a aplicação repetida de cargas compressivas no compartimento tibiofemoral medial poderia aumentar as chances de desenvolvimento de osteoartrite nessa região. Devemos considerar que embora tenha sido observado um aumento significativo na queda pélvica contralateral, o aumento foi de cerca de um grau, e as implicações clínicas deste pequeno aumento ainda são desconhecidas.

Os autores reconhecem que o presente estudo possui algumas limitações. A avaliação da força dos músculos do quadril e joelho talvez permitisse uma melhor compreensão das alterações resultantes da fadiga. Além disso, o protocolo de fadiga utilizado foi constituído, principalmente, de atividades bilaterais e no plano sagital. Assim, embora um dos objetivos do estudo tenha sido avaliar os efeitos da fadiga muscular na amplitude de ativação do músculo glúteo médio, é possível que o protocolo utilizado não tenha produzido fadiga nesse músculo. Desta forma, estudos futuros deveriam avaliar os efeitos de um protocolo de fadiga que enfatize a ação do músculo glúteo médio para verificar se ocorrem alterações cinemáticas e eletromiográficas distintas das observadas no presente estudo.

## 2.6. CONCLUSÃO

---

A indução da fadiga muscular resultou em diferenças na cinemática do joelho e tronco em homens e mulheres. Mais especificamente, as mulheres apresentaram maior abdução do joelho comparadas aos homens após a fadiga, o que provavelmente as coloca em maior risco de lesão do LCA. Após a indução da fadiga muscular, o pico de flexão do tronco foi maior nos homens, assim, o aumento no pico de flexão do tronco pode contribuir para a diminuição da força de cisalhamento tibiofemoral anterior decorrente da menor flexão do joelho e, desta forma, diminuir o estresse no LCA nos homens.

## 2.7. REFERÊNCIAS

---

- BENJAMINSE, A. et al. Fatigue alters lower extremity kinematics during a single-leg stop-jump task. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 16, n. 4, p. 400–7, abr. 2008.
- BLACKBURN, J. T.; PADUA, D. A. Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. **Journal of Athletic Training**, v. 44, n. 2, p. 174–9, 2009.
- BODEN, B. P. et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. **Orthopedics**, v. 23, n. 6, p. 573–8, jun. 2000.
- BRAZEN, D. M. et al. The effect of fatigue on landing biomechanics in single-leg drop landings. **Clinical Journal of Sport Medicine**, v. 20, n. 4, p. 286–92, jul. 2010.
- BRINDLE, T. J.; MATTACOLA, C.; MCCRORY, J. Electromyographic changes in the gluteus medius during stair ascent and descent in subjects with anterior knee pain. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 11, n. 4, p. 244–51, jul. 2003.
- CESAR, G. M. et al. Variations in dynamic knee valgus and gluteus medius onset timing in non-athletic females related to hormonal changes during the menstrual cycle. **The Knee**, v. 18, n. 4, p. 224–30, ago. 2011.
- CHAPPELL, J. D. et al. Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. **The American Journal of Sports medicine**, v. 33, n. 7, p. 1022–9, jul. 2005.
- DECKER, M. J. et al. Landing adaptations after ACL reconstruction. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 34, n. 9, p. 1408–13, set. 2002.
- FAGENBAUM, R.; DARLING, W. G. Jump landing strategies in male and female college athletes and the implications of such strategies for anterior cruciate ligament injury. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 31, n. 2, p. 233–40, 2003.
- FARROKHI, S. et al. A biomechanical perspective on physical therapy management of knee osteoarthritis. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 43, n. 9, p. 600–19, set. 2013.
- GEHRING, D.; MELNYK, M.; GOLLHOFER, A. Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. **Clinical Biomechanics**, v. 24, n. 1, p. 82–7, jan. 2009.
- HAWKINS, R. D. et al. The association football medical research programme: an audit of injuries in professional football. **British Journal of Sports Medicine**, v. 35, n. 1, p. 43–7, fev. 2001.

HAWKINS, R. D.; FULLER, C. W. A prospective epidemiological study of injuries in four English professional football clubs. **British Journal of Sports Medicine**, v. 33, n. 3, p. 196–203, jun. 1999.

HERMENS, H. J.; FRERIKS, B. **SENIAM 9: European recommendations for surface electromyography**. [s.l.] Roessingh Research and Development, 1999.

HEWETT, T. E. et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 33, n. 4, p. 492–501, abr. 2005.

IRELAND, M. L. Anterior cruciate ligament injury in female athletes: epidemiology. **Journal of Athletic Training**, v. 34, n. 2, p. 150–4, abr. 1999.

KELLIS, E.; KOUVELIOTI, V. Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during drop landing. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 1, p. 55–64, fev. 2009.

KERNOZEK, T. W.; RAGAN, R. J. Estimation of anterior cruciate ligament tension from inverse dynamics data and electromyography in females during drop landing. **Clinical Biomechanics**, v. 23, n. 10, p. 1279–86, dez. 2008.

KERNOZEK, T. W.; TORRY, M. R.; IWASAKI, M. Gender differences in lower extremity landing mechanics caused by neuromuscular fatigue. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 36, n. 3, p. 554–65, mar. 2008.

KULAS, A. S.; HORTOBÁGYI, T.; DEVITA, P. Trunk position modulates anterior cruciate ligament forces and strains during a single-leg squat. **Clinical Biomechanics**, v. 27, n. 1, p. 16–21, jan. 2012.

LATTIER, G. et al. Fatigue and recovery after high-intensity exercise. Part II: Recovery interventions. **International Journal of Sports Medicine**, v. 25, n. 7, p. 509–15, out. 2004.

LIEDERBACH, M. et al. Comparison of landing biomechanics between male and female dancers and athletes, part 2: Influence of fatigue and implications for anterior cruciate ligament injury. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 42, n. 5, p. 1089–95, 4 maio 2014.

LYONS, K. et al. Timing and relative intensity of hip extensor and abductor muscle action during level and stair ambulation. An EMG study. **Physical Therapy**, v. 63, n. 10, p. 1597–605, out. 1983.

MADIGAN, M. L.; PIDCOE, P. E. Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, n. 5, p. 491–498, out. 2003.

MCLEAN, S. G. et al. Impact of fatigue on gender-based high-risk landing strategies. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 39, n. 3, p. 502–14, mar. 2007.

NAKAGAWA, T. H. et al. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 42, n. 6, p. 491–501, jun. 2012.

ORISHIMO, K. F.; KREMENIC, I. J. Effect of fatigue on single-leg hop landing biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 22, n. 4, p. 245–54, nov. 2006.

PATERNO, M. V et al. Effects of sex on compensatory landing strategies upon return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 41, n. 8, p. 553–9, ago. 2011.

PFLUM, M. A. et al. Model Prediction of Anterior Cruciate Ligament Force during Drop-Landings. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 36, n. 11, p. 1949–1958, nov. 2004.

POWERS, C. M. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 2, p. 42–51, fev. 2010.

PRICE, R. J. et al. The Football Association medical research programme: an audit of injuries in academy youth football. **British journal of sports medicine**, v. 38, n. 4, p. 466–71, ago. 2004.

SANTAMARIA, L. J.; WEBSTER, K. E. The effect of fatigue on lower-limb biomechanics during single-limb landings: a systematic review. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 8, p. 464–73, ago. 2010.

SHEEHAN, F. T.; SIPPRELL, W. H.; BODEN, B. P. Dynamic sagittal plane trunk control during anterior cruciate ligament injury. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 40, n. 5, p. 1068–74, maio 2012.

WEINHANDL, J. T.; O'CONNOR, K. M. Assessment of a greater trochanter-based method of locating the hip joint center. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 13, p. 2633–6, 17 set. 2010.

WU, G. et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion-part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. **Journal of Biomechanics**, v. 35, n. 4, p. 543–8, 2002.

YU, B.; GARRETT, W. E. Mechanisms of non-contact ACL injuries. **British Journal of Sports Medicine**, v. 41 Suppl 1, p. i47–51, ago. 2007.

ZAZULAK, B. T. et al. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic study. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 35, n. 7, p. 1123–30, jul. 2007.

ZEBIS, M. K. et al. The effects of neuromuscular training on knee joint motor control during sidcutting in female elite soccer and handball players. **Clinical Journal of Sport Medicine**, v. 18, n. 4, p. 329–37, jul. 2008.

ZEBIS, M. K. et al. Acute fatigue impairs neuromuscular activity of anterior cruciate ligament-agonist muscles in female team handball players. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 21, n. 6, p. 833–40, dez. 2011.

### **3. ESTUDO 2:**

---

**Efeitos da fadiga na cinemática e na ativação muscular durante a aterrissagem de um salto unipodal após a reconstrução do ligamento cruzado anterior**

Giovanna Camparis Lessi e Fábio Viadanna Serrão

**Manuscrito submetido ao periódico *American Journal of Sports Medicine***

### 3.1. RESUMO

---

Sujeitos que realizaram reconstrução do ligamento cruzado anterior (LCA) apresentam alterações biomecânicas durante atividades funcionais, apresentando um maior risco de uma segunda lesão. A fadiga muscular acontece durante a prática de atividades físicas, resultando em alterações biomecânicas que podem levar ao aumento do risco de uma lesão do LCA. Assim os sujeitos com reconstrução do LCA poderiam estar mais expostos aos efeitos da fadiga. O objetivo foi avaliar os efeitos da fadiga muscular na cinemática do membro inferior, pelve e tronco e na ativação dos músculos do membro inferior de indivíduos com reconstrução do LCA durante a aterrissagem de um salto unipodal e comparar com um grupo controle sadio. Participaram 20 sujeitos com LCA reconstruído (GLCA) e 20 sujeitos sadios e ativos (GC). Foi realizada análise cinemática e eletromiográfica, durante a aterrissagem de um salto unipodal, antes e após a fadiga muscular. Foram analisados os picos angulares durante a aterrissagem e a ativação dos músculos vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), glúteos médio (GMed) e máximo (GMax) 100 ms antes e 100 ms após o contato inicial. O GLCA apresentou maior queda pélvica contralateral e adução do quadril que o GC. Foi observada diminuição da flexão do joelho, aumento da queda pélvica contralateral e aumento da flexão do tronco após a fadiga. Nos 100 ms antes do contato inicial a ativação do BF diminuiu e do GMax aumentou após a fadiga. Nos 100 ms após o contato inicial, houve aumento da ativação do BF, VL e GMax após a fadiga. A fadiga muscular foi capaz de alterar a cinemática e ativação muscular durante a aterrissagem unipodal, entretanto as alterações observadas não foram diferentes entre os sujeitos.

**Palavras-chave:** ligamento cruzado anterior; lesão do joelho; fadiga muscular; biomecânica.

### 3.2. INTRODUÇÃO

---

A lesão do ligamento cruzado anterior (LCA) é uma das lesões mais comuns durante a prática de atividades esportivas (YU; GARRETT, 2007). Mais comumente, as lesões do LCA acontecem sem contato, em atividades que envolvem desaceleração, mudanças de direção e aterrissagem (HEWETT et al., 2005; IRELAND, 1999; YU; GARRETT, 2007).

Grande parte das lesões no esporte ocorrem nos estágios mais tardios das atividades ou das competições, em que a fadiga está mais evidente (HAWKINS; FULLER, 1999; HAWKINS et al., 2001; PRICE et al., 2004). A fadiga muscular acontece durante a prática de atividades físicas extenuantes, levando a redução da capacidade dos músculos de gerar força (LATTIER et al., 2004a) e a alterações no controle neuromuscular (MCLEAN et al., 2007), resultando em perdas no desempenho (JAMES; SCHEUERMANN; SMITH, 2010; SANTAMARIA; WEBSTER, 2010) e aumento do risco de lesões (SANTAMARIA; WEBSTER, 2010).

Diversos estudos têm analisado o efeito da fadiga muscular na biomecânica da aterrissagem do salto unipodal em indivíduos saudáveis (BRAZEN et al., 2010; COVENTRY et al., 2006; KERNOZEK; TORRY; IWASAKI, 2008; LIEDERBACH et al., 2014; MADIGAN; PIDCOE, 2003). A aterrissagem de um salto unipodal é uma causa comum de lesões do LCA, devido a sua reduzida base de suporte, aumentando a sobrecarga no membro de apoio (PAPPAS et al., 2007; WEINHANDL; JOSHI; O'CONNOR, 2010). Em uma recente revisão da literatura, foi relatado que a fadiga muscular pode causar inúmeras alterações biomecânicas que podem levar ao aumento do risco de uma lesão do LCA durante a aterrissagem de saltos (SANTAMARIA; WEBSTER, 2010).

Após uma reconstrução do LCA, o objetivo da reabilitação é o retorno às atividades esportivas no mesmo nível pré-lesão (MOKSNES; SNYDER-MACKLER; RISBERG, 2008). Entretanto, sujeitos que foram submetidos à reconstrução do LCA, mesmo após reabilitação e retorno à atividade esportiva, tendem a apresentar um déficit de força e controle neuromuscular (DECKER et al., 2002; ERNST et al., 2000; GOKELER et al., 2010; PATERNO et al., 2011). Desta forma, mesmo aqueles atletas liberados para o retorno ao esporte podem apresentar disfunções residuais que podem potencialmente aumentar o risco de uma segunda lesão seja do enxerto ou do membro inferior contralateral (SHELBOURNE; GRAY; HARO, 2009). Assim, esses sujeitos podem estar mais suscetíveis aos efeitos da fadiga muscular.

Entretanto, na literatura consultada, apenas dois estudos investigaram especificamente a influência da fadiga muscular na cinemática da aterrissagem de um salto em sujeitos com reconstrução do LCA (FRANK et al., 2014; WEBSTER et al., 2012). No estudo de Webster et al. (2012), foi observada diminuição na flexão do joelho, aumento na abdução do joelho e quadril e aumento na rotação medial do joelho durante a aterrissagem de um salto unipodal após a indução da fadiga muscular, porém não houve diferenças entre o grupo com reconstrução do LCA e o grupo de sujeitos saudáveis. Avaliando apenas sujeitos submetidos à reconstrução do LCA, Frank et al. (2014) relataram que a fadiga muscular resultou em diminuição da flexão do quadril no contato inicial e aumento da excursão da flexão de quadril durante a aterrissagem de um salto bipodal.

