



ANÁLISE BIOMECÂNICA DA ATERRAGEM DE SALTOS PARA  
IDENTIFICAÇÃO DE DIFERENÇAS DE GÊNERO EM FATORES DE RISCO DE  
LESÕES NO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

Glauber Ribeiro Pereira

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Biomédica.

Orientador: Jurandir Nadal

Rio de Janeiro  
Setembro de 2015

ANÁLISE BIOMECÂNICA DA ATERRAGEM DE SALTOS PARA  
IDENTIFICAÇÃO DE DIFERENÇAS DE GÊNERO EM FATORES DE RISCO DE  
LESÕES NO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

Glauber Ribeiro Pereira

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ  
COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS  
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM  
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

---

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

---

Profa. Liliam Fernandes de Oliveira, D.Sc.

---

Prof. Luiz Alberto Batista, D.Sc.

---

Prof. Liszt Palmeira de Oliveira, D.Sc.

---

Prof. Thiago, Lemos de Carvalho, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL  
SETEMBRO DE 2015

Pereira, Glauber Ribeiro

Análise biomecânica da aterragem de saltos para identificação de diferenças de gênero em fatores de risco de lesões no ligamento cruzado anterior/ Glauber Ribeiro Pereira.

– Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2015.

IX, 92 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Jurandir Nadal

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2015.

Referências Bibliográficas: p. 75-92.

1. Ligamento Cruzado Anterior. 2. Eletromiograma. 3. Cinemática. 4. Saltos. I. Nadal, Jurandir II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

*" A mente que se abre a uma  
nova ideia jamais voltará ao seu  
tamanho original."*

Albert Einstein

## **Agradecimentos**

Ao Professor Jurandir Nadal, pela orientação, pelos ensinamentos, pelo apoio e pela confiança depositada especialmente naqueles momentos mais difíceis.

Ao grande amigo Gustavo Leporace, diretor técnico da clínica Biocinética, que me abriu as portas e ajudou sobremaneira na coleta dos dados.

A sempre competente equipe da clínica Biocinética, Gabriel Zeitone, Tainá, Thiago, Gabriel Freire e Vaneza pela ajuda muito valiosa na coleta dos dados.

Aos Professores Wagner, Mauricio Cagy, Liliam e Alexandre Pino por estarem sempre dispostos a ajudar, principalmente nas situações mais complicadas, onde percebemos aqueles que entendem o significado de ser Professor.

Ao Professor e grande amigo Luiz Alberto, pela amizade, pelas portas sempre abertas, pelos constantes ensinamentos, pelo apoio irrestrito, pela confiança e pela compreensão ao longo de toda minha vida acadêmica.

Aos amigos e companheiros do LAPIS, Paulão, Kin, Danilo, Marquito, Roger, Igor, Rafael, Felipe, Gabriela e Adriane pela ajuda e amizade durante todos esses anos.

Aos amigos do Labicom, Gustavo, Jomilto, Gabriel, Daniel, Sérgio, Tainá, Thiago, Mariinha, Karen e Igor pela amizade e pelo auxílio durante toda esta jornada, constituindo sempre uma equipe sólida e solidária.

Aos tantos amigos que seguem comigo em cada momento durante todo este tempo de mestrado e doutorado no Programa de Engenharia Biomédica, que fica difícil de enumerar.

Aos funcionários do Programa de Engenharia Biomédica pelo auxílio, colaboração, prontidão e amizade. Especialmente aos amigos Diniz e Alexandre.

Aos meus Pais e minhas Irmãs, pelo amor, apoio e por serem meu porto seguro incondicionalmente. Afortunados aqueles que podem contar com uma família como a minha. Especialmente a minha mãe, Regina Celi, por me emprestar sua habilidade para a construção do traje que facilitou sobremaneira a coleta dos dados de eletromiografia.

À minha esposa Gisele Falcão, pelo amor, carinho, paciência, compreensão e apoio dispensados em todos os momentos e que me deram forças para superar minhas limitações e vencer as constantes dificuldades encontradas nesta jornada.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Doutor em Ciências (D.Sc.)

ANÁLISE BIOMECÂNICA DA ATERRAGEM DE SALTOS PARA  
IDENTIFICAÇÃO DE DIFERENÇAS DE GÊNERO EM FATORES DE RISCO DE  
LESÕES NO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

Glauber Ribeiro Pereira

Setembro/2015

Orientador: Jurandir Nadal

Programa: Engenharia Biomédica

O objetivo do presente estudo foi descrever o comportamento das variáveis temporais e espectrais extraídas do eletromiograma (EMG) de saltos nos 70 ms após o contato com o solo. A cinemática do quadril e do joelho e o EMG de vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), glúteo médio (GM) e adutores do quadril (AD) de dezenove homens e quatorze mulheres foram obtidos durante *drop* e *stop jumps*. Os dados cinemáticos reduziram-se aos de nove mulheres e oito homens. Os valores de força voluntária máxima foram obtidos com um dinamômetro de mão. Os valores médios de co-contração (CCM) e razão de ativação entre AD/GM e VL/BF, assim como de envelope linear (EL) e frequência mediana instantânea (FMI) foram comparados entre homens e mulheres. Os dados cinemáticos foram igualmente comparados. As variáveis vinculadas ao EMG foram submetidas ao teste de correlação com os dados de força e cinemáticos. Homens apresentaram maiores níveis de CCM ao nível do joelho em função da maior ativação do BF. Mulheres ativaram mais o GM e o VL. Os valores de FMI do VL e do BF foram maiores em homens. A razão AD/GM correlacionou-se com razão entre as forças de adutores e abdutores do quadril para mulheres no *drop* (0,54) e no *stop jump* (0,59) e com o valgismo do joelho em homens ( $r = 0,7$ ) e mulheres ( $r = -0,67$ ). Conclui-se que a CCM do joelho e a FMI do BF podem ajudar a explicar a maior incidência de lesões em mulheres. Além disso, mulheres parecem ser mais dependentes da força dos abdutores do quadril para realizar os saltos e utilizar estratégias neuromusculares de controle do posicionamento das articulações antagônicas aos homens.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF JUMP LANDING FOR IDENTIFICATION OF  
GENDER DIFFERENCES IN THE RISK FACTORS FOR ANTERIOR CRUCIATE  
LIGAMENT INJURIES

Glauber Ribeiro Pereira

Setembro/2015

Advisor: Jurandir Nadal

Department: Biomedical Engineering

This study aimed at describing the behavior of temporal and spectral variables extracted from the electromyogram (EMG) of jumps in the 70 ms after ground contact. Hip and knee kinematic data and the EMG of the vastus lateralis (VL), biceps femoris (BF), gluteus medius (GM) and hip adductors (AD) of nineteen men and fourteen women were obtained during stop and drop jumps. Kinematic data were reduced to nine women and eight men. Strength values of maximum voluntary contraction were obtained by means of a hand-held dynamometer. Average values of co-contraction (CCM) and activation ratio between antagonists' musculature AD/GM and VL/BF, as well as instantaneous median frequency (IMF) and linear envelope (LE) values were compared between men and women. Kinematic data were also compared. The variables related to EMG were subjected to the correlation test with the strength and kinematic data. Men presented higher levels of CCM around the knee on account of higher activation of BF. Women presented higher activation levels of GM and VL. IMF values of VL and BF were higher for males. AD/GM ratio was significantly correlated with FAD/FAB for females regarding drop ( $r= 0,54$ ) and stop jumps ( $r= 0,59$ ) and with knee valgus for men ( $r= 0,7$ ) and women ( $r= -0,67$ ). It was concluded that the difference in the CCM at knee and in the BF IMF may help explain the increased incidence of ACL injuries in women. Furthermore, women appear to be more dependent on the hip abductors strength to perform the jumps and adopt different neuromuscular control strategies than men with regards joints positioning.

## SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS .....	v
RESUMO.....	vi
ABSTRACT .....	vii
SUMÁRIO.....	viii
1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1 Problema do estudo.....	9
1.2 Objetivo Geral .....	9
1.3 Objetivos Específicos .....	9
1.4 Hipóteses do Estudo .....	10
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	11
2.1 A Lesão do LCA e Suas Consequências.....	11
2.2 Fatores Anatômicos .....	13
2.3 Fatores Neuromusculares.....	19
2.4 Eficiência do Treinamento Neuromuscular para a Prevenção de Lesões no LCA.....	26
3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	30
3.1 A Transformada Choi-Williams .....	30
3.1.1 A Transformada Choi-Williams Contínua.....	32
3.1.2 A Transformada Choi-Williams para Sinais Discretos .....	33
3.2 A Frequência Mediana Instantânea .....	36
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	38
4.1 Protocolo de Testes.....	38
4.1.1 Drop Jump .....	38
4.1.2 Stop Jump .....	39
4.2 Eletromiograma de Saltos e Contração Isométrica Máxima .....	40
4.2.1 Processamento do eletromiograma e mensuração dos valores de força isométrica voluntária máxima.....	40
4.2.1.1 Domínio do Tempo.....	40
4.2.1.2 Domínio Tempo-Frequência.....	42
4.3 Cinemática .....	43
4.4 Análise Estatística.....	47