Apesar desses estudos terem fornecido informações importantes sobre a influência da fadiga muscular na biomecânica dos membros inferiores após a reconstrução do LCA eles apresentam algumas limitações. Por exemplo, esses estudos

não avaliaram os efeitos da fadiga muscular na cinemática do tronco e da pelve, assim como não analisaram a intensidade de ativação dos músculos dos membros inferiores.

A influência da fadiga muscular na posição do tronco é um aspecto importante, pois ela pode alterar as cargas na articulação do joelho e o estresse no LCA. Uma estratégia compensatória comum à fraqueza dos músculos extensores do quadril durante a marcha é a extensão do tronco (PERRY, 1992). Assim, a alteração na ativação dos músculos extensores do quadril pode levar a uma diminuição da flexão do tronco durante atividades funcionais, podendo aumentar o momento externo flexor do joelho, e assim a demanda sobre o quadríceps (POWERS, 2010). O aumento da ativação do quadríceps como consequência da diminuição da flexão do tronco poderia aumentar a força de cisalhamento anterior da articulação tibiofemoral e aumentar a tensão do LCA (BLACKBURN; PADUA, 2009; KULAS; HORTOBÁGYI; DEVITA, 2012; SHEEHAN; SIPPRELL; BODEN, 2012). Ao analisarem vídeos de atletas, Boden et al. (2000) e Sheehan et al. (2012) mostraram que indivíduos que sofreram lesão do LCA estavam com o tronco numa posição mais estendida no momento da lesão.

Além disso, movimentos do tronco no plano frontal podem influenciar diretamente os movimentos do joelho neste plano. Um déficit de ativação, ou ainda a fraqueza dos músculos abdutores do quadril pode levar a uma excessiva queda da pelve contralateral (sinal de Trendelenburg). Uma compensação comum à fraqueza dos músculos abdutores do quadril é a elevação da pelve contralateral e a inclinação lateral do tronco em direção ao membro de apoio (inclinação ipsilateral - sinal de Trendelenburg compensado) (POWERS, 2010). No entanto, a inclinação ipsilateral do tronco pode deslocar o vetor resultante da força de reação do solo lateralmente ao centro articular do joelho, criando um momento externo valgo (momento abductor) (NAKAGAWA et al., 2012; POWERS, 2010). Porém, o momento externo abductor do

joelho é considerado um fator preditivo da lesão do LCA em atletas do sexo feminino (HEWETT et al., 2005).

Com base no exposto, acreditamos que é importante avaliar os efeitos da fadiga muscular sobre a cinemática do membro inferior, tronco e pelve, além da ativação muscular de indivíduos que foram submetidos à cirurgia de reconstrução do LCA, pois isso poderia contribuir para um melhor delineamento de programas de treinamento que visem à prevenção de uma segunda lesão nesses sujeitos e dos programas de reabilitação após a reconstrução do ligamento. Assim, o objetivo do presente estudo foi avaliar os efeitos da fadiga muscular na cinemática do membro inferior, pelve e tronco e na ativação dos músculos do membro inferior durante a aterrissagem de um salto unipodal de indivíduos submetidos à cirurgia de reconstrução do LCA e comparar com um grupo controle sadio. A hipótese levantada foi de que o grupo LCA reconstruído apresentaria alterações mais pronunciadas, especialmente na presença da fadiga.

### 3.3. MÉTODOS

---

#### 3.3.1. Sujeitos

Participaram deste estudo 40 atletas recreacionais, com idades entre 18 e 35 anos. Foi considerado atleta recreacional, o sujeito que pratica atividade aeróbica ou esportiva pelo menos três vezes por semana (HEINERT et al., 2008).

O cálculo amostral foi baseado em estudo prévio que analisou os efeitos da fadiga na biomecânica da aterrissagem (WEBSTER et al., 2012). Considerando um poder de 80%, um  $\alpha$  de 0,05 e correlação entre medidas repetidas de 0,5 foi estimado um mínimo de 36 sujeitos, sendo 18 sujeitos por grupo para o desenvolvimento adequado do estudo.

Os participantes foram divididos em dois grupos. O grupo LCA reconstruído (GLCA) incluiu 20 indivíduos (13 homens e 7 mulheres) submetidos a reconstrução cirúrgica do LCA (13 enxertos com tendão flexor, 7 enxertos com tendão patelar). Para esse grupo, os indivíduos deveriam apresentar lesão não traumática do LCA e reconstrução unilateral há mais de 12 meses; não ter história prévia de lesão do LCA contralateral; não ter histórico recente (últimos 12 meses) de lesões de tornozelo, quadril, coluna ou joelho contralateral; e ter completado sua reabilitação, tendo sido liberados para o retorno ao esporte pelo médico e pelo fisioterapeuta (PATERNO et al., 2011). O grupo controle (GC) incluiu 20 indivíduos saudáveis (13 homens, 7 mulheres). Para esse grupo, os indivíduos deveriam não ter história prévia de lesão do LCA, e sem história de lesões de tornozelo, joelho, quadril ou coluna nos últimos 12 meses (PATERNO et al., 2011). Eles foram pareados por idade, sexo, massa corporal e tipo de atividade física ao GLCA. A participação foi voluntária, e aqueles que concordaram em prosseguir com o estudo leram e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido

(Apêndice A), e o estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos (Anexo A).

### **3.3.2. Procedimentos**

Todos os indivíduos foram submetidos a uma avaliação inicial. O membro inferior dominante do GC e o membro inferior reconstruído do GLCA foram avaliados. O membro inferior dominante foi definido perguntando ao indivíduo qual perna eles utilizam para chutar uma bola o mais longe possível (FORD; MYER; HEWETT, 2003). Previamente à avaliação cinemática e eletromiográfica, três tentativas para a familiarização do indivíduo com a tarefa foram permitidas. Todos os indivíduos usavam roupas leves e o mesmo tipo de calçado esportivo (*ASICS GEL-Equation 5, ASICS Corporation, Japão*), fornecidos pelo examinador.

### **3.3.3. Tarefa Avaliada**

Para as avaliações cinemática e eletromiográfica, os indivíduos realizaram um salto unipodal (*single leg drop vertical jump*), antes e após a aplicação de um protocolo de fadiga muscular. Para a realização do salto, os indivíduos foram posicionados sobre uma plataforma de 31 cm de altura (PATERNO et al., 2011), com os braços cruzados na frente do tronco (DECKER et al., 2002), para não obstruir os marcadores da pelve. Os sujeitos foram orientados a dar um passo para fora da plataforma com o membro inferior avaliado e fazer a aterrissagem no solo sobre esse membro (sem saltar, descer o degrau ou perder o equilíbrio) e, imediatamente após a aterrissagem, realizar um salto unipodal vertical máximo. Nenhum estímulo visual, verbal ou instruções sobre o salto foram dados durante a avaliação (CESAR et al., 2011; KELLIS; KOUVELIOTI, 2009). Foram consideradas para análise 3 tentativas válidas do salto unipodal antes e após a

aplicação do protocolo de fadiga muscular. Uma tentativa foi considerada válida para as aterrissagens sem perda de equilíbrio, com posicionamento correto dos braços e sem tocar o membro inferior contralateral no solo.

#### **3.3.4. Protocolo de fadiga**

Previamente à aplicação do protocolo de fadiga muscular, os voluntários realizaram um salto unipodal máximo em distância (*single leg hop test*), para servir de parâmetro para a efetividade do protocolo aplicado. A média da distância de três saltos consecutivos foi utilizada como referência. A presença da fadiga foi considerada no momento em que a distância horizontal máxima saltada fosse reduzida em 20% ou mais (ORISHIMO; KREMENIC, 2006).

O protocolo proposto para a indução da fadiga muscular foi constituído de séries de 10 agachamentos consecutivos (90° de flexão do joelho), seguidos de 2 saltos verticais máximos e 20 subidas e descidas de um degrau de 31 cm de altura. Os indivíduos repetiram as séries até a fadiga ser alcançada ou não conseguir completar o protocolo. Entre as séries, os participantes classificaram sua percepção de esforço utilizando a escala de Borg CR-10.

Imediatamente após a fadiga muscular ser detectada, uma nova avaliação cinemática e eletromiográfica dos saltos unipodais foi realizada, assim como descrito anteriormente.

#### **3.3.5. Análise cinemática e eletromiográfica**

Para a análise cinemática foram utilizados um sistema tridimensional de captura do movimento com 6 câmeras *Qualisys (Qualisys Motion Capture System, Qualisys Medical AB, Suécia)* e um *software* de aquisição (*QTM – Qualisys Track Manager 2.9*,

*Medical AB, Suécia*), com frequência de amostragem de 240 Hz. Foram utilizados para a análise 16 marcadores passivos refletivos (15 mm diâmetro) e 4 *clusters* (para rastreamento) afixados em cada sujeito. Os marcadores foram afixados no processo espinhoso da sétima vértebra cervical, esterno, acrômios, cristas ilíacas, sacro, trocânter maior do fêmur direito e esquerdo, epicôndilos medial e lateral do fêmur, maléolos medial e lateral, cabeça do primeiro e quinto metatarsos e falange distal do segundo dedo. Os *clusters* da coluna foram constituídos de 3 marcadores não colineares e posicionados sobre os processos espinhosos da sexta vértebra torácica e segunda vértebra lombar. Os *clusters* do membro inferior foram constituídos de 4 marcadores não colineares e foram posicionados na face lateral da coxa e da perna. O mesmo avaliador posicionou os marcadores em todos os participantes. Uma medida estática em posição neutra foi realizada para alinhar o sujeito com as coordenadas globais e servir como referência para análises posteriores.

Um estudo prévio, para determinar a confiabilidade das medidas cinemáticas, foi realizado. Para esse estudo foram recrutados 8 voluntários que foram avaliados duas vezes com intervalo de 5 a 7 dias entre as avaliações. Foram calculados o coeficiente de correlação intraclassa (ICC<sub>3,1</sub>) e o erro padrão da medida (em graus). A seguir são apresentados, respectivamente, os valores de ICC e erro padrão da medida para cada variável cinemática de interesse: Para a flexão do joelho 0,97 e 1,58°; abdução do joelho 0,85 e 1,34°; flexão do quadril 0,97 e 1,47°; adução do quadril 0,88 e 1,15°; rotação medial do quadril 0,86 e 1,41°; queda pélvica contralateral 0,97 e 0,53; flexão do tronco 0,96 e 1,42°, e inclinação ipsilateral do tronco 0,84 e 1,50°.

A atividade eletromiográfica dos músculos vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), glúteo médio (GMed) e glúteo máximo (GMax) foram captadas durante a aterrissagem do salto unipodal. Previamente à fixação dos eletrodos, a pele foi

tricotomizada e limpa. Para a captação da atividade elétrica dos músculos estudados, os eletrodos foram posicionados conforme descrito nas recomendações da SENIAM (HERMENS et al., 1999). A atividade elétrica dos músculos foi coletada simultaneamente à cinemática, com frequência de amostragem de 2400 Hz, utilizando sensores de superfície *Trigno™ Wireless System (Delsys Inc., EUA)*, amplificados por um sistema de 8 canais (*Delsys, Inc., EUA*) (alcance de 40 m, frequência de transmissão 2,4 GHz, rejeição de modo comum > 80dB; largura de banda de 450 Hz, ganho total de 1000 vezes). Os sinais eletromiográficos foram digitalizados utilizando uma placa de 16-bit A/D sincronizada ao sistema de análise de movimento.

### **3.3.6. Redução dos dados**

Os dados cinemáticos foram processados utilizando o *software Visual 3D (Versão 3.9, C-motion Inc., EUA)*. Os ângulos de Cardan foram calculados utilizando as definições do sistema de coordenadas articulares recomendados pela Sociedade Internacional de Biomecânica (WU et al., 2002) relativos à medida estática. Os cálculos angulares para o quadril e joelho foram feitos como o movimento do segmento distal em relação à referência proximal. Os ângulos da pelve e do tronco foram calculados como o movimento do segmento em relação ao sistema de coordenadas global. Para todos os dados cinemáticos foi utilizado um filtro *Butterworth* 12 Hz passa baixa de 4ª ordem e atraso de fase zero. O centro articular do joelho foi definido como o ponto médio da distância entre os epicôndilos medial e lateral do fêmur. O centro articular do quadril foi estimado como sendo 25% da distância entre os trocânteres (WEINHANDL; O'CONNOR, 2010).

Para a determinação dos ângulos de interesse foi desenvolvido um algoritmo específico no *software Matlab (Mathworks, EUA)*. Os ângulos de interesse foram

determinados como o pico dos ângulos durante a fase de aterrissagem (do contato inicial do pé com o solo até a máxima flexão do joelho). Foram analisados os picos dos ângulos de flexão e abdução do joelho, flexão, adução e rotação medial do quadril, queda pélvica contralateral, flexão e inclinação ipsilateral de tronco. O contato inicial foi considerado quando a velocidade linear do marcador afixado na falange distal do segundo dedo fosse igual a zero (BRINDLE; MATTACOLA; MCCRORY, 2003). Por convenção, os valores positivos representam os movimentos de flexão, abdução, rotação medial, queda da pelve e inclinação ipsilateral.

Todos os dados eletromiográficos foram processados utilizando o *software* Matlab (Mathworks, EUA). Todos os sinais foram filtrados com um filtro *Butterworth* de 4ª ordem, passa banda de 20 a 400 Hz e atraso de fase zero e foram retificados e suavizados por uma janela móvel (20 ms) RMS (*root mean square*). Para o cálculo da atividade eletromiográfica foi considerada a média da amplitude RMS em dois intervalos distintos: nos 100 ms antes do contato inicial do pé com o solo (pré-ativação) e nos 100 ms subsequentes ao contato inicial (durante a aterrissagem). Para a normalização do sinal, foi utilizado o pico da amplitude RMS durante toda a aterrissagem. O pico da amplitude RMS durante a aterrissagem representou 100% da atividade eletromiográfica e a média da amplitude RMS (na pré-ativação e durante a aterrissagem) foi expressa em porcentagem do pico máximo da atividade durante a aterrissagem (ZEBIS et al., 2008, 2011).

Para as variáveis cinemáticas e eletromiográficas, a média de 3 tentativas foi utilizada para a análise estatística.

### 3.3.7. Análise estatística

Para a análise estatística foi utilizado o programa estatístico SPSS (versão 17.0; SPSS, Inc., EUA). Todos os dados foram expressos em média e desvio padrão. Os dados foram testados quanto sua distribuição, homogeneidade e esfericidade utilizando os testes de Shapiro–Wilk W, Levene and Mauchly, respectivamente. Para verificar as diferenças demográficas entre os grupos foi utilizado o teste *t*-Student para amostras independentes. Para as comparações, as variáveis cinemáticas e eletromiográficas foram consideradas como variáveis dependentes. A fadiga e os grupos foram considerados como variáveis independentes. A fadiga foi considerada medida repetida com dois níveis (pré e pós) e os grupos foram considerados fatores independentes, também com dois níveis (GLCA e GC). Os efeitos da fadiga nas variáveis dependentes foram analisados por um teste ANOVA *Two-Way* (grupo X fadiga), com desenho de modelo misto (*mixed-model design*), para cada variável dependente. Os efeitos principais significativos foram descritos quando uma interação significativa não foi encontrada. Para todas as comparações foi considerado um nível de significância de 5%.

### 3.4. RESULTADOS

---

Os dados demográficos dos indivíduos de ambos os grupos estão apresentados na Tabela 1. Não foram observadas diferenças significativas para idade, massa corporal, altura ou número de horas de prática de atividade física por semana ( $P > 0,05$  para todas as comparações). Os indivíduos do GLCA completaram uma média de  $10,9 \pm 3,0$  séries do protocolo de fadiga e relataram um escore na escala de Borg de  $8,4 \pm 0,8$ , enquanto os indivíduos do GC completaram uma média de  $10,1 \pm 2,2$  séries do protocolo de fadiga e relataram um escore na escala de Borg médio de  $8,0 \pm 1,0$ , não existindo diferenças significativas entre os grupos para essas variáveis (número de séries  $P = 0,378$  e escala de Borg  $P = 0,225$ ).

**Tabela 1:** Características demográficas dos indivíduos expressos em média  $\pm$  desvio padrão.

	GC	GLCA	P
<b>Idade (anos)</b>	23,6 $\pm$ 2,9	25,1 $\pm$ 4,2	0,202
<b>Massa corporal (Kg)</b>	72,8 $\pm$ 11,5	75,05 $\pm$ 10,2	0,508
<b>Altura (m)</b>	1,73 $\pm$ 0,1	1,73 $\pm$ 0,1	0,985
<b>Quantidade de atividade física (horas)</b>	4,15 $\pm$ 1,0	3,9 $\pm$ 1,4	0,527

#### 3.4.1. Cinemática

Os resultados das comparações para as variáveis cinemáticas são apresentados na Tabela 2 e na Figura 1. Não foram encontradas interações grupo x fadiga para essas variáveis ( $P = 0,070$  a  $P = 0,964$ ). No entanto, foram observados efeitos principais de grupo e fadiga. O GLCA apresentou maior pico de adução do quadril ( $P = 0,038$ ; diferença média (DM) =  $-3,74^\circ$ ; 95% intervalo de confiança para diferença média (95%IC) =  $-7,25$  a  $-0,22$ ) e queda pélvica contralateral ( $P = 0,008$ ; DM =  $2,78^\circ$ ; 95%IC

= 0,77 a 4,78) durante a aterrissagem quando comparado ao GC. Além disso, após a fadiga, foi encontrada diminuição significativa do pico de flexão do joelho ( $P = 0,010$ ;  $DM = 2,50^\circ$ ;  $95\%IC = 0,63$  a  $4,37$ ), assim como aumento dos picos de queda pélvica contralateral ( $P = 0,009$ ;  $DM = -0,74^\circ$ ;  $95\%IC = -1,29$  a  $-0,19$ ) e flexão do tronco ( $P < 0,001$ ;  $DM = -6,58^\circ$ ;  $95\%IC = -9,14$  a  $-4,02$ ).

Tabela 2: Dados cinemáticos durante a aterrissagem expressos em média  $\pm$  desvio padrão.

Variáveis cinemáticas	GLCA		GC		Grupo		Fadiga	
	Pré fadiga	Pós fadiga	Pré fadiga	Pós fadiga	GLCA	GC	Pré	Pós
<b>Joelho-plano sagital</b>	55,9 $\pm$ 7,7	54,7 $\pm$ 8,9	58,6 $\pm$ 6,9	54,9 $\pm$ 7,1	55,3 $\pm$ 8,3	56,8 $\pm$ 7,1	57,3 $\pm$ 7,4	54,8 $\pm$ 8,0*
<b>Joelho-plano frontal</b>	4,1 $\pm$ 3,3	4,3 $\pm$ 3,9	4,1 $\pm$ 4,3	3,9 $\pm$ 4,5	4,3 $\pm$ 3,6	4,0 $\pm$ 4,4	4,1 $\pm$ 3,8	4,1 $\pm$ 4,2
<b>Quadril-plano sagital</b>	55,1 $\pm$ 13,2	57,0 $\pm$ 12,7	56,4 $\pm$ 11,4	56,5 $\pm$ 13,1	56,1 $\pm$ 12,8	56,5 $\pm$ 12,1	55,8 $\pm$ 12,2	56,8 $\pm$ 12,7
<b>Quadril-plano frontal</b>	-8,2 $\pm$ 5,9	-8,2 $\pm$ 6,6	-4,51 $\pm$ 6,8	-4,4 $\pm$ 3,8	-8,2 $\pm$ 6,2 #	-4,5 $\pm$ 5,5	-6,4 $\pm$ 6,6	-6,3 $\pm$ 5,7
<b>Quadril-plano transverso</b>	5,9 $\pm$ 3,7	4,7 $\pm$ 4,8	8,0 $\pm$ 5,1	6,7 $\pm$ 5,5	5,3 $\pm$ 4,3	7,4 $\pm$ 5,3	7,0 $\pm$ 4,5	5,7 $\pm$ 5,2
<b>Pelve-plano frontal</b>	1,1 $\pm$ 2,9	1,4 $\pm$ 3,3	-2,1 $\pm$ 3,6	-0,9 $\pm$ 3,1	1,3 $\pm$ 3,1 #	-1,5 $\pm$ 3,4	-0,5 $\pm$ 3,6	0,3 $\pm$ 3,4*
<b>Tronco-plano sagital</b>	25,5 $\pm$ 13,3	31,7 $\pm$ 12,7	26,7 $\pm$ 14,4	33,6 $\pm$ 13,1	28,6 $\pm$ 13,2	30,2 $\pm$ 14,1	26,1 $\pm$ 13,7	32,7 $\pm$ 12,8*
<b>Tronco-plano frontal</b>	9,5 $\pm$ 4,8	9,3 $\pm$ 5,9	10,1 $\pm$ 5,3	8,8 $\pm$ 5,4	9,4 $\pm$ 5,3	9,5 $\pm$ 5,3	9,8 $\pm$ 5,0	9,1 $\pm$ 5,6

Flexão (+); abdução (+); adução (-); rotação medial (+); queda pélvica (+); inclinação ipsilateral (+).

# Diferença significativa entre GLCA e GC ( $P < 0,05$ ).

\* Diferença significativa entre pré fadiga e pós fadiga ( $P < 0,05$ ).

### 3.4.2. Eletromiografia

Os resultados referentes às comparações da ativação muscular estão demonstrados na Tabela 3. Não foram encontradas interações grupo x fadiga para nenhuma das variáveis eletromiográficas ( $P = 0,138$  a  $P = 0,683$ ). No entanto, foram observados efeitos principais de fadiga. A média da amplitude de ativação para o BF nos 100 ms antes do contato inicial diminuiu significativamente após a fadiga ( $P = 0,034$ ; DM = 5,80°; 95%IC = 0,45 a 11,15). A média da amplitude de ativação para o GMax nos 100 ms antes do contato inicial aumentou significativamente após a fadiga ( $P = 0,037$ ; DM = -5,30°; 95%IC = -10,27 a -0,32). Nos 100 ms após o contato inicial, foi observado aumento significativo da média da amplitude de ativação para VL ( $P = 0,023$ ; DM = -5,08°; 95%IC = -8,78 a -1,39) e GMax ( $P = 0,006$ ; DM = -6,68°; 95%IC = -11,27 a -2,08) após a fadiga.

**Tabela 3:** Amplitude média de ativação muscular 100 ms antes do contato inicial e 100 ms após o contato inicial.

EMG variáveis	GLCA		GC		Grupos		Fadiga	
	Pré fadiga	Pós fadiga	Pré fadiga	Pós fadiga	GLCA	GC	Pré	Pós
<b>100ms antes da aterrissagem</b>								
<b>Vasto Lateral</b>	18,4±11,2	26,5±12,9	17,8±11,6	20,9±10,5	22,5±23,0	19,4±11,1	18,1±11,3	23,8±22,6
<b>Bíceps femoral</b>	45,8±19,5	42,4±18,2	41,3±22,4	33,1±21,9	44,1±19,4	37,2±22,3	43,6±20,8	37,8±21,1*
<b>Glúteo médio</b>	27,6±15,9	34,0±20,6	27,5±18,5	29,8±24,2	30,8±25,1	28,7±21,3	27,5±17,0	31,9±28,0
<b>Glúteo máximo</b>	15,7±2,6	22,0±21,3	13,6±9,3	17,8±17,8	18,8±18,9	15,7±14,2	14,6±11,0	19,9±20,7*
<b>100ms após a aterrissagem</b>								
<b>Vasto Lateral</b>	52,5±10,6	54,8±13,5	54,5±13,6	62,3±12,9	53,6±12,0	58,4±13,7	53,5±12,1	58,6±13,6*
<b>Bíceps femoral</b>	48,1±15,4	56,3±14,1	50,3±10,8	52,1±12,4	52,2±15,2	51,2±11,5	49,2±13,2	54,2±13,3*
<b>Glúteo médio</b>	53,9±10,5	59,3±10,2	55,8±11,3	55,4±12,1	56,6±10,6	55,6±11,5	54,8±10,8	57,4±11,2
<b>Glúteo máximo</b>	48,3±14,5	56,5±16,0	43,0±16,1	48,2±15,3	52,4±15,6	45,6±15,7	45,7±15,3	52,3±16,0*

Valores apresentados em média ± desvio padrão, expressos em porcentagem do pico da amplitude RMS durante a aterrissagem.

\* Diferença significativa entre pré fadiga e pós fadiga ( $P < 0,05$ ).

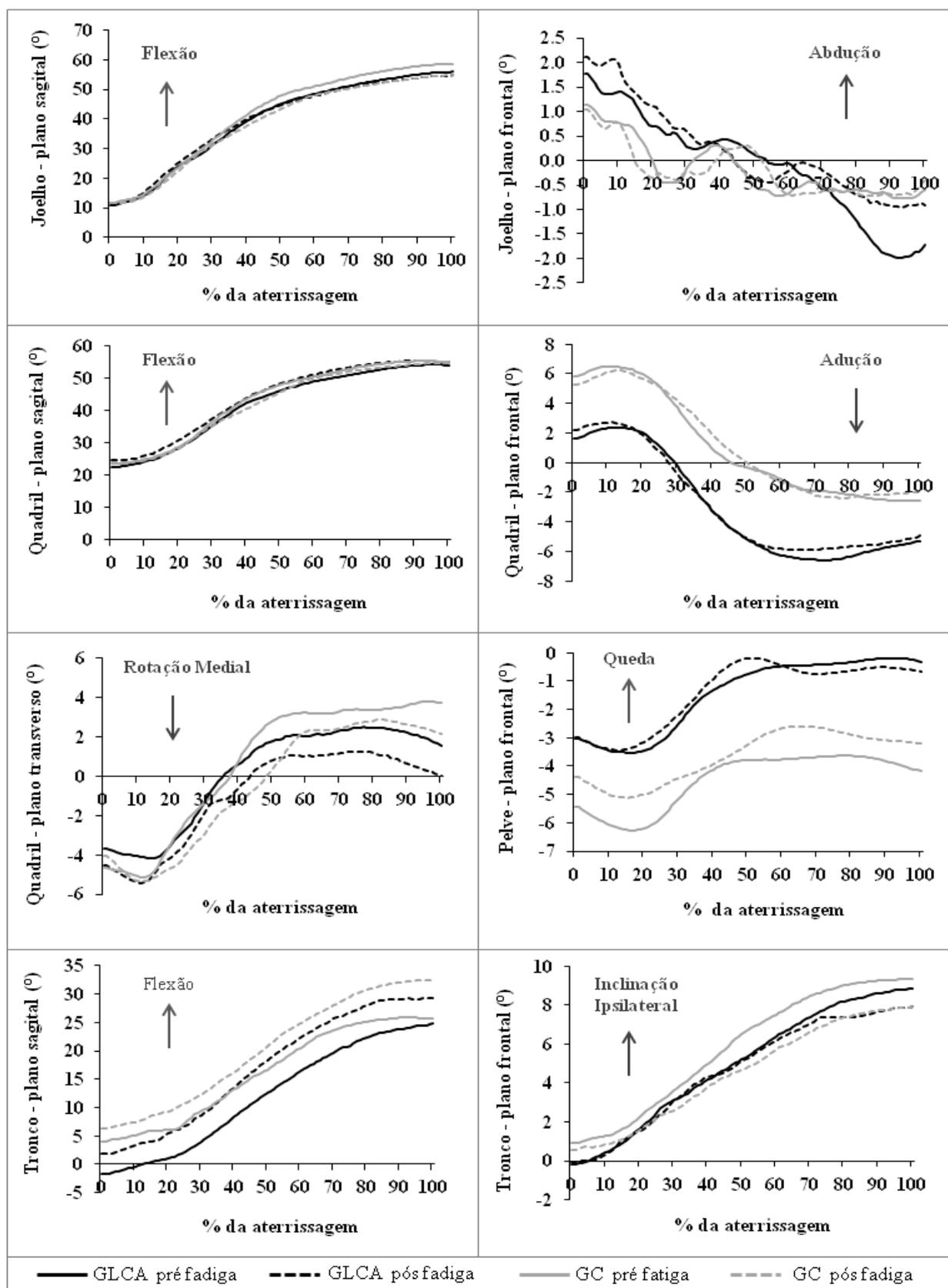


Figura 1: Curva média, normalizada pelo tempo, para os ângulos articulares antes e após a indução da fadiga.