5. RESULTADOS .....	50
6. DISCUSSÃO .....	64
7. CONCLUSÃO .....	74
REFERÊNCIAS .....	75

## LISTA DE ABRAVIATURAS

AD – Adutores do Quadril

AQ – Adução do Quadril

BF – Bíceps Femoral

CCM – Co-contração Muscular

CCM AD/GM– Co-contração entre Adutores e Abdutores do Quadril

CCM VL/BF – Co-contração entre Vasto Lateral e Biceps Femoral

CIVM – Contração Isométrica Voluntária Máxima

CFD – Cabeça da Fíbula Direita

CFE – Cabeça da Fíbula Esquerda

CLD – Côndilo Lateral do Fêmur Direito

CLE – Côndilo Lateral do Fêmur Esquerdo

CMD – Côndilo Medial do Fêmur Direito

CME – Côndilo Medial do Fêmur Esquerdo

CWD – Transformada Choi-Williams Discreta

CWJM – Transformada Choi-Williams Discreta com Janelamento Móvel

EL – Envelope Linear

FAB – Força de Abdutores do quadril

FAD – Força de Adutores do quadril

FAD/ FAB – Razão entre as Forças de Adutores e Abdutores do Quadril

FEXT – Força de Extensores do joelho

FEXT/ FFLE – Razão entre as Forças de Flexores e Extensores do Joelho

FFLE – Força de Flexores do joelho

FMI – Frequência Mediana Instantânea

GM – Glúteo Médio

ICC – Coeficientes Intra-Classe

LCA – Ligamento Cruzado Anterior

MLD – Maléolo Lateral Direito

MLE – Maléolo Lateral Esquerdo

MMD – Maléolo Medial Direito

MME – Maléolo Medial Esquerdo

Razão AD/GM – Razão entre as ativações de Adutores e Abdutores do Quadril

Razão VL/BF – Razão entre as ativações de Vasto Lateral e Biceps Femoral

RIQ – Rotação Interna do Quadril

TTD – Tuberosidade da Tíbia Direita

TTE – Tuberosidade da Tíbia Esquerda

VJ – Valgismo do Joelho

VL – Vasto Lateral

## 1. INTRODUÇÃO

O ligamento cruzado anterior (LCA) tem grande importância na mecânica da articulação do joelho, pois, em conjunto com as estruturas ativas, é o principal elemento passivo responsável pelo controle da translação anterior da tíbia, chegando a absorver cerca de 86% das forças de deslocamento anterior (BUTLER *et al.*, 1980). Passando por entre os côndilos do fêmur, o LCA se estende desde a face pósteromedial do côndilo lateral do fêmur até a espinha da tíbia (Figura 1).

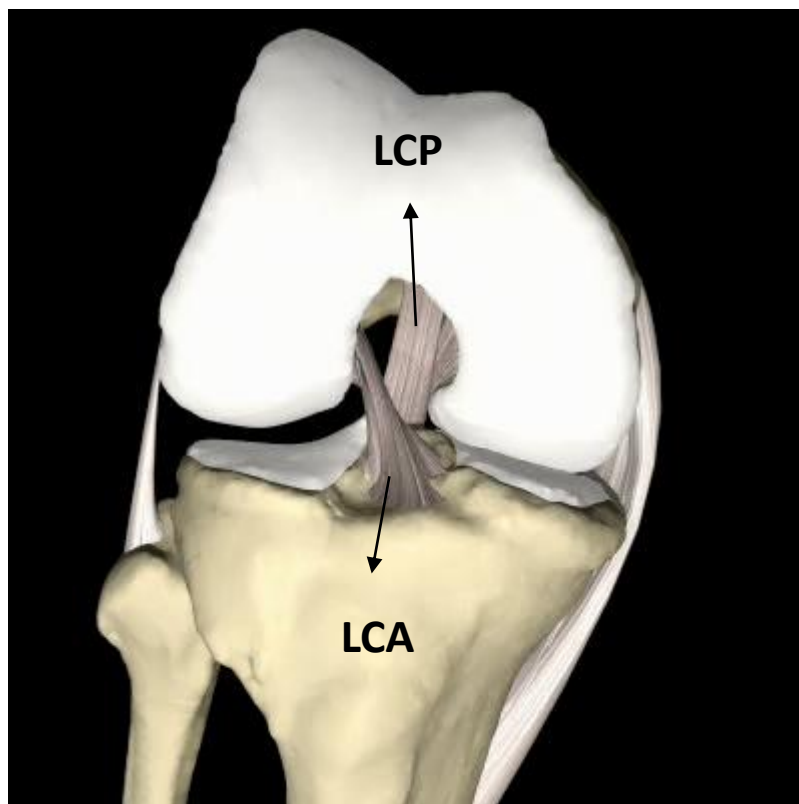


Figura 1.1: Ligamentos cruzados anterior (LCA) e posterior (LCP) do joelho.

As lesões de LCA representam grande parte das lesões de joelho, principalmente no âmbito desportivo. No início da década passada, eram registradas anualmente mais de 200.000 lesões de LCA nos Estados Unidos (BODEN *et al.*, 2000; DEMORAT *et al.*, 2004), contabilizando uma ocorrência para cada 3.000 habitantes e atingindo custos médicos e de reabilitação que giravam em torno de 1,5 bilhão de dólares por ano (BODEN *et al.*, 2000). Embora alguns avanços na prevenção destas lesões tenham acontecido, informações recentes apontam uma média de 250.000 casos por ano neste mesmo país

(MACLEOD *et al.*, 2014), indicando a necessidade de investimentos para a realização de novas pesquisas nesta área.

As lesões do LCA decorrentes de atividades funcionais onde a força de reação do solo é a única atuante são definidas como lesões sem contato (SHIMOKOCHI e SHULTZ, 2008). Dados epidemiológicos indicam que as lesões sem contato configuram-se como a maioria dos casos (MIYASAKA *et al.*, 1991; WRIGHT *et al.*, 2010), o que poderia explicar o grande número de pesquisas relacionadas a este tema. O mecanismo de tal lesão envolve quase sempre a combinação de flexão, adução e rotação interna do quadril, além do joelho em valgo e da rotação externa da tíbia em relação ao fêmur (IRELAND, 1999).

Há muito que se relata uma incidência aumentada de lesões ao nível do LCA em mulheres em relação aos homens (WHITESIDE *et al.*, 1980; ZELISKO *et al.*, 1982;), onde alguns autores indicam proporções de até oito casos em mulheres para cada homem (ARENDET e DICK, 1995). Neste sentido, HEWETT *et al.* (2007) relataram que, somente nos Estados Unidos, mais de 10.000 lesões de joelho eram esperadas em mulheres atletas em nível universitário a cada ano, indicando ser este um sério caso de saúde coletiva. Além disso, mulheres que participam de esportes envolvendo a aterragem e o pivoteamento sofrem 4 a 6 vezes mais lesões que homens (HEWETT *et al.*, 2005).

Alguns achados relacionam as lesões do LCA a condições específicas que representam fatores de risco. Dentre tais fatores, assumem maior importância as características anatômicas, neuromusculares, hormonais e ambientais (BODEN *et al.*, 2000; GRIFFIN *et al.*, 2006, RENSTROM *et al.*, 2008).

Dentre os fatores ambientais, pode-se citar os pisos irregulares e as travas presentes no solado de alguns calçados, como nas chuteiras empregadas em campos de grama natural, que são projetadas para fixarem-se mais fortemente ao piso proporcionando maior resistência rotacional (LAMBSON *et al.*, 1996). Neste sentido, a fixação da trava poderia dificultar a rotação da perna em conjunto com todo o corpo do atleta, causando forte estiramento do LCA e, provavelmente, ocasionando sua ruptura, uma vez que a coxa acompanharia a tendência corporal (DEMORAT *et al.*, 2004).

Os fatores anatômicos englobam o ângulo Q, o valgismo estático e dinâmico do joelho, o ângulo de pronação do pé, a compleição do espaço entre os cêndilos femorais e a geometria do LCA (GRIFIN *et al.*, 2006).

A relação entre a concentração hormonal e as lesões de LCA continua sendo discutida uma vez que não existe um consenso na literatura no que tange a esta relação. No entanto, LIU *et al.*, (1996) identificaram receptores para hormônios sexuais no tecido do LCA, levando vários autores a pesquisar as variações nas concentrações hormonais e relacioná-las com a lesão neste ligamento (MYKLEBUST *et al.*, 1998; SLAUTERBECK *et al.*, 2002; WOJTYS *et al.* 2002a; SHULTZ *et al.*, 2004; SHULTZ *et al.*, 2005; SHULTZ *et al.*, 2006).

SHULTZ *et al.*, (2005) analisaram o grau de frouxidão articular em mulheres em função de todo o ciclo menstrual e compararam com homens, sugerindo que as diferenças sexuais quanto à frouxidão articular são dependentes do ciclo menstrual, onde os maiores graus de relaxamento ligamentar foram encontrados no início da fase luteínica.

Devido ao fato de poderem ser modificadas com o treinamento (SILVERS, 2007; RENSTROM *et al.*, 2008), as características biomecânicas e neuromusculares têm sido mais estudadas, uma vez que alguns achados indicam eficiência na redução de lesões com o treinamento (CARAFFA *et al.*, 1996; HEWETT *et al.*, 1996; HEWETT *et al.*, 1999; HEIDT *et al.*, 2000; SODERMAN *et al.*, 2000; MYKLEBUST *et al.*, 2003; WEDDERKOPP *et al.*, 2003; MANDELBAUM *et al.*, 2005; GRINDSTAFF *et al.*, 2006; PFEIFFER *et al.*, 2006; GILCHRIST *et al.*, 2008; YOO *et al.*, 2009; LEPORACE *et al.*, 2011).