### 3.5. DISCUSSÃO

---

O objetivo do presente estudo foi avaliar os efeitos da fadiga muscular na cinemática e na magnitude ativação muscular durante a aterrissagem de um salto unipodal em sujeitos que realizaram cirurgia de reconstrução do LCA e comparar com um grupo controle sadio. No geral, os resultados deste estudo mostraram diferenças entre os grupos e diferenças entre antes e após a indução da fadiga muscular, porém não foram encontradas interações grupo x fadiga. Então, a hipótese de que a fadiga muscular causaria alterações mais pronunciadas em indivíduos com reconstrução do LCA não foi confirmada.

Alguns estudos prévios relataram a presença de alterações na cinemática da aterrissagem em indivíduos submetidos à reconstrução do LCA e que já haviam retornado à prática esportiva (DECKER et al., 2002; DELAHUNT et al., 2012; ORTIZ et al., 2008). Na comparação entre os grupos, a queda pélvica contralateral foi maior no grupo GLCA quando comparado ao GC. Não foram encontrados estudos que tenham comparado o movimento da pelve no plano frontal entre sujeitos sadios e com reconstrução do LCA. Desde que não houve diferença na amplitude de ativação do músculo glúteo médio entre os grupos, a fraqueza prévia desse músculo pode ser uma explicação para a maior queda pélvica contralateral no GLCA. Porém, teoricamente, o aumento da queda pélvica contralateral não compensada por uma inclinação ipsilateral do tronco não resultaria em aumento das cargas no LCA. Por outro lado, o aumento da queda pélvica tende a aumentar o momento externo adutor do joelho e as cargas compressivas no compartimento tibiofemoral medial, talvez predispondo os sujeitos com reconstrução de LCA ao desenvolvimento de osteoartrite nessa região. Esse é um

aspecto importante desde que o desenvolvimento de OA após a reconstrução do LCA é um achado comum (DARE; RODEO, 2014; LOHMANDER et al., 2007).

O GLCA também apresentou maior pico de adução do quadril que o GC. Esse resultado concorda com os de Delahunt et al. (2012) e Yamazaki et al. (2013). De acordo com Hollman et al. (2014), o aumento da adução do quadril está correlacionado com o aumento do valgo do joelho, o que poderia sobrecarregar o LCA. No entanto, no presente estudo, não houve diferença no ângulo de abdução do joelho entre os grupos. Assim, é possível que a maior adução do quadril observada no GLCA tenha sido devido ao aumento da queda pélvica contralateral, já que o cálculo dos ângulos do quadril considerou o fêmur em relação à pelve. Nesse caso, a adução do quadril não teria influência direta na articulação do joelho, não levando ao aumento do valgo e sobrecarga no LCA.

O principal interesse do presente estudo foi avaliar se a fadiga muscular produzia diferentes efeitos entre sujeitos saudáveis e com reconstrução do LCA, principalmente em relação aos movimentos da pelve e do tronco. Como já destacado anteriormente, a fadiga muscular produziu alterações cinemáticas e na amplitude de ativação muscular, mas elas não foram diferentes entre os grupos.

Após a aplicação do protocolo de fadiga muscular foi observado aumento no pico de flexão do tronco. Esse resultado também foi observado por Liederbach et al. (2014) durante a aterrissagem de um salto unipodal em indivíduos saudáveis. A flexão do tronco aumenta o momento externo flexor do quadril, aumentando a demanda sobre os músculos extensores do quadril (POWERS, 2010). Isso poderia explicar o aumento na amplitude de ativação dos músculos GMax e BF observado durante a fase de aterrissagem após a fadiga muscular.

Além disso, o aumento na amplitude de ativação do VL após o contato inicial pode ter ocorrido devido a fadiga desse músculo, já que na presença da fadiga muscular a atividade eletromiográfica tende a aumentar progressivamente, devido ao aumento do recrutamento das unidades motoras (MACDONALD; FARINA; MARCORA, 2008). Dessa forma, embora a co-ativação muscular não tenha sido avaliada no presente estudo, o aumento na amplitude de ativação dos músculos BF e VL observado durante a aterrissagem após a fadiga tenha contribuído para a manutenção da co-ativação isquiotibiais/quadríceps, mantendo a estabilidade articular.

No plano frontal, foi observado aumento da queda pélvica contralateral após a fadiga muscular, porém sem alteração na posição do tronco. Um achado interessante foi que a queda pélvica contralateral não foi acompanhada de uma alteração na amplitude de ativação do músculo glúteo médio. Porém, devemos considerar que o protocolo de fadiga muscular foi constituído principalmente de atividades bilaterais e no plano sagital, exercendo pouca demanda sobre o músculo glúteo médio. Por outro lado, essas atividades enfatizaram a contração dos músculos extensores do joelho e quadril. Considerando que as fibras superiores do músculo glúteo máximo são abductoras do quadril (LYONS et al., 1983) e, conseqüentemente, atuam na estabilização da pelve no plano frontal, a fadiga deste músculo e resultante diminuição na capacidade de produzir força pode ter contribuído para o aumento da queda pélvica contralateral. Porém, como já descrito anteriormente, o aumento da queda pélvica contralateral não compensada pela inclinação ipsilateral do tronco, teoricamente não aumenta o estresse e o risco de lesão do LCA.

Alguns estudos observaram alterações na cinemática do joelho no plano sagital após a fadiga muscular. No presente estudo, foi observada uma diminuição no pico de flexão do joelho após a fadiga. Há controvérsias sobre o efeito da fadiga muscular na

articulação do joelho no plano sagital, pois enquanto alguns estudos encontraram aumento no pico de flexão (KERNOZEK; TORRY; IWASAKI, 2008; LIEDERBACH et al., 2014; MADIGAN; PIDCOE, 2003), outros encontraram redução (BENJAMINSE et al., 2008; CHAPPELL et al., 2005). Estudos prévios sugeriram que a diminuição no ângulo de flexão do joelho tende a aumentar o estresse no LCA (NUNLEY et al., 2003). Reforçando essa hipótese, Chappell et al. (2005) observaram um aumento no pico da força de cisalhamento tibiofemoral anterior durante o *stop-jump* na presença de fadiga muscular, sendo esse aumento associado à diminuição no ângulo de flexão do joelho. Assim, a diminuição na flexão do joelho após a fadiga observada no nosso estudo poderia estar relacionada a um aumento do estresse no LCA. No entanto, deve-se considerar que é possível que o aumento observado na flexão do tronco atue minimizando o aumento da força de cisalhamento anterior sobre a tíbia proximal resultante da menor flexão do joelho. Indícios de que isso ocorre são os resultados do estudo de Kulas et al. (2012) que mostraram que o aumento da flexão do tronco minimizou a força e a deformação no LCA durante o agachamento mesmo nos menores ângulos de flexão do joelho.

Os autores reconhecem que o presente estudo possui algumas limitações. A avaliação da força dos músculos do quadril talvez permitisse uma melhor compreensão das diferenças observadas para os movimentos do quadril e da pelve no plano frontal entre o GLCA e o GC. Outra limitação foi não avaliar os efeitos da fadiga muscular sobre a força dos músculos do quadril e joelho. Porém, pelo fato da fadiga ter produzido uma diminuição de pelo menos 20% na distância atingida durante o salto horizontal, acredita-se que ela tenha resultado em diminuição na capacidade de produzir força pelos músculos extensores do quadril e joelho. Por fim, foram incluídos tanto homens quanto mulheres nos grupos avaliados. Considerando que a fadiga pode resultar em alterações

específicas ao sexo e que as mulheres possuem uma maior incidência de lesão do LCA, estudos futuros deveriam avaliar os efeitos da indução de fadiga em homens e mulheres submetidos à reconstrução do LCA.

### 3.6. CONCLUSÃO

---

A fadiga muscular resultou em alterações cinemáticas, mas essas alterações não foram diferentes entre sujeitos saudáveis e aqueles com LCA reconstruído. Especificamente, o pico de flexão do joelho diminuiu e o pico de flexão do tronco aumentou após a fadiga. Dessa forma, o aumento da flexão do tronco após a fadiga pode ter sido uma estratégia utilizada pelos sujeitos para minimizar o aumento da força de cisalhamento anterior sobre a tíbia proximal resultante da menor flexão do joelho e, assim, minimizar o risco de lesão do LCA na presença de fadiga muscular.

### 3.7. REFERÊNCIAS

---

- BENJAMINSE, A. et al. Fatigue alters lower extremity kinematics during a single-leg stop-jump task. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 16, n. 4, p. 400–7, abr. 2008.
- BLACKBURN, J. T.; PADUA, D. A. Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. **Journal of Athletic Training**, v. 44, n. 2, p. 174–9, 2009.
- BODEN, B. P. et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. **Orthopedics**, v. 23, n. 6, p. 573–8, jun. 2000.
- BRAZEN, D. M. et al. The effect of fatigue on landing biomechanics in single-leg drop landings. **Clinical Journal of Sport Medicine**, v. 20, n. 4, p. 286–92, jul. 2010.
- BRINDLE, T. J.; MATTACOLA, C.; MCCRORY, J. Electromyographic changes in the gluteus medius during stair ascent and descent in subjects with anterior knee pain. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 11, n. 4, p. 244–51, jul. 2003.
- CESAR, G. M. et al. Variations in dynamic knee valgus and gluteus medius onset timing in non-athletic females related to hormonal changes during the menstrual cycle. **The Knee**, v. 18, n. 4, p. 224–30, ago. 2011.
- CHAPPELL, J. D. et al. Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. **The American Journal of Sports medicine**, v. 33, n. 7, p. 1022–9, jul. 2005.
- COVENTRY, E. et al. The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. **Clinical Biomechanics**, v. 21, n. 10, p. 1090–7, dez. 2006.
- DARE, D.; RODEO, S. Mechanisms of post-traumatic osteoarthritis after ACL injury. **Current Rheumatology Reports**, v. 16, n. 10, p. 448, out. 2014.
- DECKER, M. J. et al. Landing adaptations after ACL reconstruction. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 34, n. 9, p. 1408–13, set. 2002.
- DELAHUNT, E. et al. Lower limb kinematic alterations during drop vertical jumps in female athletes who have undergone anterior cruciate ligament reconstruction. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 30, n. 1, p. 72–8, jan. 2012.
- ERNST, G. P. et al. Lower extremity compensations following anterior cruciate ligament reconstruction. **Physical Therapy**, v. 80, n. 3, p. 251–60, mar. 2000.
- FORD, K. R.; MYER, G. D.; HEWETT, T. E. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 35, n. 10, p. 1745–50, out. 2003.

FRANK, B. S. et al. Neuromuscular fatigue alters postural control and sagittal plane hip biomechanics in active females with anterior cruciate ligament reconstruction. **Sports Health**, v. 6, n. 4, p. 301–8, jul. 2014.

GOKELER, A et al. Abnormal landing strategies after ACL reconstruction. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 20, n. 1, p. e12–9, fev. 2010.

HAWKINS, R. D. et al. The association football medical research programme: an audit of injuries in professional football. **British Journal of Sports Medicine**, v. 35, n. 1, p. 43–7, fev. 2001.

HAWKINS, R. D.; FULLER, C. W. A prospective epidemiological study of injuries in four English professional football clubs. **British Journal of Sports Medicine**, v. 33, n. 3, p. 196–203, jun. 1999.

HEINERT, B. L. et al. Hip abductor weakness and lower extremity kinematics during running. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 17, n. 3, p. 243–56, ago. 2008.

HEWETT, T. E. et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 33, n. 4, p. 492–501, abr. 2005.

HOLLMAN, J. H. et al. Frontal and transverse plane hip kinematics and gluteus maximus recruitment correlate with frontal plane knee kinematics during single-leg squat tests in women. **Clinical Biomechanics**, v. 29, n. 4, p. 468–74, abr. 2014.

IRELAND, M. L. Anterior cruciate ligament injury in female athletes: epidemiology. **Journal of Athletic Training**, v. 34, n. 2, p. 150–4, abr. 1999.

JAMES, C. R.; SCHEUERMANN, B. W.; SMITH, M. P. Effects of two neuromuscular fatigue protocols on landing performance. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n. 4, p. 667–75, ago. 2010.

KELLIS, E.; KOUVELIOTI, V. Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during drop landing. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 1, p. 55–64, fev. 2009.

KERNOZEK, T. W.; TORRY, M. R.; IWASAKI, M. Gender differences in lower extremity landing mechanics caused by neuromuscular fatigue. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 36, n. 3, p. 554–65, mar. 2008.

KULAS, A. S.; HORTOBÁGYI, T.; DEVITA, P. Trunk position modulates anterior cruciate ligament forces and strains during a single-leg squat. **Clinical Biomechanics**, v. 27, n. 1, p. 16–21, jan. 2012.

LATTIER, G. et al. Fatigue and recovery after high-intensity exercise part I: neuromuscular fatigue. **International Journal of Sports Medicine**, v. 25, n. 6, p. 450–6, ago. 2004.

- LIEDERBACH, M. et al. Comparison of landing biomechanics between male and female dancers and athletes, part 2: Influence of fatigue and implications for anterior cruciate ligament injury. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 42, n. 5, p. 1089–95, 4 maio 2014.
- LLOYD, D. G.; BUCHANAN, T. S. Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee. **Journal of Biomechanics**, v. 34, n. 10, p. 1257–67, out. 2001.
- LOHMANDER, L. S. et al. The long-term consequence of anterior cruciate ligament and meniscus injuries: osteoarthritis. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 35, n. 10, p. 1756–69, out. 2007.
- LYONS, K. et al. Timing and relative intensity of hip extensor and abductor muscle action during level and stair ambulation. An EMG study. **Physical Therapy**, v. 63, n. 10, p. 1597–605, out. 1983.
- MADIGAN, M. L.; PIDCOE, P. E. Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, n. 5, p. 491–498, out. 2003.
- MACDONALD, J. H.; FARINA, D.; MARCORA, S. M. Response of electromyographic variables during incremental and fatiguing cycling. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 40, n. 2, p. 335–44, fev. 2008.
- MCLEAN, S. G. et al. Impact of fatigue on gender-based high-risk landing strategies. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 39, n. 3, p. 502–14, mar. 2007.
- MOKSNES, H.; SNYDER-MACKLER, L.; RISBERG, M. A. Individuals with an anterior cruciate ligament-deficient knee classified as noncopers may be candidates for nonsurgical rehabilitation. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 38, n. 10, p. 586–95, out. 2008.
- NAKAGAWA, T. H. et al. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 42, n. 6, p. 491–501, jun. 2012.
- NUNLEY, R. et al. Gender comparison of patellar tendon tibial shaft angle with weight bearing. **Research in Sports Medicine**, v. 11, n. 3, p. 173–185, 1 jul. 2003.
- ORISHIMO, K. F.; KREMENIC, I. J. Effect of fatigue on single-leg hop landing biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 22, n. 4, p. 245–54, nov. 2006.
- ORTIZ, A. et al. Landing mechanics between noninjured women and women with anterior cruciate ligament reconstruction during 2 jump tasks. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 36, n. 1, p. 149–57, jan. 2008.

PAPPAS, E. et al. Biomechanical differences between unilateral and bilateral landings from a jump: gender differences. **Clinical Journal of Sport Medicine**, v. 17, n. 4, p. 263–8, jul. 2007.

PATERNO, M. V et al. Effects of sex on compensatory landing strategies upon return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 41, n. 8, p. 553–9, ago. 2011.

POWERS, C. M. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 2, p. 42–51, fev. 2010.

PRICE, R. J. et al. The Football Association medical research programme: an audit of injuries in academy youth football. **British journal of sports medicine**, v. 38, n. 4, p. 466–71, ago. 2004.

SANTAMARIA, L. J.; WEBSTER, K. E. The effect of fatigue on lower-limb biomechanics during single-limb landings: a systematic review. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 8, p. 464–73, ago. 2010.

SHEEHAN, F. T.; SIPPRELL, W. H.; BODEN, B. P. Dynamic sagittal plane trunk control during anterior cruciate ligament injury. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 40, n. 5, p. 1068–74, maio 2012.

SHELBOURNE, K. D.; GRAY, T.; HARO, M. Incidence of subsequent injury to either knee within 5 years after anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon autograft. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 37, n. 2, p. 246–51, fev. 2009.

WEBSTER, K. E. et al. Effect of fatigue on landing biomechanics after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 44, n. 5, p. 910–6, maio 2012.

WEINHANDL, J. T.; JOSHI, M.; O'CONNOR, K. M. Gender comparisons between unilateral and bilateral landings. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 26, n. 4, p. 444–53, nov. 2010.

WEINHANDL, J. T.; O'CONNOR, K. M. Assessment of a greater trochanter-based method of locating the hip joint center. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 13, p. 2633–6, 17 set. 2010.

WU, G. et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion-part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. **Journal of Biomechanics**, v. 35, n. 4, p. 543–8, 2002.

YAMAZAKI, J. et al. The kinematic analysis of female subjects after double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction during single-leg squatting. **Journal of Orthopaedic Science**, v. 18, n. 2, p. 284–9, mar. 2013.

YU, B.; GARRETT, W. E. Mechanisms of non-contact ACL injuries. **British Journal of Sports Medicine**, v. 41 Suppl 1, p. i47–51, ago. 2007.

ZEBIS, M. K. et al. The effects of neuromuscular training on knee joint motor control during sidcutting in female elite soccer and handball players. **Clinical Journal of Sport Medicine**, v. 18, n. 4, p. 329–37, jul. 2008.

ZEBIS, M. K. et al. Acute fatigue impairs neuromuscular activity of anterior cruciate ligament-agonist muscles in female team handball players. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 21, n. 6, p. 833–40, dez. 2011.

#### **4. ESTUDO 3:**

---

### **Comparação dos efeitos da fadiga entre homens e mulheres após a reconstrução do ligamento cruzado anterior**

Giovanna Camparis Lessi e Fábio Viadanna Serrão

#### 4.1. RESUMO

---

A ruptura do ligamento cruzado anterior (LCA) é uma das lesões mais comuns no esporte e as mulheres são de duas a oito vezes mais propensas à ruptura LCA quando comparadas aos homens. Além disso, indivíduos que realizaram reconstrução do LCA podem apresentar alterações biomecânicas, mesmo após terem retornado ao esporte, aumentando o risco de uma segunda lesão. Embora a fadiga muscular possa aumentar o risco de lesão do LCA, não há estudos comparando os seus efeitos entre homens e mulheres submetidos à reconstrução do LCA. O objetivo do presente estudo foi comparar os efeitos da fadiga muscular na cinemática dos membros inferiores, pelve e tronco e na magnitude de ativação de músculos dos membros inferiores entre homens e mulheres submetidos à reconstrução do LCA. Participaram do estudo 14 sujeitos (7 homens e 7 mulheres) com reconstrução unilateral do LCA. As análises cinemática e da magnitude de ativação dos músculos vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), glúteo médio (GMed) e glúteo máximo (GMax) foram realizadas, antes e após a indução de fadiga muscular, durante a aterrissagem de um salto unipodal. Após a fadiga, as mulheres apresentaram maior pico de abdução do joelho quando comparado ao pré-fadiga, bem como quando comparado aos homens após a fadiga. Após a fadiga, o pico de abdução do joelho nas mulheres foi maior no membro reconstruído. Os homens mostraram maior amplitude média de ativação do VL após a fadiga quando comparado ao pré-fadiga. Assim, a fadiga muscular resultou em alterações cinemáticas que predisõem o membro reconstruído das mulheres à segunda lesão do LCA.

**Palavras-chave:** joelho, fadiga muscular, cinemática, eletromiografia.

## 4.2. INTRODUÇÃO

---

A ruptura do ligamento cruzado anterior (LCA) é uma das lesões mais comuns no esporte. Estudos epidemiológicos demonstraram que as mulheres são de duas a oito vezes mais propensas à lesão do LCA do que os homens, quando participam de uma mesma atividade esportiva (HERTEL et al., 2006), sendo que a maioria das lesões ocorre sem que haja um contato direto (AGEL; ARENDT; BERSHADSKY, 2005) e, frequentemente, durante tarefas que exigem mudanças de direção, desacelerações e aterrissagens (KROSSHAUG et al., 2007; MYKLEBUST et al., 2003). A lesão do LCA leva a uma perda da estabilidade funcional do joelho, e a reconstrução cirúrgica desse ligamento tem como objetivo restabelecer a função da articulação (BIAU et al., 2009). Após a reconstrução do LCA, o objetivo da reabilitação é o retorno às atividades esportivas no mesmo nível das atividades pré-lesão (MOKSNES; SNYDER-MACKLER; RISBERG, 2008).

No entanto, alguns estudos mostraram que os indivíduos submetidos à reconstrução do LCA podem apresentar alterações de controle neuromuscular e do padrão de movimento do membro inferior durante a aterrissagem de saltos mesmo após a reabilitação e retorno à atividade esportiva, sendo que essas alterações poderiam predispor esses sujeitos a uma segunda lesão (DECKER et al., 2002; GOKELER et al., 2010; PATERNO et al., 2011). Os atletas submetidos à reconstrução do LCA apresentam um maior risco de uma segunda lesão tanto no joelho reconstruído quanto no não-reconstruído, quando comparados a atletas saudáveis (ORCHARD et al., 2001; SALMON et al., 2005). Além disso, Shelbourne et al. (2009) relataram que mulheres jovens tendem a ter uma segunda lesão no membro contralateral à primeira, enquanto os homens, da mesma faixa etária, tendem a lesar o enxerto. Ainda, atletas do sexo

feminino com reconstrução do LCA têm uma incidência de re-lesão 16 vezes maior do que controles saudáveis do sexo feminino e 4 vezes maior do que atletas do sexo masculino também com reconstrução do LCA (PATERNO et al., 2012).

Tem sido relatado que a maioria das lesões atléticas ocorre nas fases tardias das atividades e competições, quando a fadiga muscular está mais evidente, indicando que ela pode desempenhar um papel crucial na incidência de lesões (HAWKINS; FULLER, 1999; HAWKINS et al., 2001; PRICE et al., 2004). A fadiga muscular leva à diminuição da capacidade dos músculos em gerar força (LATTIER et al., 2004b) e a alterações do controle neuromuscular (MCLEAN et al., 2007), sendo responsável por alterar estratégias de movimentos durante as atividades, levando ao aumento do risco de lesão do LCA durante atividades como as aterrissagens (SANTAMARIA; WEBSTER, 2010). Considerando que os indivíduos submetidos à reconstrução do LCA já possuem alterações de controle neuromuscular e de padrão de movimento, é possível que a fadiga muscular cause alterações ainda mais pronunciadas nessa população.

Poucos estudos avaliaram os efeitos da fadiga muscular em indivíduos com reconstrução do LCA (FRANK et al., 2014; WEBSTER et al., 2012). Em um estudo comparando os efeitos da fadiga muscular entre homens com reconstrução do LCA e um grupo controle sadio, Webster et al.(2012) relataram que a fadiga muscular provocou diminuição da flexão do joelho, aumento da abdução do joelho e quadril, e aumento da rotação medial do joelho, durante a aterrissagem de um salto unipodal. Porém, esses autores não encontraram diferenças entre os grupos. Frank et al. (2014), avaliando mulheres submetidas à reconstrução do LCA, observaram que a fadiga muscular resultou em diminuição da flexão do quadril no contato inicial e aumento da excursão da flexão de quadril durante a aterrissagem de um salto bipodal. Embora esses dois estudos tenham avaliado o efeito da fadiga muscular em indivíduos com

reconstrução do LCA, não se sabe se esses efeitos são diferentes entre homens e mulheres submetidos à reconstrução desse ligamento.

Baseado no descrito acima, objetivo do presente estudo foi comparar os efeitos da fadiga muscular na cinemática dos membros inferiores, pelve e tronco e na magnitude de ativação de músculos dos membros inferiores entre homens e mulheres submetidos à reconstrução do LCA. A hipótese é que a fadiga muscular produzirá alterações cinemáticas e de ativação muscular relacionadas ao aumento do risco de uma segunda lesão do LCA, mas que essas alterações serão mais pronunciadas nas mulheres, principalmente no membro com a reconstrução.

## 4.3. MÉTODOS

---

### 4.3.1. Sujeitos

Este estudo envolveu 14 atletas recreacionais, com idade entre 18 e 35 anos, que foram submetidos à reconstrução do LCA. Participaram 7 homens (idade  $23,9 \pm 2,8$  anos, altura  $1,80 \pm 0,1$  m, massa corporal  $83,3 \pm 7,8$  kg) e 7 mulheres (idade  $24,7 \pm 5,3$  anos, altura  $1,63 \pm 0,1$  m, massa corporal  $65,9 \pm 9,0$  kg) com reconstrução unilateral do LCA (homens: 3 enxertos osso-tendão patelar-osso e 4 enxertos dos tendões flexores; mulheres: 2 enxertos osso-tendão patelar-osso e 5 enxertos dos tendões flexores). Como critérios de inclusão, os sujeitos deveriam ter sofrido lesão do LCA sem contato e realizado cirurgia de reconstrução unilateral do LCA (enxerto autólogo homolateral), ter no mínimo um ano de cirurgia, ter completado a reabilitação e retornado à prática esportiva. Os critérios de exclusão foram lesão associada à lesão do LCA, história de lesão do LCA contralateral, ou ter tido qualquer lesão de coluna ou membros inferiores nos últimos 12 meses (PATERNO et al., 2011). A participação foi voluntária e todos os sujeitos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice A) e o estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos (Anexo A).

Os dois membros inferiores dos sujeitos foram avaliados, porém em dias diferentes (com 7 a 10 dias de intervalo). A ordem de avaliação dos membros foi definida por sorteio.

### 4.3.2. Procedimentos

Para a avaliação cinemática e eletromiográfica, os sujeitos realizaram um salto unipodal (*single-leg drop vertical jump*) antes e após a aplicação de um protocolo de

fadiga muscular. Os indivíduos foram instruídos a manter os seus braços cruzados sobre o tórax (DECKER et al., 2002), dar um passo para fora de uma plataforma (31 cm de altura), aterrissar no solo com o membro avaliado e, imediatamente após o contato inicial, realizar um salto unipodal vertical máximo. Nenhuma instrução sobre a técnica de aterrissagem foi fornecida (CESAR et al., 2011; KELLIS; KOUVELIOTI, 2009). Antes da coleta de dados três tentativas foram permitidas para familiarização do indivíduo com a tarefa. Todos os indivíduos usavam roupas e calçados esportivos (*ASICS GEL-Equation 5, ASICS Corporation, Japão*) fornecidos pelo avaliador. Três tentativas válidas do salto unipodal foram consideradas para análise, antes e após a fadiga. Uma tentativa foi considerada válida para as aterrissagens sem perda de equilíbrio, com posicionamento correto dos braços e sem tocar o membro inferior contralateral no solo.

O protocolo de fadiga muscular utilizado foi escolhido na tentativa de gerar uma fadiga mais funcional, como em uma atividade esportiva, combinando componentes cardiovasculares e musculares (MCLEAN et al., 2007; SANTAMARIA; WEBSTER, 2010). O protocolo de fadiga muscular consistiu em séries de 10 agachamentos (90° de flexão do joelho), 2 saltos verticais máximos e 20 subidas e descidas de degrau (com 31 cm de altura - subida e descida com a perna avaliada). A presença da fadiga muscular foi considerada quando a distância saltada pelo sujeito fosse reduzida em 20% ou mais. Para isso, antes do início da aplicação do protocolo de fadiga, os sujeitos realizaram três saltos em distância (*single leg hop*), e a média dos três saltos foi usada como referência (ORISHIMO; KREMENIC, 2006). Entre as séries do protocolo de fadiga, a escala de Borg (CR10) foi usada para quantificar a percepção do esforço dos sujeitos.

### 4.3.3. Coleta dos dados

A coleta dos dados cinemáticos foi realizada com um sistema de análise de movimento com seis câmeras (*Qualisys Motion Capture System, Qualisys Medical AB, Suécia*) e um *software* de captura (*QTM – Qualisys Track Manager 2.9, Medical AB, Suécia*) com frequência de amostragem de 240 Hz. Para a análise, foram utilizados 14 marcadores passivos refletivos de 15 mm de diâmetro e 4 *cluster* de rastreamento, posicionados pelo mesmo pesquisador em todos os participantes. Os marcadores foram afixados sobre os seguintes pontos anatômicos: sétima vértebra cervical, esterno, acrômios, ápice das cristas ilíacas, sacro, trocânter maior do fêmur direito e esquerdo, epicôndilos medial e lateral do fêmur, maléolos medial e lateral e falange distal do segundo artelho. Os *clusters* foram posicionados sobre a sexta vértebra torácica, segunda vértebra lombar, terço médio da coxa e terço médio da perna.