Dentre as estratégias de prevenção de lesões no LCA estão o treinamento de aterragem de saltos associado ao treinamento pliométrico (HEWETT *et al.*, 1996; HEWETT *et al.*, 1999; HEIDT *et al.*, 2000; WEDDERKOPP *et al.*, 2003, HEWETT *et al.*, 2005, LEPORACE *et al.*, 2013) e o treinamento de força com especial atenção na interação entre o quadríceps e a musculatura posterior de coxa (CARAFFA *et al.*, 1996; HEWETT *et al.*, 1999; HEIDT *et al.*, 2000; MANDELBAUM *et al.*, 2005; GILCHRIST *et al.*, 2008; YOO *et al.*, 2009).

Os mecanismos neuromusculares estão relacionados com a relação complexa entre o sistema neurológico e as musculaturas que agem em determinada articulação. O comportamento neuromuscular inadequado vem sendo indicado como um dos principais fatores de lesão no LCA (BODEN *et al.*, 2000; WHITE *et al.*, 2003; GRIFIN *et al.*, 2006; YOO *et al.*, 2009; HEWETT *et al.*, 2013). Os fatores neuromusculares englobam as alterações tanto nos padrões de movimento, como nos padrões de ativação muscular, além do tônus inadequado dos grupamentos musculares envolvidos na estabilização articular (GRIFIN *et al.*, 2006). BODEN *et al.* (2000) descreveram a importância do equilíbrio

entre a potência muscular e o padrão de recrutamento entre quadríceps e posteriores de coxa no que se refere à estabilidade funcional do joelho, uma vez que o quadríceps pode contribuir diretamente para a lesão, considerando sua ação antagonista ao ligamento. Outros autores relatam ainda uma possível associação entre a intensidade da contração do quadríceps em ângulos menores que 45° de flexão do joelho com as lesões no LCA (HUBERTI *et al.*, 1984; NISELL, 1985; ZEBIS *et al.*, 2009).

Segundo GRIFIN *et al.* (2006), em comparação com homens, mulheres realizam aterragens e mudanças bruscas de direção utilizando menores flexões de quadril e joelho, com valgismo do joelho e rotação interna do quadril aumentados, maior rotação externa da tibia, menor tonicidade muscular no entorno da articulação do joelho e ativação aumentada do quadríceps em relação aos posteriores de coxa.

Alguns achados sugerem que, por apresentarem dominância de membro inferior, as mulheres estariam mais sujeitas a lesões, uma vez que desequilíbrios na força muscular, na flexibilidade e na coordenação entre os membros inferiores podem prejudicar os mecanismos neuromusculares de proteção ao LCA (FORD *et al.*, 2003; MYER *et al.*, 2005; HEWETT *et al.*, 2005;).

Evidências sugerem a diferença na ativação do quadríceps em relação à musculatura posterior de coxa como sendo uma importante causa de lesões. Desta forma, uma contração agressiva do quadríceps, especialmente nos primeiros ângulos de flexão do joelho (Figura 3) poderia causar tensão excessiva no LCA e conseqüente ruptura do mesmo (TORZILLI *et al.*, 1994; MARKOLF *et al.*, 1995; WILK *et al.*, 1996; LI *et al.*, 1999; DEMORAT *et al.*, 2004; GRIFIN *et al.*, 2006). Por meio de estudo em cadáveres, DEMORAT *et al.*, (2004) sugeriram que cargas fisiológicas agressivas geradas pelo quadríceps podem deslocar a tibia anteriormente em uma média de 19 mm. Além disso, estudos indicam que as mulheres apresentam estratégias de estabilização nas quais predomina a atividade do quadríceps (MALINZAK *et al.*, 2001; WHITE *et al.*, 2003; NAGANO *et al.*, 2007; PEREIRA *et al.*, 2012).

Outro fator fundamental ligado ao mecanismo muscular de proteção ao LCA é a estabilização articular. Tal estabilização dificulta o deslocamento excessivo da tibia, contribuindo para a manutenção da integridade do LCA. De uma forma geral, as mulheres parecem apresentar estabilidade articular ao nível do joelho significativamente menor que os homens (GRANATA *et al.*, 2002a; GRANATA *et al.*, 2002b; WOJTYS *et al.*, 2002b). Em situações como a aterragem, onde a atividade muscular antecipatória é imprescindível

para a proteção das estruturas passivas, esta situação pode conduzir à lesão ligamentar (GRIFIN *et al.*, 2006, ZEBIS *et al.*, 2009).

Com relação às variáveis biomecânicas, o ângulo de flexão e o valgismo dinâmico do joelho, combinados com a força vertical de reação do solo apresentam-se como os maiores causadores de lesões no LCA (HEWETT *et al.*, 2005; WITHROW *et al.*, 2006; SHIN *et al.*, 2007). Neste sentido, tais informações podem explicar a grande incidência de lesões durante a aterragem (HEWETT *et al.*, 2005).

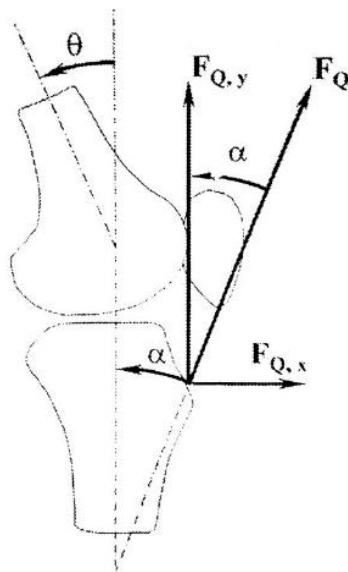


Figura 1.2: força de cisalhamento ao nível da tíbia imposta pela contração agressiva do quadríceps.  $\alpha$  indica o ângulo de tração do tendão patelar,  $\theta$  é o ângulo de flexão do joelho,  $F_{Q,x}$  representa o vetor de cisalhamento anterior da tíbia e  $F_Q$  indica a totalidade da força aplicada pelo quadríceps no tendão patelar (DEMORAT *et al.*, 2004).

As variáveis neuromusculares têm assumido um papel importante nos últimos anos, principalmente aquelas relacionadas aos mecanismos de co-contração entre o quadríceps e os posteriores de coxa durante a aterragem, uma vez que a contração dos isquiotibiais constitui a principal estratégia de proteção ao LCA. A maioria das lesões do LCA ocorre logo após o contato com solo, quando o quadríceps contrai-se fortemente para contrapor-se à tendência de flexão do joelho (ARENDE E DICK, 1995). Considerando que homens parecem apresentar níveis maiores de co-contração (CCM) no plano sagital (PEREIRA *et al.*, 2012) e ativar mais acentuadamente a musculatura



posterior de coxa antes do contato com o solo (GRIFFIN *et al.*, 2006), tais condições funcionariam como uma preparação para a atividade reflexa posterior. Assim, esse aumento na CCM ao nível do joelho antes do contato é comumente utilizado para aumentar a estabilidade articular, preparando-a para o impacto e reduzindo a tensão gerada nas estruturas passivas (GRIFFIN *et al.*, 2006; RENSTROM *et al.*, 2008). Desta forma, alguns autores têm sugerido esta característica como preponderante para explicar as diferenças entre homens e mulheres com relação à incidência de lesões no LCA (HEWETT *et al.*, 2005). Os achados de ZEBIS *et al.*, (2009) ratificam tal condição visto que tais autores identificaram maiores diferenças entre as ativações do vasto lateral e do semitendinoso em mulheres que se lesionaram durante a temporada esportiva.

Concomitantemente, pesquisas têm sido desenvolvidas com o intuito de identificar a contribuição de outras articulações na manutenção da integridade do LCA. Neste sentido, o controle da região lombo-pélvica, também denominada região *core*, vem sendo investigado com a finalidade de vislumbrar sua relação com as lesões de LCA. LEETUN *et al.* (2004) mostraram uma forte associação entre a força das musculaturas de quadril e tronco e lesões no joelho. ZAZULAK *et al.* (2007) reportaram que fatores relacionados à estabilidade do *core*, como deslocamento e propriocepção do tronco, predisseram lesões no LCA em mulheres com 91% de sensibilidade e 68% de especificidade. Além disso, altas taxas de CCM entre adutores e abdutores do quadril parecem estar diretamente relacionadas à posição articular neutra do joelho no plano frontal, beneficiando a estabilidade articular dinâmica (OLMSTEAD *et al.*, 1986; CHIMERA *et al.*, 2004) e promovendo redução significativa dos torques de adução e abdução desta articulação (HEWETT *et al.*, 1996; HEWETT *et al.*, 2007). Acredita-se que as diferenças anatômicas com relação à pélvis podem explicar, em parte, as diferenças na CCM, visto que alterações no formato da pélvis de mulheres podem propiciar modificações na geometria da articulação do joelho aumentando os riscos de lesão no LCA (GRIFFIN *et al.*, 2006). Além disso, existem evidências que apontam para uma fraqueza dessa região em mulheres (LEETUN *et al.*, 2004). Consequentemente, é possível que algumas mulheres aumentem a ativação dessas musculaturas (PEREIRA *et al.*, 2012) para majorar a produção de força, uma vez que a elevação da CCM entre adutores e abdutores antes do contato com o solo pode aumentar a rigidez articular ao nível do quadril e do joelho e reduzir os torques de adução e abdução, promovendo o constrangimento articular dinâmico (CHIMERA *et al.*, 2004).