A avaliação da ativação muscular foi realizada por meio de eletromiografia de superfície, simultaneamente aos registros cinemáticos, com uma frequência de amostragem de 2400 Hz. Foram captadas as atividade elétrica dos músculos vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), glúteo médio (GMed) e glúteo máximo (GMax). Para isso, foram utilizados seis eletrodos de superfície sem fio (*Trigno™ Wireless System, DelSys, Inc., EUA*), amplificados por um sistema de 8 canais (*Delsys, Inc., EUA*, alcance de 40 m, frequência de transmissão 2.4 GHz, rejeição de modo comum > 80 dB; largura de banda de 450 Hz e ganho total de 1000 vezes). Os eletrodos de superfície foram posicionados de acordo com as recomendações do SENIAM (HERMENS; FRERIKS, 1999). Os sinais EMG foram digitalizados utilizando uma placa de 16-bit A/D sincronizada ao sistema de análise de movimento.

#### 4.3.4. Redução dos Dados

Os dados cinemáticos foram processados utilizando o *software Visual 3D* (Versão 3.9; C-motion Inc., EUA) e os cálculos dos ângulos seguiram as definições do sistema de coordenadas articulares recomendados pela Sociedade Internacional de Biomecânica (WU et al., 2002). A trajetória dos marcadores foi filtrada por meio de um filtro *Butterworth* de quarta ordem, passa baixa de 12 Hz, e com atraso de fase zero. Os ângulos do joelho e do quadril foram calculados como o movimento do segmento distal em relação ao segmento proximal. Os ângulos da pelve e do tronco foram calculados em relação ao sistema de coordenadas global (eixo horizontal global e eixo vertical global, respectivamente). O centro da articulação do joelho foi determinado como o ponto médio entre os epicôndilos medial e lateral do fêmur. O centro da articulação do quadril foi estimado como 25% da distância do trocânter maior do fêmur ipsilateral ao contralateral (WEINHANDL; O'CONNOR, 2010). A determinação dos ângulos de interesse foi realizada por meio de um algoritmo desenvolvido no *software Matlab* (Mathworks, EUA). As variáveis de interesse foram o pico de flexão e abdução do joelho, o pico de flexão, adução e rotação medial do quadril, o pico da queda pélvica contralateral (queda da pelve contralateral ao membro inferior de apoio), e o pico de flexão e inclinação ipsilateral do tronco (inclinação do tronco para o lado do membro inferior de apoio), durante a fase de aterrissagem do salto (período entre o contato inicial do pé com o solo até a máxima flexão do joelho). O contato inicial foi considerado como o momento em que a velocidade linear do marcador afixado na falange distal do segundo artelho fosse igual a zero (BRINDLE; MATTACOLA; MCCRORY, 2003). Por convenção, os valores positivos representam os movimentos de flexão, abdução, rotação medial, queda da pelve contralateral e inclinação ipsilateral do tronco.

Todos os dados do EMG foram processados utilizando o *software Matlab* (*Mathworks, EUA*). Em todos os sinais foi aplicado um filtro *Butterworth* de quarta ordem, passa banda de 20 a 400 Hz e atraso de fase zero, e foram retificados e suavizados por uma janela RMS (*root mean square*) móvel de 20ms. A magnitude de ativação muscular foi representada pela média da amplitude RMS durante a fase de aterrissagem. Para a normalização do sinal, foi utilizado o pico máximo da amplitude RMS durante a fase de aterrissagem. O pico da amplitude RMS representou 100% da atividade eletromiográfica e a média da amplitude RMS foi expressa em porcentagem do pico máximo durante a fase de aterrissagem (ZEBIS et al., 2008, 2011).

#### **4.3.5. Análise estatística**

A análise estatística foi realizada utilizando o *Software SPSS* (versão 17.0; SPSS, Inc., EUA). Todos os dados foram expressos em média e desvio padrão. Os dados cinemáticos e eletromiográficos foram considerados variáveis dependentes. Foram considerados 3 fatores com dois níveis cada: fadiga (pré e pós); gênero (homens e mulheres) e membro (reconstruído e não-reconstruído). As comparações foram feitas utilizando um teste ANOVA *three-way* (fadiga X membro X gênero) com modelo misto, sendo a fadiga e o membro considerados medida repetida. Quando interações significativas foram encontradas, testes *t* com ajuste de Bonferroni foram utilizados para analisar as comparações entre os pares. Para todas as comparações foi considerado um nível de significância de 5%.

## 4.4. RESULTADOS

Os dados de caracterização da amostra estão apresentados na Tabela 1. Não foram observadas diferenças significativas para idade, IMC, número de horas de prática de atividade física por semana ou relato de percepção do esforço durante o protocolo de fadiga muscular entre homens e mulheres ( $P > 0,05$  para todas as comparações). Os homens realizaram maior número de séries do protocolo que as mulheres para atingir a fadiga na avaliação do membro reconstruído ( $P = 0,006$ ).

Tabela 1: Caracterização dos sujeitos em média  $\pm$  desvio padrão.

	<b>Homens</b>	<b>Mulheres</b>	<b><i>P</i></b>
<b>Idade (anos)</b>	23,8 $\pm$ 2,8	24,7 $\pm$ 5,3	0,713
<b>IMC (Kg/m<sup>2</sup>)</b>	25,6 $\pm$ 1,6	24,7 $\pm$ 3,3	0,523
<b>Prática de atividade física (horas)</b>	4,4 $\pm$ 1,3	3,9 $\pm$ 0,7	0,317
<b>Número de séries realizado (membro reconstruído)</b>	12,9 $\pm$ 2,7	8,7 $\pm$ 1,9	0,006*
<b>Número de séries realizado (membro não-reconstruído)</b>	13,1 $\pm$ 3,6	9,7 $\pm$ 3,5	0,095
<b>Borg (CR10) (membro reconstruído)</b>	8,4 $\pm$ 1,1	7,9 $\pm$ 0,9	0,317
<b>Borg (CR10) (membro não-reconstruído)</b>	8,3 $\pm$ 1,5	7,9 $\pm$ 0,9	0,528

\*  $P < 0,05$ , diferença significativa

### 4.4.1. Cinemática

Não foram observadas interações fadiga X membro X gênero para nenhuma variável cinemática analisada. Porém, foram observadas interações fadiga X gênero ( $P = 0,045$ ;  $F = 5,02$ ) e membro X gênero ( $P = 0,019$ ;  $F = 7,38$ ) para a abdução do joelho (Tabela 1). Após a fadiga, as mulheres apresentaram maior abdução do joelho comparado ao pré-fadiga ( $P = 0,008$ ; diferença média (DM) = 1,1°; 95% intervalo de confiança para a diferença média (95%IC) = 0,36 a 1,9; *effect size* (ES) = 0,39). As mulheres, após a fadiga, também apresentaram maior abdução do joelho quando

comparadas aos homens após a fadiga ( $P = 0,011$ ;  $DM = 3,6^\circ$ ;  $95\%IC = 1,0$  a  $6,1$ ;  $ES = 1,2$ ). Além disso, as mulheres apresentaram maior abdução do joelho no membro reconstruído quando comparado ao membro não-reconstruído ( $P = 0,029$ ;  $DM = 2,7^\circ$ ;  $95\%IC = 0,3$  a  $5,1$ ;  $ES = 0,97$ ), bem como quando comparado ao membro reconstruído dos homens ( $P = 0,003$ ;  $DM = 5,1^\circ$ ;  $95\%IC = 2,0$  a  $8,1$ ;  $ES = 1,86$ ).

#### **4.4.2. Eletromiografia**

Não foram observadas interações fadiga X membro X gênero para as variáveis eletromiográficas estudadas. Foram observadas interações fadiga X gênero ( $P = 0,002$ ;  $F = 16,17$ ) e fadiga X membro ( $P = 0,01$ ;  $F = 9,23$ ) para a ativação do VL (Tabela 3). Após a fadiga, os homens demonstraram maior amplitude média de ativação do VL comparado ao pré-fadiga ( $P < 0,001$ ;  $DM = 7,3^\circ$ ;  $95\%IC = 4,1$  a  $10,5$ ;  $ES = 1,26$ ). Após a fadiga, a amplitude média de ativação do músculo VL do membro não-reconstruído foi significativamente maior quando comparado ao membro não-reconstruído antes da fadiga ( $P = 0,001$ ;  $DM = 6,1^\circ$ ;  $95\%IC = 6,1$  a  $9,2$ ;  $ES = 0,79$ ) e ao membro reconstruído após à fadiga ( $P = 0,014$ ;  $DM = 6,0^\circ$ ;  $95\%IC = 1,5$  a  $10,6$ ;  $ES = 0,79$ ).

Tabela2: Dados cinemáticos durante a aterrissagem expressos em média  $\pm$  desvio padrão.

	Homens		Mulheres		Reconstruído (RLCA)		Não-reconstruído (NR)		Homens		Mulheres	
	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós	NA	RLCA	NA	RLCA
<b>Cinemática</b>												
Joelho-plano sagital	53,5 $\pm$ 8,7	54,8 $\pm$ 10,6	56,6 $\pm$ 7,9	53,1 $\pm$ 5,2	55,4 $\pm$ 8,5	54,9 $\pm$ 10,3	54,7 $\pm$ 8,4	53,0 $\pm$ 5,7	54,0 $\pm$ 7,8	54,3 $\pm$ 11,3	53,7 $\pm$ 6,6	56,0 $\pm$ 7,1
Joelho-plano frontal	3,3 $\pm$ 2,7	3,3 $\pm$ 3,0	5,7 $\pm$ 3,1	6,9 $\pm$ 3,0 <sup>a,b</sup>	5,0 $\pm$ 3,3	5,2 $\pm$ 4,2	4,1 $\pm$ 2,9	4,9 $\pm$ 2,7	4,1 $\pm$ 3,5	2,6 $\pm$ 1,7	4,9 $\pm$ 2,0	7,6 $\pm$ 3,4 <sup>c,d</sup>
Quadril-plano sagital	48,6 $\pm$ 15,2	53,6 $\pm$ 16,5	53,0 $\pm$ 11,0	51,7 $\pm$ 8,7	52,3 $\pm$ 14,0	55,4 $\pm$ 14,6	49,3 $\pm$ 12,7	49,8 $\pm$ 10,9	49,9 $\pm$ 13,3	52,3 $\pm$ 18,3	49,2 $\pm$ 10,1	55,4 $\pm$ 8,5
Quadril-plano frontal	-3,8 $\pm$ 4,1	-4,9 $\pm$ 5,0	-11,9 $\pm$ 5,9	-10,9 $\pm$ 6,2	-9,5 $\pm$ 6,3	-9,8 $\pm$ 6,7	-6,1 $\pm$ 6,5	-5,9 $\pm$ 5,3	-3,3 $\pm$ 3,9	-5,3 $\pm$ 4,9	-8,8 $\pm$ 6,2	-14,0 $\pm$ 4,5
Quadril-plano transverso	3,6 $\pm$ 6,0	2,8 $\pm$ 7,5	6,9 $\pm$ 4,7	5,7 $\pm$ 4,0	5,4 $\pm$ 4,3	4,8 $\pm$ 5,4	5,1 $\pm$ 6,7	3,7 $\pm$ 6,8	2,7 $\pm$ 8,0	3,7 $\pm$ 5,2	6,0 $\pm$ 4,7	6,5 $\pm$ 4,0
Pelve-plano frontal	-0,1 $\pm$ 2,7	-0,2 $\pm$ 2,9	2,0 $\pm$ 2,5	2,6 $\pm$ 2,7	0,9 $\pm$ 3,0	1,3 $\pm$ 3,2	1,0 $\pm$ 2,7	1,0 $\pm$ 3,1	-0,2 $\pm$ 2,8	-0,2 $\pm$ 2,8	2,2 $\pm$ 2,5	2,4 $\pm$ 2,8
Tronco-plano sagital	20,7 $\pm$ 10,3	27,9 $\pm$ 14,2	18,1 $\pm$ 11,9	23,7 $\pm$ 11,5	21,5 $\pm$ 12,2	28,2 $\pm$ 12,0	17,3 $\pm$ 9,6	23,4 $\pm$ 13,7	23,1 $\pm$ 12,7	25,5 $\pm$ 13,1	17,6 $\pm$ 11,0	24,2 $\pm$ 2,8
Tronco-plano frontal	10,1 $\pm$ 4,2	10,7 $\pm$ 5,6	5,7 $\pm$ 3,1	4,9 $\pm$ 3,1	9,0 $\pm$ 4,2	8,9 $\pm$ 5,2	6,8 $\pm$ 4,1	6,7 $\pm$ 5,5	9,5 $\pm$ 4,7	11,4 $\pm$ 5,0	4,0 $\pm$ 3,0	6,6 $\pm$ 2,8

Flexão (+); extensão (-); abdução (+); adução (-); rotação medial (+); rotação lateral (-); queda (+); elevação (-); inclinação ipsilateral (+); inclinação contralateral (-);

RLCA = membro reconstruído; NR = membro não-reconstruído.

<sup>a</sup> significativamente maior comparado às mulheres pré fadiga ( $P < 0,05$ );

<sup>b</sup> significativamente maior comparado aos homens pós fadiga ( $P < 0,05$ );

<sup>c</sup> significativamente maior comparado ao membro não-reconstruído das mulheres ( $P < 0,05$ );

<sup>d</sup> significativamente maior comparado ao membro reconstruído dos homens ( $P < 0,05$ ).

Tabela 3: Média  $\pm$  Desvio Padrão da média da amplitude de ativação muscular durante a aterrissagem, expressa em porcentagem do pico da amplitude RMS durante a aterrissagem.

	Homens		Mulheres		Reconstruído (RLCA)		Não-reconstruído (NR)		Mulheres		Homens	
	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós	RLCA	NA	RLCA	NA
<b>EMG</b>												
<b>VL</b>	58,5 $\pm$ 5,9	65,8 $\pm$ 5,7 <sup>a</sup>	63,1 $\pm$ 8,7	62,0 $\pm$ 9,9	60,8 $\pm$ 7,4	60,8 $\pm$ 7,9	60,7 $\pm$ 8,2	66,9 $\pm$ 7,5 <sup>b;c</sup>	61,1 $\pm$ 8,7	63,9 $\pm$ 9,8	60,5 $\pm$ 6,4	63,7 $\pm$ 7,0
<b>BF</b>	53,4 $\pm$ 11,1	56,9 $\pm$ 10,8	59,3 $\pm$ 8,5	63,8 $\pm$ 8,8	57,2 $\pm$ 10,4	61,8 $\pm$ 10,6	55,5 $\pm$ 10,3	58,9 $\pm$ 10,1	60,8 $\pm$ 9,3	62,4 $\pm$ 8,5	58,3 $\pm$ 11,9	52,0 $\pm$ 9,2
<b>GMed</b>	57,5 $\pm$ 6,4	62,1 $\pm$ 8,0	57,9 $\pm$ 8,0	62,3 $\pm$ 9,9	56,3 $\pm$ 6,8	59,9 $\pm$ 9,9	59,1 $\pm$ 7,4	64,5 $\pm$ 7,3	57,0 $\pm$ 8,1	63,1 $\pm$ 9,3	59,1 $\pm$ 9,1	60,4 $\pm$ 5,8
<b>GMax</b>	55,5 $\pm$ 7,8	55,3 $\pm$ 12,5	57,7 $\pm$ 6,1	58,8 $\pm$ 9,2	54,9 $\pm$ 5,4	53,4 $\pm$ 12,2	58,3 $\pm$ 8,0	60,8 $\pm$ 8,4	56,1 $\pm$ 6,7	60,4 $\pm$ 8,2	52,2 $\pm$ 11,2	58,7 $\pm$ 8,3

RLCA = membro reconstruído; NR = membro não-reconstruído.

<sup>a</sup> significativamente maior comparado aos homens pré fadiga ( $P < 0,05$ );

<sup>b</sup> significativamente maior comparado ao membro não-reconstruído pré fadiga ( $P < 0,05$ );

<sup>c</sup> significativamente maior comparado ao membro reconstruído pós fadiga ( $P < 0,05$ );

## 4.5. DISCUSSÃO

---

Estudos prévios demonstraram que mulheres atletas possuem uma maior propensão à lesão do LCA quando comparadas aos homens atletas. Além disso, indivíduos submetidos à reconstrução do LCA podem apresentar alterações biomecânicas durante atividades dinâmicas mesmo após o retorno às atividades esportivas, aumentando o risco de uma segunda lesão. Esse aumento do risco de uma segunda lesão poderia ser ainda maior na presença da fadiga muscular. Assim, o objetivo do presente estudo foi avaliar se as alterações induzidas pela fadiga muscular na cinemática e na magnitude de ativação muscular são diferentes entre homens e mulheres submetidos à reconstrução do LCA. A hipótese de que a fadiga muscular resultaria em alterações na cinemática articular relacionadas ao aumento do risco de uma segunda lesão do LCA e que essas alterações seriam mais pronunciadas nas mulheres, principalmente no membro reconstruído, foi confirmada.

De acordo com o nosso conhecimento, esse é o primeiro estudo que teve como objetivo comparar os efeitos da fadiga muscular na cinemática dos membros inferiores, pelve e tronco, e na magnitude de ativação de músculos dos membros inferiores entre homens e mulheres submetidos à reconstrução do LCA, o que dificulta a comparação dos resultados com estudos prévios. Os presentes resultados mostraram que as mulheres apresentaram maior pico de abdução do joelho após a fadiga quando comparadas aos homens após a fadiga, e o maior pico de abdução do joelho nas mulheres ocorreu no membro reconstruído. Os resultados observados no nosso estudo são importantes, pois a abdução do joelho é considerada como fator preditivo da segunda lesão do LCA (PATERNO et al., 2010). Baseados apenas nos resultados da abdução do joelho, poderíamos sugerir que as mulheres com reconstrução do LCA possuem maior

predisposição para uma segunda lesão no joelho reconstruído quando comparadas aos homens. Entretanto, deve-se considerar que estudos prospectivos prévios apontaram para uma maior predisposição das mulheres sofrerem uma segunda lesão no membro não-reconstruído e os homens a lesarem o enxerto (PATERNO et al., 2012; SHELBOURNE; GRAY; HARO, 2009). Assim, é provável que outros fatores, além da excessiva abdução do joelho, estejam envolvidos na segunda lesão do LCA em mulheres. Além disso, um estudo prospectivo envolvendo as mulheres do presente estudo poderia confirmar se realmente elas possuem maior predisposição à segunda lesão no membro reconstruído.

A fadiga muscular também influenciou a magnitude de ativação muscular, sendo que os homens mostraram aumento da amplitude média de ativação do VL durante a aterrissagem após a fadiga. Além disso, a amplitude média de ativação desse músculo foi maior no membro não-reconstruído após a fadiga quando comparado ao mesmo membro antes da fadiga e ao membro reconstruído após a fadiga. Durante a aterrissagem de um salto, os músculos extensores do joelho agem excentricamente para absorver as forças de impacto e desacelerar o centro de massa (CHAUDHARI; ANDRIACCHI, 2006; ORISHIMO; KREMENIC, 2006). Desta forma, a fraqueza ou um controle neuromuscular alterado dos músculos extensores do joelho durante a aterrissagem pode resultar no aumento do risco de lesão do LCA (HEWETT; DI STASI; MYER, 2013).

A fraqueza dos músculos extensores do joelho é um achado comum, mesmo vários meses após a cirurgia de reconstrução do LCA (PETERSEN et al., 2014). No presente estudo, a força muscular não foi avaliada, não podendo ser afirmado se os sujeitos apresentavam ou não fraqueza prévia dos músculos extensores do joelho. Entretanto, uma força adequada desses músculos não necessariamente reflete um

controle neuromuscular correto ou padrões de movimentos normais durante atividades funcionais (HEWETT; DI STASI; MYER, 2013). Durante exercícios de alta intensidade, que levam à fadiga muscular, a atividade eletromiográfica tende a aumentar progressivamente, o que seria uma resposta fisiológica compensatória dos músculos frente à fadiga (MACDONALD; FARINA; MARCORA, 2008). Essa resposta seria resultado do aumento do recrutamento de unidades motoras durante a progressão do exercício (MACDONALD; FARINA; MARCORA, 2008) com o objetivo de manter a estabilidade articular. Dessa forma, o aumento da amplitude média de ativação do músculo VL dos homens após a fadiga pode ter sido um mecanismo compensatório utilizado por eles para aumentar a estabilidade articular e diminuir a sobrecarga no LCA. Por outro lado, o não aumento na magnitude de ativação do músculo VL após a fadiga no membro reconstruído, quando comparado ao membro não-reconstruído, pode ser um fator envolvido no aumento da predisposição desse membro à segunda lesão do LCA. Esse resultado concorda com os encontrados por Patras et al. (2009) que também não observaram aumento da atividade eletromiográfica do músculo VL do membro com reconstrução do LCA durante corrida de alta intensidade.

No presente estudo, a cinemática do quadril, pelve e tronco também foi avaliada. A cinemática do quadril foi avaliada, pois a excessiva adução e rotação medial do quadril contribui para o aumento do valgo dinâmico do joelho (POWERS, 2010) e, conseqüentemente, para o estresse no LCA (HEWETT et al., 2005). Por sua vez, a cinemática do tronco foi avaliada, pois movimentos desse segmento podem alterar a carga na articulação do joelho e o estresse no LCA. Por exemplo, a queda pélvica contralateral excessiva, devido à fraqueza ou fadiga do GMed, pode ser compensada por uma inclinação ipsilateral excessiva do tronco. Porém, essa inclinação do tronco move o vetor resultante da força de reação do solo lateralmente ao centro articular do joelho,

criando um momento externo abductor no joelho (POWERS, 2010). Esse é um aspecto importante desde que Hewett et al. (2005) encontraram que o momento externo abductor do joelho é um fator preditivo de lesão do LCA. No plano sagital, a fraqueza ou fadiga dos músculos extensores do quadril pode ser compensada por uma extensão do tronco (PERRY, 1992). Porém, a extensão do tronco resulta em aumento do momento interno extensor do joelho (POWERS, 2010), aumento da força de cisalhamento anterior na tibia proximal e, conseqüentemente, estresse no LCA (BLACKBURN; PADUA, 2009; KULAS; HORTOBÁGYI; DEVITA, 2012). No entanto, no presente estudo, a fadiga muscular não resultou em alterações na cinemática do quadril, pelve e tronco. Uma possível hipótese para esse resultado é que o protocolo de fadiga utilizado enfatizou a contração dos músculos extensores do joelho, possivelmente não induzindo fadiga nos músculos extensores do quadril e GMed. A não alteração na amplitude média de ativação desses músculos após a indução da fadiga muscular fortalece essa hipótese.

Os autores reconhecem que o presente estudo possui algumas limitações. A mensuração da força dos músculos do quadril e do joelho poderia mostrar se os sujeitos apresentavam fraqueza muscular e se ela está relacionada ao padrão de recrutamento e à cinemática apresentada pelos sujeitos. Além disso, o número reduzido de participantes pode ter influenciado os nossos resultados (erro tipo II). Assim, estudos futuros com um maior número de participantes devem ser conduzidos.

#### 4.6. CONCLUSÃO

---

Após a fadiga muscular as mulheres apresentaram maior pico de abdução do joelho quando comparado ao pré-fadiga, bem como quando comparado aos homens após a fadiga. Além disso, após a fadiga, o pico de abdução do joelho nas mulheres foi maior no membro reconstruído. Assim, a fadiga muscular resultou em alterações cinemáticas que predisõem o membro reconstruído das mulheres à segunda lesão do LCA. Quanto ao nível de ativação muscular, os homens demonstraram maior amplitude média de ativação do VL após a fadiga quando comparado ao pré-fadiga. Esse aumento da magnitude de ativação após a fadiga muscular pode ser um mecanismo compensatório para aumentar a estabilidade do joelho e, desta forma, protegê-los de uma segunda lesão do LCA.

#### 4.7. REFERENCIAS

---

AGEL, J.; ARENDT, E. A; BERSHADSKY, B. Anterior cruciate ligament injury in national collegiate athletic association basketball and soccer: a 13-year review. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 33, n. 4, p. 524–30, abr. 2005.

BIAU, D. J. et al. Patellar Tendon Versus Hamstring Tendon Autografts for Reconstructing the Anterior Cruciate Ligament : A Meta-Analysis Based on Individual Patient Data. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 37, n. 12, p. 2470–2478, 2009.

BLACKBURN, J. T.; PADUA, D. A. Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. **Journal of Athletic Training**, v. 44, n. 2, p. 174–9, 2009.

BRINDLE, T. J.; MATTACOLA, C.; MCCRORY, J. Electromyographic changes in the gluteus medius during stair ascent and descent in subjects with anterior knee pain. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 11, n. 4, p. 244–51, jul. 2003.

CESAR, G. M. et al. Variations in dynamic knee valgus and gluteus medius onset timing in non-athletic females related to hormonal changes during the menstrual cycle. **The Knee**, v. 18, n. 4, p. 224–30, ago. 2011.

CHAUDHARI, A. M.; ANDRIACCHI, T. P. The mechanical consequences of dynamic frontal plane limb alignment for non-contact ACL injury. **Journal of Biomechanics**, v. 39, n. 2, p. 330–8, jan. 2006.

DECKER, M. J. et al. Landing adaptations after ACL reconstruction. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 34, n. 9, p. 1408–13, set. 2002.

ERNST, G. P. et al. Lower extremity compensations following anterior cruciate ligament reconstruction. **Physical Therapy**, v. 80, n. 3, p. 251–60, mar. 2000.

FRANK, B. S. et al. Neuromuscular fatigue alters postural control and sagittal plane hip biomechanics in active females with anterior cruciate ligament reconstruction. **Sports Health**, v. 6, n. 4, p. 301–8, jul. 2014.

GOKELER, A et al. Abnormal landing strategies after ACL reconstruction. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 20, n. 1, p. e12–9, fev. 2010.

HAWKINS, R. D. et al. The association football medical research programme: an audit of injuries in professional football. **British Journal of Sports Medicine**, v. 35, n. 1, p. 43–7, fev. 2001.

HAWKINS, R. D.; FULLER, C. W. A prospective epidemiological study of injuries in four English professional football clubs. **British Journal of Sports Medicine**, v. 33, n. 3, p. 196–203, jun. 1999.

- HERMENS, H. J.; FRERIKS, B. **SENIAM 9: European recommendations for surface electromyography**. [s.l.] Roessingh Research and Development, 1999.
- HERTEL, J. et al. Neuromuscular performance and knee laxity do not change across the menstrual cycle in female athletes. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 14, n. 9, p. 817–22, set. 2006.
- HEWETT, T. E. et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 33, n. 4, p. 492–501, abr. 2005.
- HEWETT, T. E.; DI STASI, S. L.; MYER, G. D. Current concepts for injury prevention in athletes after anterior cruciate ligament reconstruction. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 41, n. 1, p. 216–24, jan. 2013.
- KELLIS, E.; KOUVELIOTI, V. Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during drop landing. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 1, p. 55–64, fev. 2009.
- KROSSHAUG, T. et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 35, n. 3, p. 359–67, mar. 2007.
- KULAS, A. S.; HORTOBÁGYI, T.; DEVITA, P. Trunk position modulates anterior cruciate ligament forces and strains during a single-leg squat. **Clinical Biomechanics**, v. 27, n. 1, p. 16–21, jan. 2012.
- LATTIER, G. et al. Fatigue and recovery after high-intensity exercise. Part II: Recovery interventions. **International Journal of Sports Medicine**, v. 25, n. 7, p. 509–15, out. 2004.
- MACDONALD, J. H.; FARINA, D.; MARCORA, S. M. Response of electromyographic variables during incremental and fatiguing cycling. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 40, n. 2, p. 335–44, fev. 2008.
- MCLEAN, S. G. et al. Impact of fatigue on gender-based high-risk landing strategies. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 39, n. 3, p. 502–14, mar. 2007.
- MOKSNES, H.; SNYDER-MACKLER, L.; RISBERG, M. A. Individuals with an anterior cruciate ligament-deficient knee classified as noncopers may be candidates for nonsurgical rehabilitation. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 38, n. 10, p. 586–95, out. 2008.
- MYKLEBUST, G. et al. Prevention of Anterior Cruciate Ligament Injuries in Female Team Handball Players: A Prospective Intervention Study Over Three Seasons. **Clinical Journal of Sport Medicine**, v. 13, n. 2, p. 71–78, mar. 2003.