Tanto o desequilíbrio quanto a inadequação temporal das ativações musculares podem conduzir para um alinhamento impróprio da extremidade inferior durante a aterragem, acarretando maiores cargas e, conseqüentemente, maiores riscos de lesão do LCA em mulheres (HEWETT *et al.*, 2005; MYER *et al.*, 2005). Dentre as deficiências no alinhamento da extremidade inferior, o valgismo do joelho de mulheres durante a aterragem tem sido vinculado ao recrutamento muscular inadequado (HEWETT *et al.*, 2004; HEWETT *et al.*, 2005). Segundo HEWETT *et al.*, (2005), o LCA pode sofrer a ação de forças potencialmente lesivas nas três dimensões durante a aterragem se as musculaturas que controlam o joelho não dissiparem as forças e os torques atuantes.

Levando em conta que evidências sugerem que o treinamento neuromuscular pode aumentar o controle em torno de uma articulação (HEIDT *et al.*, 2000; WEDDERKOPP *et al.*, 2003; MANDELBAUM *et al.*, 2005), é provável que alguns mecanismos relacionados aos riscos aumentados de lesão sejam de origem neuromuscular (HEWETT *et al.*, 2005). Igualmente, treinamentos neuromusculares intensivos de curto prazo poderiam induzir ações musculares preventivas teoricamente ausentes em meninas púberes (HEWETT *et al.*, 2004; MYER *et al.*, 2004).

Treinamentos neuromusculares voltados para a correção das técnicas de salto e aterragem parecem reduzir significativamente os torques de abdução do joelho e reduzir o acometimento por lesões no LCA de mulheres (HEWETT *et al.*, 1996; HEWETT *et al.*, 1999). No entanto, a eficiência dos protocolos de treinamento neuromuscular poderia ser otimizada se tal treinamento pudesse ser prescrito após a verificação de possíveis déficits neuromusculares (HEWETT *et al.*, 2005). Desta forma, a identificação de parâmetros de controle neuromuscular do membro inferior poderia retornar informações valiosas no sentido de indicar os indivíduos com maior risco de lesão. Por outro lado, os meios pelos quais as diferenças de controle muscular são manifestadas em termos de risco de lesão continuam obscuros (HEWETT *et al.*, 2005).

Por meio de uma metanálise, YOO *et al.* (2009) analisaram estudos que investigaram várias metodologias de intervenção neuromuscular com foco no mecanismo muscular de proteção ao LCA. Os resultados indicam que a pliometria e o treinamento de força são os mais indicados para a prevenção das lesões.

Alguns grupos de pesquisa têm tentado relacionar informações retiradas do eletromiograma (EMG) com os riscos de lesão do LCA durante a aterragem (NAGANO *et al.*, 2007; BEAULIEU *et al.*, 2008; HANSON *et al.*, 2008; ZEBIS *et al.*, 2009; SHULTZ *et al.*, 2009; EBBEN *et al.*, 2010; LEPORACE *et al.*, 2011; PEREIRA *et al.*,

2012; HOMAN *et al.*, 2013; BRITO *et al.*, 2014; DAI *et al.*, 2014; HUGHES e DALLY, 2015). Dentre os parâmetros obtidos no domínio do tempo estão a razão (NAGANO *et al.*, 2007; HANSON *et al.*, 2008), a diferença (ZEBIS *et al.*, 2009) e a CCM (PEREIRA *et al.*, 2012) relativas à magnitude da ativação de musculaturas antagonistas. A frequência mediana instantânea (LEPORACE *et al.*, 2011) e a frequência média instantânea (BEAULIEU *et al.*, 2008) foram os parâmetros de análise tempo-frequência utilizados. No entanto, apesar de alguns autores relatarem constância da ativação muscular em atividades que envolvam o ciclo alongamento-encurtamento (GOLLHOFER *et al.*, 1990), a baixa reprodutibilidade do EMG entre saltos (GOODWIN *et al.*, 1998) ainda constitui uma barreira à utilização dos parâmetros advindos do EMG como preditores efetivos de lesões no LCA. Desta forma, a descrição destas variáveis facilitaria sobremaneira tanto a identificação dos indivíduos com risco de lesão, quanto o monitoramento daqueles submetidos ao treinamento neuromuscular, uma vez que as alterações nos padrões de movimento são dependentes do recrutamento muscular, voluntário ou involuntário. Por conseguinte, além das variáveis cinemáticas frequentemente empregadas no acompanhamento do treinamento neuromuscular (HEWETT *et al.*, 1996; HEWETT *et al.*, 1999; HEWETT *et al.*, 2005; LEPORACE *et al.*, 2011), poder-se-ia avaliar os efeitos do treinamento de uma forma mais concreta visto que as informações viriam diretamente das musculaturas envolvidas nos exercícios.

HEWETT *et al.* (2005) acompanharam 205 jogadoras de modalidades distintas de esportes coletivos antes da temporada esportiva e identificaram que as atletas que lesionaram o LCA apresentaram maiores ângulos máximos de abdução do joelho e, conseqüentemente, torques de valgismo em relação aquelas não lesionadas. Acredita-se que informações relativas ao recrutamento muscular poderiam contribuir significativamente com a identificação das atletas em risco. Neste sentido, KROSSHAUG *et al.* (2007) analisaram vários casos de lesão do LCA que ocorreram durante jogos de basquete e indicaram que as lesões em mulheres relacionadas às aterragens bilaterais ocorreram, na maioria dos casos, até 50 ms após o mesmo. Sendo assim, a identificação dos padrões de ativação muscular de ambos os sexos neste intervalo de tempo constituiria mais uma tentativa de explicar o porquê do maior risco relativo de lesão em mulheres. Além disso, é possível que variáveis concernentes ao controle das articulações, como a CCM, possam, em conjunto com variáveis relativas à cinemática do quadril e da pélvis, estar relacionadas com a magnitude do valgismo do joelho.

Após minuciosa revisão, não foram encontrados estudos que tenham se empenhado em descrever as características espectrais e temporais do sinal mioelétrico de musculaturas antagonistas de joelho e quadril neste intervalo específico de tempo. Emanando disto que tal informação representaria mais um esforço no que se refere à identificação dos atletas em risco e à monitoração dos resultados do treinamento neuromuscular uma vez que os atletas seriam liberados somente mediante padrões mais seguros de recrutamento muscular.

### **1.1. Problema do Estudo**

Ainda não se sabe ao certo de que forma as variáveis vinculadas ao EMG podem contribuir para a identificação dos riscos de lesão no LCA, especialmente aquelas oriundas do sinal obtido no intervalo descrito por KROSSHAUG e colaboradores (2007).

### **1.2. Objetivo Geral**

Descrever o comportamento das variáveis temporais e espectrais extraídas do EMG desde o contato inicial com o solo até 70 ms após o mesmo durante a aterragem de saltos.

### **1.3. Objetivos Específicos**

- Delinear as características cinemáticas de quadril e joelho atreladas à aterragem dos atletas.
- Identificar a existência de correlação entre a magnitude e a frequência de ativação das musculaturas e a força isométrica dos respectivos grupamentos.
- Comparar o comportamento das variáveis cinemáticas e de recrutamento muscular entre homens e mulheres.
- Verificar a existência de um limiar de CCM ao nível do quadril e do joelho que assegure um comportamento angular do joelho condizente com a integridade do LCA durante aterragens.

- Identificar se existe correlação entre a atividade muscular e o comportamento cinemático dos indivíduos no intervalo pesquisado.

#### **1.4. Hipóteses do estudo**

- Homens e mulheres irão apresentar diferentes padrões cinemáticos e de recrutamento muscular.
- Os parâmetros relativos ao EMG não serão dependentes da capacidade de força muscular.

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1. A lesão do LCA e suas consequências

Estima-se que, somente nos Estados Unidos, ocorram até 250 milhões de lesões no LCA a cada ano (HEWETT e ZAZULAK, 2007; MACLEOD *et al.*, 2014). A maioria destas lesões acomete indivíduos jovens e saudáveis (HEWETT e ZAZULAK, *op. cit.*), muitas vezes ainda na segunda década de vida (GRIFFIN, 2007). Estes dados podem explicar o grande número de publicações nas quais o objeto de estudo envolve as lesões no LCA e suas possíveis causas.

De acordo com o mecanismo específico, as lesões no LCA podem ser subdivididas em com e sem contato. As lesões sem contato são aquelas decorrentes de ações motoras onde a força de reação do solo é o único agente externo atuante (SHIMOKOCHI e SHULTZ, 2008). Quando qualquer outra força externa é aplicada, denomina-se lesão com contato. Dados epidemiológicos indicam que as lesões sem contato são mais frequentes (MIYASAKA *et al.*, 1991; WRIGHT *et al.*, 2010) e são comuns durante aterragens subsequentes a saltos (BODEN *et al.*, 2000; GRIFFIN *et al.*, 2006). Na grande maioria das vezes, resulta de uma combinação de movimentos articulares que levam a uma condição conhecida como “posição sem retorno” (Figura 2.1), esta englobando a flexão, adução e rotação interna do quadril, o valgo do joelho e a rotação externa da tíbia em relação ao fêmur. Uma vez assumida tal posição, a lesão parece ser inevitável (IRELAND, 1999; GRIFFIN *et al.*, 2006; HEWETT *et al.*, 2013).

Antes de apresentar os dados referentes à ocorrência destas lesões, faz-se necessário deixar clara a diferença entre prevalência e incidência, dois termos usualmente empregados para descrever a distribuição em determinada população. A primeira diz respeito ao número absoluto de casos registrados, enquanto a última é expressa em taxas, ou seja, percentualmente, relacionando o número de ocorrências ao número de expostos (GRIFFIN *et al.*, 2006).