ORCHARD, J. et al. Intrinsic and extrinsic risk factors for anterior cruciate ligament injury in Australian footballers. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 29, n. 2, p. 196–200, 2001.

ORISHIMO, K. F.; KREMENIC, I. J. Effect of fatigue on single-leg hop landing biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 22, n. 4, p. 245–54, nov. 2006.

PATERNO, M. V et al. Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 38, n. 10, p. 1968–78, out. 2010.

PATERNO, M. V et al. Effects of sex on compensatory landing strategies upon return to sport after anterior cruciate ligament reconstruction. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 41, n. 8, p. 553–9, ago. 2011.

PATERNO, M. V et al. Incidence of contralateral and ipsilateral anterior cruciate ligament (ACL) injury after primary ACL reconstruction and return to sport. **Clinical Journal of Sport Medicine**, v. 22, n. 2, p. 116–21, mar. 2012.

PATRAS, K. et al. High intensity running results in an impaired neuromuscular response in ACL reconstructed individuals. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 17, n. 8, p. 977–84, ago. 2009.

PERRY, J. **Gait Analysis: Normal and Pathological Function**. 1st. ed. Thorofare, New Jersey: SLACK Incorporated, 1992. p. 524

PETERSEN, W. et al. Return to play following ACL reconstruction: a systematic review about strength deficits. **Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery**, v. 134, n. 10, p. 1417–28, out. 2014.

POWERS, C. M. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 2, p. 42–51, fev. 2010.

PRICE, R. J. et al. The Football Association medical research programme: an audit of injuries in academy youth football. **British journal of sports medicine**, v. 38, n. 4, p. 466–71, ago. 2004.

SALMON, L. et al. Incidence and risk factors for graft rupture and contralateral rupture after anterior cruciate ligament reconstruction. **Arthroscopy**, v. 21, n. 8, p. 948–57, ago. 2005.

SANTAMARIA, L. J.; WEBSTER, K. E. The effect of fatigue on lower-limb biomechanics during single-limb landings: a systematic review. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 8, p. 464–73, ago. 2010.

SHELBOURNE, K. D.; GRAY, T.; HARO, M. Incidence of subsequent injury to either knee within 5 years after anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon

autograft. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 37, n. 2, p. 246–51, fev. 2009.

WEBSTER, K. E. et al. Effect of fatigue on landing biomechanics after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 44, n. 5, p. 910–6, maio 2012.

WEINHANDL, J. T.; O'CONNOR, K. M. Assessment of a greater trochanter-based method of locating the hip joint center. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 13, p. 2633–6, 17 set. 2010.

WU, G. et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion-part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. **Journal of Biomechanics**, v. 35, n. 4, p. 543–8, 2002.

ZEBIS, M. K. et al. The effects of neuromuscular training on knee joint motor control during sidcutting in female elite soccer and handball players. **Clinical Journal of Sport Medicine**, v. 18, n. 4, p. 329–37, jul. 2008.

ZEBIS, M. K. et al. Acute fatigue impairs neuromuscular activity of anterior cruciate ligament-agonist muscles in female team handball players. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 21, n. 6, p. 833–40, dez. 2011.

**APÊNDICE A - Termo de consentimento livre e esclarecido**



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS**  
**DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA**  
Rodovia Washington Luiz, Km 235 - C.P.676 - 13565-905  
São Carlos/SP - Brasil  
TEL: (16) 3351-8754 FAX: (16) 3361-2081  
**E-mail: fserrao@ufscar.br**

### **TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Você está sendo convidado a participar da pesquisa **“Efeito da aplicação de um protocolo de fadiga nas variáveis cinemáticas e eletromiográficas de sujeitos após a reconstrução do ligamento cruzado anterior”**.

#### **Responsáveis:**

Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão – Orientador e coordenador do projeto

Giovanna Camparis Lessi – doutoranda (Programa de pós-graduação em fisioterapia)

**Os objetivos desse estudo são:** avaliar o efeito da fadiga nos movimentos do tronco, quadril e joelho e na atividade dos músculos do quadril e joelho, durante a tarefa de aterrissagem de um salto, de indivíduos que realizaram reconstrução do ligamento cruzado anterior do joelho e comparar com um grupo de indivíduos saudáveis.

- a) Caso você aceite participar do estudo, você realizará, inicialmente, uma avaliação física para sua inclusão (ou não) no estudo.
- b) Caso selecionado(a) para participar do estudo, você realizará uma avaliação cinemática (avaliação dos movimentos) dos membros inferiores e tronco durante a aterrissagem unipodal (em uma perna só) de um salto de uma altura de 30cm, ao mesmo tempo será realizada uma avaliação eletromiográfica (avaliação da atividade elétrica dos músculos) dos músculos quadríceps, isquiotibiais, glúteo médio e glúteo máximo (músculos da coxa e nádega). Essas avaliações serão feitas antes e depois da realização de um protocolo de fadiga que constará de agachamentos, saltos e subidas e descidas de degrau. As avaliações serão realizadas no Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos. Sendo que sua participação não é obrigatória.
- c) Essas avaliações fornecerão maiores informações sobre a influência da fadiga nos movimentos e ativação muscular dos membros inferiores e tronco e os riscos de lesão do ligamento cruzado anterior do joelho. Essas novas informações ajudarão na elaboração de outros novos estudos sobre o tema e poderão beneficiar diretamente a atenção fisioterapêutica primária e secundária, em relação à prevenção e ao tratamento de lesões do joelho.
- d) Sua identidade será preservada em todas as situações que envolvam discussão, apresentação ou publicação dos resultados da pesquisa, a menos que haja uma manifestação de sua parte por escrito, autorizando tal procedimento.

- e) Sua participação no presente estudo é estritamente voluntária. Sendo que você não receberá qualquer forma de remuneração pela participação no experimento, e os resultados obtidos serão propriedades exclusivas dos pesquisadores, podendo ser divulgados de qualquer forma, a critério dos mesmos.
- f) Os riscos aos quais você estará exposto serão mínimos. Entretanto, as avaliações do presente experimento poderão ou não provocar uma possível dor muscular devido ao esforço físico realizado. Embora exista a possibilidade de ocorrência de pequena dor muscular (imediate ou tardia) devido alguma etapa da avaliação, a dor terá condições de ser bem suportada, pois se assemelha àquela decorrente de qualquer prática inicial de exercícios de força e resistência muscular. Você participará das avaliações de acordo com os seus limites físicos, tendo sua percepção de esforço respeitada pelos pesquisadores.
- g) Sua participação no presente estudo envolve riscos mínimos de lesões. Mesmo assim, no caso de ocorrerem riscos não previstos e, caso seja necessário, os próprios pesquisadores se responsabilizam pelas condutas de primeiros socorros ou qualquer tipo de avaliação fisioterapêutica como resultado de dano físico. Se constatados danos de maior gravidade, os pesquisadores se responsabilizam em acompanhá-lo a um médico, para a realização do tratamento adequado.
- h) Sua participação nesse estudo é estritamente voluntária. Sua recusa em participar de qualquer etapa do estudo não trará qualquer prejuízo a você, estando livre para abandonar o experimento a qualquer momento em que achar necessário. Se houver qualquer questionamento neste momento ou futuramente, por favor, pergunte-nos.

**Declaro que entendi os objetivos, riscos e benefícios de minha participação na pesquisa e concordo em participar.**

O pesquisador me informou que o projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da UFSCar que funciona na Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos, localizada na Rodovia Washington Luiz, Km. 235 - Caixa Postal 676 - CEP 13.565-905 - São Carlos - SP – Brasil. Fone (16) 3351-8110. Endereço eletrônico: cephumanos@power.ufscar.br

São Carlos, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 201\_\_.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Voluntário

**Responsáveis:**

\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão  
Orientador e coordenador do projeto

\_\_\_\_\_  
Ms. Giovanna Camparis Lessi  
Aluna de doutorado

**ANEXO A - Parecer do comitê de ética em pesquisa em seres humanos**

**PROJETO DE PESQUISA**

**Título:** Efeitos da aplicação de um protocolo de fadiga nas variáveis cinemáticas e eletromiográficas de sujeitos após a reconstrução do ligamento cruzado anterior

**Pesquisador:** Fábio Viadanna Serrão

**Versão:** 1

**Instituição:** Universidade Federal de São Carlos/UFSCar

**CAAE:** 02601712.7.0000.5504

**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**

**Número do Parecer:** 24379

**Data da Relatoria:** 08/05/2012

**Apresentação do Projeto:**

A lesão do ligamento cruzado anterior (LCA) é uma das lesões mais comuns durante a prática de atividades esportivas, sendo que a maioria acontece sem contato, e um pobre controle neuromuscular pode representar um potencial fator de risco para essa lesão. A fadiga muscular acontece durante a prática de atividades físicas extenuantes, resultando em perdas no desempenho, assim, as alterações neuromusculares provocadas pela fadiga poderiam aumentar significativamente o risco de lesão.

**Objetivo da Pesquisa:**

Avaliar o efeito de um protocolo de fadiga na cinemática do tronco, quadril e joelho e na atividade elétrica dos músculos do quadril e joelho, durante a tarefa de aterrissagem de um salto unipodal, de sujeitos pós-reconstrução unilateral do ligamento cruzado anterior (LCA) e comparar com um grupo controle sadio.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Riscos: Pesquisadores informam que o estudo não envolve possibilidades de risco à integridade física de seus participantes, sob qualquer condição. Ainda assim, na hipótese de riscos não previstos e caso seja necessário, os próprios pesquisadores se responsabilizam por toda e qualquer conduta relacionada aos primeiros socorros ou ao pronto-atendimento, bem como por qualquer tipo de tratamento fisioterapêutico decorrente de dano físico. Benefícios: A respeito dos benefícios oferecidos, a participação dos voluntários no presente estudo é estritamente voluntária. Portanto, não será oferecida qualquer forma de reembolso ou remuneração pela participação no experimento. Como benefício direto, todos os voluntários do presente estudo serão avaliados quanto ao desempenho funcional do joelho, sendo que os resultados dos testes serão disponibilizados para todos os participantes ao final do presente estudo.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

O pesquisador espera com essa pesquisa contribuir para uma melhor compreensão dos aspectos biomecânicos do membro inferior de sujeitos que foram submetidos à reconstrução do LCA e como a fadiga neuromuscular geral pode interferir nesses aspectos. Além disso, busca-se o entendimento da função dos músculos do quadril e joelho na estabilização dessas articulações durante atividades que geram grandes demandas para elas, assim como seu comportamento frente à fadiga. Com isso busca entender como os aspectos biomecânicos dos membros inferiores de sujeitos submetidos à reconstrução do LCA são afetados pela fadiga e se esse comportamento pode levar ao aumento do risco de uma nova lesão. Como consequência da melhor elucidação desses fatores, ao final da realização do estudo, espera contribuir para a elaboração de um treino preventivo mais eficiente para as lesões do joelho e para melhor reabilitação dos indivíduos que já realizaram reconstrução do LCA.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

O TCLE está apresentado em forma de tópicos.

**Recomendações:**

-

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

-

**Situação do Parecer:**

Aprovado

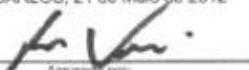
**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Projeto aprovado.

SAO CARLOS, 21 de Maio de 2012

  
Assinado por  
Daniel Vendruscolo

**ANEXO B - Comprovante de submissão do manuscrito1**

----- Mensagem Original -----

Assunto: AMJSPORTS/2014/162149 - Manuscript Submission  
De: [dtilton@ajsm.org](mailto:dtilton@ajsm.org)  
Data: Sex, Dezembro 12, 2014 4:59 pm  
Para: Fábio Viadanna Serrão <[fserrao@ufscar.br](mailto:fserrao@ufscar.br)>  
CC: Fábio Serrão <[fserrao@ufscar.br](mailto:fserrao@ufscar.br)>

---

MS ID: AMJSPORTS/2014/162149

MS TITLE: Effects of fatigue on lower limb, pelvis and trunk kinematics and lower limb muscle activity during single-leg landing after anterior cruciate ligament reconstruction

Dear Fábio Viadanna Serrão,

This is to acknowledge receipt of your manuscript by The American Journal of Sports Medicine. It will be reviewed by the Editorial Board and Reviewers' Panel. You will be apprised of the progress of this review.

As stated in our "Guidelines for Authors," a manuscript is reviewed only with the assurance that it is not under simultaneous consideration by another publication, nor has it been published elsewhere. If you have not already done so, please sign the Contributor Publishing Agreement and Potential Conflict of Interest forms found on the website and return them to the editorial office. Please be sure to indicate if this paper was, or will be presented at any scientific programs, either in part or entirely.

Please remember that you, as corresponding author, are responsible for keeping any co-author/s updated on the status of this manuscript.

If we accept your article for publication, you will need to be sure to upload the accepted version.

Finally, please refer to this number AMJSPORTS/2014/162149 when you contact this office. Thank you.

Sincerely yours,

Bruce Reider, MD  
Editor

**ANEXO C - Comprovante de submissão do manuscrito2**

----- Forwarded message -----

From: <[rjsp-peerreview@tandf.co.uk](mailto:rjsp-peerreview@tandf.co.uk)>

Date: 2015-01-21 19:31 GMT-02:00

Subject: Journal of Sports Sciences - Manuscript ID RJSP-2015-0057

To: [fserrao@ufscar.br](mailto:fserrao@ufscar.br)

21-Jan-2015

Dear Prof. Serrão:

Your manuscript entitled "Are the effects of fatigue on the biomechanics of the knee, hip, pelvis and trunk specific to sex?" has been successfully submitted online and is presently being given full consideration for publication in the Journal of Sports Sciences.

Your manuscript ID is RJSP-2015-0057.

Please mention the above manuscript ID in all future correspondence or when calling the office for questions. If there are any changes in your street address or e-mail address, please log in to Manuscript Central at <https://mc.manuscriptcentral.com/rjsp> and edit your user information as appropriate.

You can also view the status of your manuscript at any time by checking your Author Centre after logging in to <https://mc.manuscriptcentral.com/rjsp>.

Thank you for submitting your manuscript to the Journal of Sports Sciences.

Sincerely,  
Journal of Sports Sciences Editorial Office