Apesar de a prevalência de lesões sem contato ao nível do LCA ser maior em indivíduos do sexo masculino, a incidência em mulheres chega a ser até seis vezes maior (GRIFFIN *et al.*, 2006). Tal fato pode ser explicado pelo maior número de homens expostos aos riscos de lesão (BODEN *et al.*, 2000), principalmente no âmbito desportivo. Esta alta incidência em mulheres tem motivado pesquisadores a encontrar os agentes

causadores desta diferença e a propor métodos voltados de prevenção contra a ocorrência de novas contusões (HEWETT *et al.*, 1999; LEPORACE *et al.*, 2013).



Figura 2.1: Mecanismo de lesão do LCA sem contato. As setas claras indicam o posicionamento das articulações do joelho e do quadril no momento da lesão (KROSSHAUG *et al.*, 2007).

No entanto, poucos centros têm se preocupado em registrar a ocorrência destas lesões, o que torna difícil a proposição de políticas voltadas para a prevenção das mesmas (GRIFIN *et al.*, 2007). Neste sentido, a intervenção de autoridades médicas governamentais se faz necessária, visto que são cada vez maiores os gastos públicos vinculados às lesões do LCA (BODEN *et al.*, 2000, MACLEOD *et al.*, 2014). Segundo FARSHAD *et al.*, (2011), somente na Suíça, gastava-se anualmente cerca de 250 milhões de dólares com a recuperação de indivíduos acometidos por tais lesões. Nos Estados Unidos, os custos parecem ser ainda mais elevados, chegando a aproximadamente 650 milhões de dólares anuais (MYER *et al.*, 2005). Por outro lado, HEWETT e ZAZULAK (2007) relatam que os gastos com pesquisa e prevenção destas lesões não chegam a 10 milhões de dólares, ou seja, menos de 2% do investimento em reabilitação. A disparidade entre os investimentos torna-se ainda mais importante considerando que a recuperação de um atleta com o LCA lesionado e tratado cirurgicamente leva em média seis meses (LUSTOSA *et al.*, 2007).

As implicações relativas à lesão não se limitam apenas à cirurgia e à reabilitação. Não é raro encontrar relatos de novas lesões no mesmo joelho ou no oposto (BAK *et al.*,

1997). Além disso, indivíduos acometidos por lesões no LCA apresentam grande probabilidade de desenvolver osteoartrite no joelho lesionado pouco tempo após a cirurgia (LOHMANDER *et al.*, 2004, LOHMANDER *et al.*, 2007).

Diante do exposto, vários centros de pesquisa têm se empenhado em identificar os principais aspectos comuns àqueles que lesionaram o LCA os quais podem constituir fatores de risco. Após a realização de estudos exploratórios, chegou-se a um consenso que apontava algumas características que deveriam ser consideradas como potenciais preditoras de futuras lesões ao nível do LCA. Dentre elas, figuram as características anatômicas, neuromusculares, hormonais e ambientais (BODEN *et al.*, 2000; GRIFFIN *et al.*, 2006, RENSTROM *et al.*, 2008, HEWETT *et al.*, 2013). As características anatômicas e neuromusculares serão abordadas separadamente nesta revisão.

## **2.2. Fatores anatômicos**

Parece ser consensual que o LCA é a estrutura mais vulnerável às lesões durante atividades que requerem mudanças repentinas na direção do movimento associadas a frenagens bruscas (OLSEN *et al.*, 2005; SHULTZ, 2007). Como exposto anteriormente, as características anatômicas inerentes às mulheres vêm sendo apontadas como uma das possíveis causas para sua elevada taxa de lesões em relação aos homens (BODEN *et al.*, 2000; HEWETT *et al.*, 2005). Contudo, os dados vinculados às diferenças na anatomia de pélvis e membros inferiores ainda são insuficientes para relacionar diretamente tais características aos riscos de lesão no LCA (GRIFFIN *et al.*, 2005), sugerindo que não se podem atestar riscos iminentes de lesão baseando-se apenas em fatores anatômicos em detrimento de outros fatores de risco como os biomecânicos e os neuromusculares (HEWETT *et al.*, 2005).

Uma grande dificuldade relacionada aos fatores anatômicos reside na impossibilidade de modificá-los em função de treinamento como acontece com os biomecânicos e neuromusculares (HEWETT *et al.*, 1999; MANDELBAUM *et al.*, 2005; GILCHRIST *et al.*, 2008; LEPORACE *et al.*, 2013). Neste sentido, alguns autores têm proposto que o treinamento neuromuscular poderia ajudar a compensar esta fragilidade (HEWETT *et al.*, 2005).

Uma característica anatômica frequentemente apontada como fator de risco para lesões no LCA é o alinhamento entre a pélvis e o membro inferior. As particularidades



mais analisadas e que são incluídas na descrição do alinhamento da extremidade inferior abrangem o ângulo pélvico, a rotação interna do quadril, o ângulo entre o fêmur e a tíbia, o ângulo do quadríceps (ângulo Q), a pronação da articulação subtalar, entre outros (GRIFIN *et al.*, 2006). Dê uma forma geral, estes atributos anatômicos tendem a ser mais evidenciados em mulheres, principalmente em função da anteroversão aumentada e do desenho diferenciado da pélvis (Figura 2.2), mais larga em mulheres devido à função reprodutora (KAPANDJI, 2007). Esta diferença morfológica da pélvis feminina pode alterar o ângulo do fêmur (Figura 2.3) e provocar alterações em toda a cadeia cinética da extremidade inferior (GRIFIN *et al.*, 2000). Entre tais alterações, pode-se citar o valgismo do joelho, apontado como um dos principais fatores de risco para lesões no LCA (OLSEN *et al.*, 2004; HEWETT *et al.*, 2005).

O ângulo Q (Figura 2.3) é o ângulo entre os segmentos de reta que conectam a espinha ilíaca anterossuperior ao ponto central da patela e a tuberosidade da tíbia ao mesmo ponto central da patela (LEVANGIE e NORKIN, 2005). Alguns achados sugerem que mulheres apresentam ângulos Q maiores que homens (LIVINGSTON, 1998; MOUL, 1998). Tal fato pode estar relacionado à maior dimensão da pélvis (Figura 2.2) em relação aos indivíduos do sexo masculino, o que aumentaria o ângulo Q e acarretaria uma carga em valgo majorada (BODEN *et al.*, 2000). Segundo GRIFIN *et al.* (2006), um ângulo Q aumentado poderia prever riscos de lesão em condições específicas, como no caso de aterragens, corroborando os achados de SHAMBAUGH *et al.* (1991) que encontraram ângulos Q aumentados em atletas acometidos por lesões no joelho em comparação com aqueles não lesionados.

O valgismo do joelho é outro fator citado como preponderante no que tange as lesões no LCA (BODEN *et al.*, 2000; MALINZAK *et al.*, 2001; FORD *et al.*, 2003; OLSEN *et al.*, 2003; KROSSHAUG *et al.*, 2007; KOGA *et al.*, 2010; KIMURA *et al.*, 2012). No entanto, deve-se ter em mente a diferença entre o valgo anatômico do joelho e o valgo dinâmico desta articulação, muito comum em mulheres durante movimentos em cadeia cinética fechada, como a aterragem (FORD *et al.*, 2005). O valgo anatômico está relacionado ao ângulo entre o fêmur e a tíbia e, normalmente, é mais acentuado em mulheres em função do ângulo do fêmur em relação à pélvis (Figura 2.3). O valgo dinâmico está usualmente relacionado à assunção de tal postura em função de uma combinação de toda a cadeia cinemática de membros inferiores. Neste sentido, o valgo dinâmico tem por muitas vezes sua origem nos movimentos de adução e rotação interna do quadril, muito comuns em mulheres durante aterragens de saltos e movimentos com

mudança de direção (HEWETT *et al.*, 2013). A Figura 2.1 exemplifica bem a fase crítica desta relação, ou seja, o acometimento pela lesão.

O ângulo de pronação do pé tem sido calculado pela chamada depressão do osso navicular (Figura 2.4). Alguns autores documentaram acentuações da depressão do osso navicular e indicaram que a mesma é um fator de risco para lesão do LCA (LOUDON *et al.*, 1996; HERTEL *et al.*, 2004), uma vez que ocasionaria uma acentuação da rotação interna da tíbia em relação ao fêmur (BONCI, 1999; ALLEN e GLASOE, 2000) e, conseqüentemente, aumentaria sobremaneira a tensão experimentada pelo LCA em situações que demandam suporte de carga como a aterragem (SHIMOKOCHI *et al.*, 2005). Entretanto, outros pesquisadores consideram que tal depressão não é um bom preditor de lesões (SMITH *et al.*, 1997; ALLEN e GLASOE, 2000).

A forma do LCA é outro fator que tem sido relacionado às lesões. Segundo GRIFIN *et al.*, (2006), o estresse provocado por uma determinada carga mecânica vai ser maior em um ligamento com área reduzida. Outros autores ainda completam que a ruptura ligamentar se dará em cargas mecânicas menores, considerando amostras de LCA com área encurtada e propriedades materiais similares (UHORCHAK *et al.*, 2003). Estes dados constituem mais uma hipótese do porquê mulheres são mais acometidas por lesões no LCA, uma vez que parecem apresentar ligamentos com tamanho reduzido em relação aos homens (MUNETTA *et al.*, 1997; CHARLTON *et al.*, 2002; CHANDRASHEKAR *et al.*, 2005).

Com relação ao espaço intercôndilar femoral (Figura 2.5), evidências sugerem relações entre o espaçamento entre os côndilos e o acometimento por lesões no LCA (SHELBOURNE *et al.*, 1998; UHORCHAK *et al.*, 2003). Desta forma, um espaço intercondilar estreito em forma triangular experimentaria maiores forças de cisalhamento, ao contrário dos espaços em forma de um “U” invertido (BODEN *et al.*, 2000). Assim, a distância entre os côndilos femorais tem sido associada a maiores riscos à integridade do LCA, onde os espaços reduzidos do formato triangular representariam probabilidade aumentada de lesão (IRELAND *et al.*, 2001; SHULTZ *et al.*, 2006). Tal condição estaria vinculada a um desequilíbrio entre o diâmetro bicondilar e o comprimento do LCA, onde uma pequena distância pode representar uma carga aumentada neste ligamento. Por outro lado, alguns autores discordam da utilização do espaço intercondilar para identificar riscos de lesão, afirmando que não há suficiente associação entre as variáveis (ANDERSON *et al.*, 2001; ALIZADEH e KIAVASH, 2008).

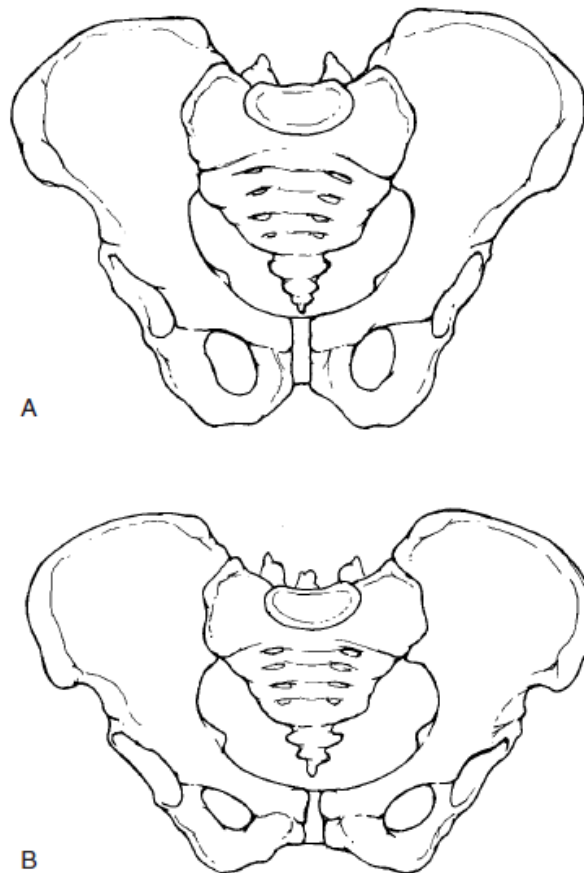


Figura 2.2: Diferença nos formatos das pélvis masculina (A) e feminina (B) (OATIS, 2008).

A frouxidão articular generalizada é outro fator anatômico estudado. Apesar de algumas pesquisas indicarem relação entre esta e a probabilidade de lesão ao nível do LCA (RAMESH *et al.*, 2005), os dados não permitem incluí-la como fator de risco. Por outro lado, a frouxidão ligamentar ao nível do joelho, especialmente o joelho recurvato, facilmente visualizado em plano sagital (Figura 2.6), tem sido apontada como fator de risco preponderante para a ocorrência de lesões no LCA, principalmente em mulheres, uma vez que estas apresentam maior incidência de frouxidão anterior do joelho (SHULTZ *et al.*, 2005).

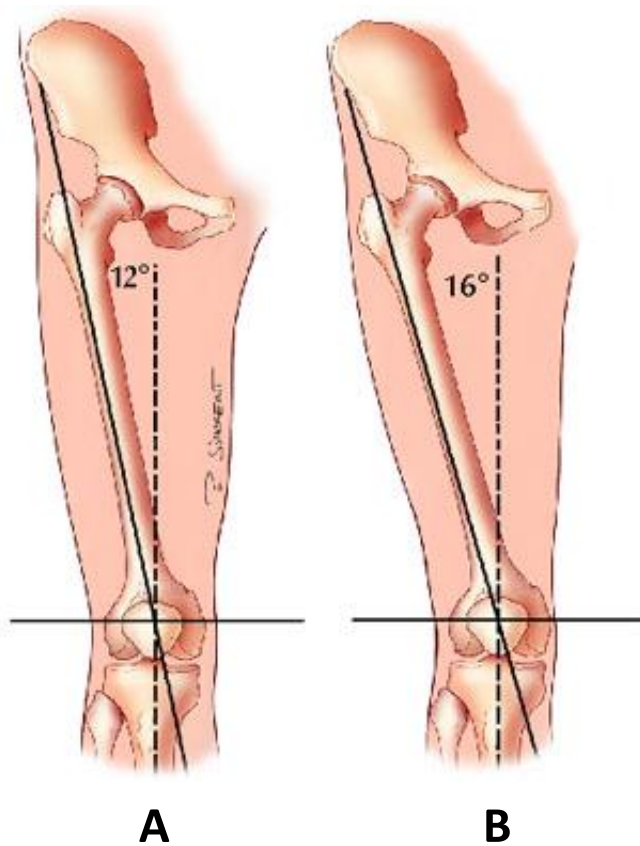


Figura 2.3: Alinhamento entre pélvis e membros inferiores típico de homens (A) e mulheres (B). Note que, em função do ângulo do fêmur aumentado, mulheres geralmente apresentam ângulo de valgismo e ângulo Q mais acentuados (GRIFFIN *et al.*, 2006).

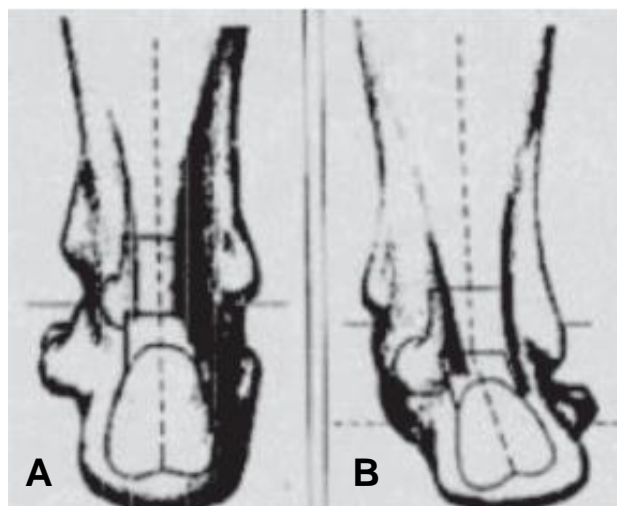


Figura 2.4: Articulação subtalar normal (A) e pronada (B) de um pé direito (TARTARUGA *et al.*, 2010).



Figura 2.5: Espaço intercondilar em formato triangular (A) e em formato de U invertido (B) (RAVICHANDRAN e MELANI, 2010).

Na grande maioria das vezes, a lesão do LCA ocorre logo após o contato com o solo (BEYNNON *et al.*, 2002; KROSSHAUG *et al.*, 2007), onde o joelho encontra-se próximo da extensão completa. Nesta situação, acredita-se que a tíbia experimente uma anteriorização natural em relação ao fêmur (FLEMING *et al.*, 2001). Considerando que o LCA é o principal responsável pelo controle da translação anterior da tíbia (BUTTLER *et al.*, 1980), um joelho com maior frouxidão permitiria maior deslocamento deste osso e aumentaria significativamente a tensão no LCA e, conseqüentemente, os riscos de ruptura (SHULTZ *et al.*, 2006). Além disso, considerando que mulheres podem aumentar a frouxidão articular em função de alterações hormonais durante o ciclo menstrual (SHULTZ *et al.*, 2005), a função ligamentar estaria ainda mais comprometida, podendo chegar a níveis críticos de instabilidade.

Como relatado anteriormente, muito embora estes atributos relativos ao alinhamento da extremidade inferior sejam citados separadamente, não se pode estimar o risco de lesão considerando-os isoladamente (HERTEL *et al.*, 2004). Portanto, parece consensual que as características anatômicas devem ser analisadas em conjunto com outros fatores risco de forma a propiciar uma avaliação mais eficiente dos riscos à integridade do LCA.

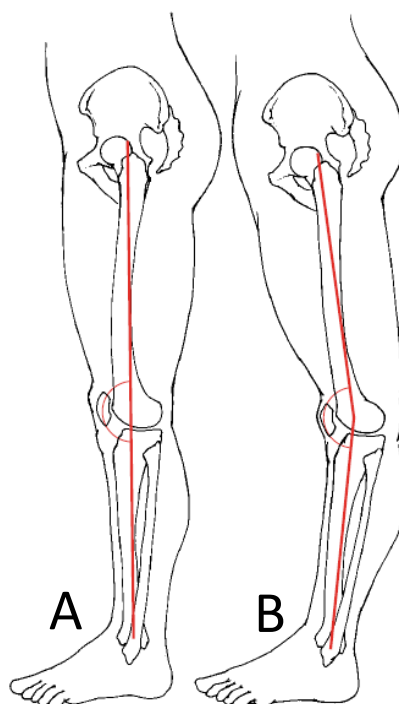


Figura 2.6: Joelhos normal (A) e recurvato (B) vistos em plano sagital (Oatis, 2008).

### 2.3 Fatores neuromusculares

Segundo GRIFFIN *et al.* (2005), os fatores neuromusculares envolvem os padrões alterados de movimento, os padrões alterados de ativação muscular e o tônus (*stiffness*) muscular inadequado.

De uma forma geral, comparado com homens, mulheres realizam aterragens e corridas com mudanças de direção com menor flexão do joelho e do quadril, maior rotação interna do quadril e maior rotação externa da tíbia em relação ao fêmur, valgismo do joelho mais pronunciado, ativação aumentada do quadríceps em relação às musculaturas posteriores de coxa e tônus muscular inadequado no entorno do joelho (HUSTON, 2007). Alguns autores ainda sugerem que a fadiga muscular poderia reduzir o controle da extremidade inferior e, conseqüentemente, aumentar os riscos de lesão (CHAPPELL *et al.*, 2005). Estes dados podem explicar o grande número de estudos envolvendo o treinamento neuromuscular (HEWETT *et al.*, 1996, HEWETT *et al.*, 1999; HEIDT *et al.*, 2000; HEWETT *et al.*, 2005; SODERMAN *et al.*, 2000; WEDDERKOPP *et al.*, 2003; MANDELBAUM *et al.*, 2005; MYER *et al.*, 2005; DONELLY *et al.*, 2012;

NOYES e BARBER, 2012; LEPORACE *et al.*, 2013), uma vez que evidências sugerem que estas variáveis podem ser alteradas por meio de treinamento (SILVERS, 2007, LEPORACE *et al.*, 2013).

Cargas muito agressivas geradas pela contração do quadríceps têm sido citadas como possíveis causas de lesões no LCA, principalmente para aqueles indivíduos nos quais esta atividade não é compensada pela ação da musculatura isquiotibial (GRIFIN *et al.*, 2006; SMITH *et al.*, 2012). Por meio de estudo em cadáveres, DEMORAT *et al.* (2004) analisaram o deslocamento da tíbia em relação ao fêmur durante a aplicação de forças com magnitude de 4500 N aplicadas pelo tendão do quadríceps. Segundo estes autores, tal sobrecarga foi selecionada por estar dentro do limite fisiológico desta musculatura. Os achados apontaram deslocamento anterior médio da tíbia de 19,5 mm, 2,3° de valgismo e 5,5° de rotação interna da tíbia. Todos os joelhos incluídos na pesquisa apresentaram prejuízos ao LCA, a maioria com ruptura completa o que os fez concluir que a contração agressiva do quadríceps seria a principal força intrínseca relacionada à lesão deste ligamento.

HEWETT *et al.* (2005b) sugerem que a assimetria na ativação das musculaturas proximais da extremidade inferior pode alterar o posicionamento do joelho, principalmente de mulheres, durante a aterragem. Neste sentido, outros autores conduziram pesquisas com o intuito de verificar a ativação das musculaturas antagonistas do joelho e do quadril, de forma a identificar possíveis desequilíbrios entre elas.

MALINZAC *et al.* (2001) investigaram a diferença entre homens e mulheres com respeito ao comportamento cinemático e à ativação dos vastos lateral e medial e dos músculos posteriores de coxa durante a realização de corridas com ou sem mudanças de direção. Os achados relativos ao comportamento muscular corroboram aqueles expostos anteriormente, uma vez que a ativação do quadríceps foi sempre maior nas mulheres logo após o contato com o solo, ao contrário dos posteriores de coxa, significativamente mais recrutados nos homens. Além disso, a análise cinemática identificou menores ângulos de flexão do joelho e valgismo aumentado em mulheres.

COWLING E STEELING (2001) examinaram o comportamento cinemático e mioelétrico de homens e mulheres durante aterragens unilaterais de saltos onde os sujeitos deviam, concomitantemente, recepcionar, durante a fase de vôo, uma bola lançada. Não foram encontradas diferenças entre gêneros nos padrões cinemáticos e de ativação muscular, exceto para o início do recrutamento do semimembranoso, que ocorreu mais próximo ao contato em homens. Os autores ainda sugeriram um padrão similar para o

bíceps femoral, apesar da ausência de diferença significativa.

URABE *et al.* (2005) analisaram a razão entre a ativação dos posteriores de coxa (bíceps femoral e semimembranoso) e do quadríceps (vasto lateral e vasto medial). Os resultados indicam valores reduzidos desta razão entre mulheres indicando uma maior atividade do quadríceps em relação aos posteriores de coxa. Conclui-se que as mulheres participantes do estudo estariam sobre maior risco de lesão em função da predominância do quadríceps sobre os posteriores de coxa especialmente nos primeiros graus de flexão do joelho.

No estudo conduzido por MYER *et al.* (2005) foi comparada a ativação dos vastos lateral e medial entre homens e mulheres durante a execução de movimentos que submetiam os executantes a cargas em valgo no joelho oposto ao apoio principal. Os resultados indicaram que mulheres utilizam estratégias de ativação muscular que provavelmente contribuem para o valgismo dinâmico do joelho.

ZAZULAK *et al.* (2005) analisaram a atividade mioelétrica pré- e pós-contato com o solo dos músculos glúteo médio, glúteo máximo e reto femoral de indivíduos de ambos os sexos durante a execução de um *drop jump* unilateral. A janela de processamento teve a duração de 450 ms, com início em 200 ms antes e final em 250 ms após o contato inicial. Mulheres apresentaram maiores médias de ativação do reto femoral na fase pós-contato, além de valores aumentados de pico em ambas as fases. Por outro lado, homens realizaram o movimento com maiores intensidades médias de recrutamento do glúteo máximo na fase pós-contato. Não houve diferença para o glúteo médio. Conclui-se que os padrões diferenciados de ativação do reto femoral e do glúteo médio em mulheres podem contribuir significativamente para a maior suscetibilidade de mulheres no que tange à lesão no LCA. CARCIA e MARTIN (2007) adotaram o mesmo procedimento no que se refere ao processamento do EMG da investigação conduzida por ZAZULAK e colaboradores (2005). No entanto, somente a atividade do glúteo médio de homens e mulheres foi analisada durante a execução de um *drop jump* bilateral. Apesar dos resultados apontarem igualmente ausência de diferenças, os pesquisadores indicaram haver uma grande variabilidade entre as mulheres na ativação desta musculatura.

SIGWARD e POWERS (2006) avaliaram as diferenças entre homens e mulheres com relação às características cinemáticas, cinéticas e de ativação muscular durante deslocamentos com mudança de direção. Mulheres apresentaram maiores torques de adução do joelho e intensidade de ativação do vasto lateral e menor torque de flexão do joelho. Não houve diferença significativa entre homens e mulheres com referência à



ativação dos isquiotibiais. Os autores sugeriram que os valores majorados e reduzidos de momentos de força no plano sagital no plano frontal, respectivamente, de mulheres, em conjunto com a maior ativação do vasto lateral para este mesmo grupo, poderiam ajudar a esclarecer, de certa forma, a maior probabilidade de mulheres sofrerem com lesões ao nível do LCA.

NAGANO *et al.* (2007) compararam a razão entre a atividade mioelétrica dos posteriores de coxa e do reto femoral, assim como o comportamento angular do joelho de homens e mulheres durante a aterragem unilateral de um *drop jump*. Ao contrário da rotação interna da tíbia, não houve diferença significativa quanto ao ângulo de flexão do joelho, o valgismo e a translação anterior da tíbia. Por outro lado, a razão entre as ativações musculares foi maior para os homens sugerindo maior atividade do quadríceps no grupo feminino.

CHAPPELL *et al.* (2007) analisaram as diferenças entre homens e mulheres no comportamento angular do quadril e do joelho e na atividade mioelétrica do quadríceps e dos ísquiotibiais durante a execução de um *stop jump*. Foram identificados menores valores de flexão, abdução e rotação externa do quadril, assim como valores reduzidos de flexão do joelho para mulheres. Por outro lado, o grupo masculino aterrissou com menor rotação interna do joelho, atividade diminuída do quadríceps e aumentada da musculatura posterior de coxa.

SELL *et al.* (2007) analisaram um conjunto de variáveis biomecânicas com o intuito de verificar se as mesmas poderiam prever as forças de cisalhamento anterior da tíbia durante a execução de um *stop jump*. O modelo final de regressão sugere que a componente anteroposterior da força de reação do solo, o torque externo de flexão do joelho, o ângulo de flexão do joelho e a ativação do vasto lateral e o sexo (feminino) podem funcionar como preditores com um alto poder estatístico ( $R^2 = 0,86$ ).

HANSON *et al.* (2008) avaliaram a atividade dos músculos vasto lateral, reto femoral, bíceps femoral, semitendinoso e semimembranoso, glúteo médio e glúteo máximo entre homens e mulheres durante corridas com mudança de direção e saltos a partir de uma plataforma. Após o salto, os sujeitos deveriam aterrizar com apenas um membro inferior e iniciar deslocamento mudando a direção do movimento. Os autores compararam o EMG das musculaturas separadamente, além da razão entre a soma dos componentes do quadríceps (vasto lateral e reto femoral) e dos ísquiotibiais (bíceps femoral, semitendinoso - membranoso). Os achados apontaram maior ativação do vasto lateral e maior razão quadríceps/isquiotibiais no grupo feminino. Mulheres ainda

apresentaram maior ativação do glúteo médio nos 50 ms anteriores ao contato inicial. A janela de processamento compreendia dos 50 ms anteriores ao contato até o fim da fase de apoio.

BEAULIEU *et al.* (2008) compararam homens e mulheres quanto ao comportamento angular da extremidade inferior, assim como as frequências de ativação de oito músculos da coxa e da perna durante a execução de deslocamentos com mudanças de direção. Os homens apresentaram maiores valores de frequência média instantânea do quadríceps antes do contato com o solo, assim como para os vastos e o bíceps femoral após o contato. Os autores sugeriram que tal comportamento seria compatível com a maior probabilidade de lesões por parte do gênero feminino.

MEDINA *et al.* (2008) investigaram o tempo para início da ativação prévia ao contato com o solo do quadríceps e isquiotibiais de atletas adolescentes de basquetebol de ambos os gêneros e de adolescentes sem histórico de atividade esportiva do sexo feminino em resposta a um *drop jump* unilateral. O grupo de não atletas demorou mais para iniciar o recrutamento dos músculos vasto medial e reto femoral. Não houve diferença entre os grupos com relação aos músculos da região posterior da coxa.

ZEBIS *et al.* (2009) acompanharam cinquenta e cinco atletas das modalidades *handball* e futebol durante duas temporadas. O EMG dos músculos vasto lateral, vasto medial, reto femoral, bíceps femoral e semitendinoso foi coletado durante deslocamentos caracterizados por mudanças constantes de direção. A diferença entre as musculaturas antagonistas foi calculada e relacionada com o acometimento de lesões no LCA entre as atletas. Todas as atletas lesionadas apresentaram diferença significativa entre as ativações do vasto lateral e do semitendinoso. Desta forma, os autores sugeriram a utilização desta diferença como variável preditora de novos acometimentos.

LANDRY *et al.* (2009) verificaram possíveis diferenças entre gêneros com relação à atividade elétrica de extensores e flexores do joelho, além dos gastrocnêmicos durante deslocamentos não antecipados com mudanças de direção. A janela de processamento compreendeu o intervalo entre os 100 ms anteriores ao contato inicial até que se atingisse os 20% iniciais da duração de toda fase de apoio. Além de maiores ativações do reto femoral depois do contato, mulheres recrutaram tal musculatura com mais antecedência e com taxa de disparo mais acentuada que homens. A atividade dos gastrocnêmios foram igualmente menores para homens durante ambas as fases. Para os músculos isquiotibiais, o grupo feminino iniciou a ativação mais precocemente, reduzindo próximo ao contato, ao contrário do grupo masculino que aumentou rapidamente a ativação antes do contato,

mantendo-a maior após o mesmo.

SHULTZ *et al* (2009) verificaram a existência de possíveis relações lineares entre a força de quadríceps e isquiotibiais e suas respectivas amplitudes de ativação durante a execução de *drop jumps*. Além disso, examinaram se as características de força e recrutamento muscular poderiam estar relacionadas as características cinemáticas e cinéticas apresentadas nesta tarefa motora. A amostra contou com 78 indivíduos e foi composta por igual número de homens e mulheres. A janela temporal para o processamento do EMG compreendeu os 150 ms das fases anterior e posterior ao contato inicial. Homens apresentaram maior capacidade de produção de força e menores ativações de quadríceps e posteriores de coxa. A força muscular de quadríceps e posteriores de coxa apresentaram relação moderada e fraca com as ativações musculares durante a tarefa motora para as mulheres e homens, respectivamente. Independente de sexo, as forças de cisalhamento anterior da tíbia foram maiores em indivíduos que realizaram a aterragem com menores amplitudes de flexão de quadril e maiores de flexão do joelho, além de ativação elevada dos extensores do joelho. Conclui-se que muito embora a magnitude da ativação do quadríceps tenha funcionado como um preditor significativo para o cisalhamento anterior da tíbia, a contribuição relativa das variáveis cinéticas e cinemáticas foi indiscutivelmente maior.

HOLLMAN *et al.* (2009) investigaram possíveis correlações entre o comportamento cinemático das articulações do joelho e do quadril, a força muscular dos grupamentos extensores e abdutores do quadril e a ativação dos glúteos máximo e médio durante a execução de agachamentos unilaterais executados por mulheres. A magnitude do valgismo do joelho correlacionou-se significativamente com o ângulo de adução do quadril (0.755), com a ativação do glúteo máximo ( $r=-0,451$ ) e com a força de abdutores do quadril ( $r=0,455$ ). Deve-se destacar o valor negativo de correlação para a ativação do glúteo máximo indicando que quanto maior o recrutamento desta musculatura menor seria a abdução do joelho. Além disso, a correlação positiva entre a força de abdutores e o valgismo do joelho vai de encontro com os resultados de outros estudos prospectivos que indicaram que atletas que lesionaram-se ao longo da temporada esportiva apresentavam valores reduzidos de força para os grupamentos abdutores e rotadores externos do quadril (LEETUN *et al.*, 2004). Neste sentido, considerando que o valgismo dinâmico do joelho constitui um dos principais fatores de risco para a lesão no LCA, poder-se-ia esperar uma relação inversa entre força de abdutores de quadril e valgismo do joelho (BALDON *et al.*, 2011; STEARNS e POWERS, 2014).

BENCKE E ZEBIS (2011) avaliaram a ativação dos vastos lateral e medial, assim como do semitendinoso e do bíceps femoral de homens e mulheres nos 50 ms anteriores ao contato com o solo durante deslocamentos com mudança abrupta de direção. O grupo feminino apresentou intensidades reduzidas de recrutamento de ambos isquiotibiais em relação aos homens.

LEPORACE *et al.* (2011) avaliaram o comportamento da frequência mediana instantânea (FMI) proveniente dos músculos reto femoral, bíceps femoral e adutores da coxa durante aterragens unilaterais e bilaterais de saltos realizadas por 15 adolescentes do sexo masculino. A FMI é definida como o valor em frequência no qual a energia instantânea do sinal é dividida em duas partes iguais. Os achados indicaram aumento dos valores médios de FMI do bíceps femoral para o salto unilateral, antes e após o contato com o solo. Não houve diferença para o reto femoral, enquanto os adutores da coxa apresentaram maiores valores de FMI antes do contato com o solo. Conclui-se que tal comportamento estaria relacionado a estratégias de proteção ao LCA.

HOMAN *et al.* (2013) investigaram a influência das forças de abdução e rotação externa do quadril na ativação dos glúteos médio e máximo, assim como na assunção da postura em valgo do joelho durante a fase excêntrica de um *drop jump*. A amostra foi dividida em dois grupos em função da capacidade de produção de força dos grupamentos analisados. Não houve diferença entre os grupos com relação ao valgismo do joelho. Por outro lado, as maiores ativações das musculaturas avaliadas foram encontradas nos grupos com menor capacidade de gerar força. Neste sentido, concluíram que indivíduos mais fracos compensam tal condição com o aumento da intensidade de recrutamento dos grupamentos musculares. Acredita-se que a ausência de diferença entre os grupos com relação ao valgismo do joelho estaria relacionada ao fato da não separação de sexos para posterior análise, uma vez que homens e mulheres apresentam diferenças bem descritas na cinemática da aterragem (GRIFFIN *et al.*, 2005; HEWEET *et al.*, 2013). Além disso, evidências indicam que mulheres usualmente apresentam déficits consideráveis de força na região do quadril e da cintura pélvica (LEETUN *et al.*, 2004), o que poderia influenciar diretamente no posicionamento do joelho no plano frontal (CHIMERA *et al.*, 2004).

BRITO *et al.* (2014) analisaram a interferência da altura da queda de um *drop jump* bilateral na ativação prévia ao contato com o solo de quadríceps e isquiotibiais de voluntários de ambos os sexos. Tanto homens como mulheres apresentaram aumentos na ativação pré-contato do reto femoral e do vasto lateral em função do incremento na altura do salto. Não houve diferença para a musculatura posterior da coxa. Além disso, o grupo

feminino apresentou maiores níveis de ativação dos isquiotibiais mediais (semimembranoso e semitendinoso). Conclui-se que maiores alturas do salto promovem elevação na ativação dos componentes do quadríceps, ao contrário dos isquiotibiais, o que, teoricamente, aumenta a probabilidade de lesões ao nível do LCA.

DAI *et al.* (2014) analisaram a utilização de uma faixa de resistência fixada na região distal dos membros inferiores de sujeitos de ambos os sexos no torque de abdução do joelho e na ativação do glúteo médio durante os 100 ms prévios e posteriores ao contato inicial de um *drop jump* com deslocamento horizontal. A utilização da faixa promoveu o aumento tanto do torque de abdução do quadril como da ativação do glúteo médio nas fases pré e pós-contato. Os autores concluíram que a utilização da faixa poderia representar uma estratégia adequada no que tange ao treinamento da força de abdutores de quadril e ao recrutamento do glúteo médio no decurso da aterragem de saltos.

HUGHES e DALLY (2015) investigaram as diferenças entre os gêneros no que se refere à atividade mioelétrica de musculaturas do quadril e do joelho durante toda a fase excêntrica de aterragens de saltos verticais máximos e movimentos com mudanças abruptas de direção. Os autores encontraram maiores níveis de ativação do reto femoral em mulheres tanto para os saltos, como para os deslocamentos com mudança de direção. Por outro lado, os homens apresentaram maiores níveis de ativação do bíceps femoral após o contato inicial das aterragens. Não houve diferença significativa entre os grupos masculino e feminino para a ativação do glúteo médio em ambas as tarefas motoras testadas. Os autores sugeriram que as diferenças na ativação de flexores e extensores de joelho podem ajudar a explicar porque mulheres são mais suscetíveis às lesões no LCA.

#### **2.4 Eficiência do treinamento neuromuscular para a prevenção de lesões no LCA**

Diversos grupos de pesquisa têm se empenhado em avaliar o potencial do treinamento neuromuscular para a prevenção das lesões do LCA. Dentre os métodos utilizados destacam-se os treinamentos pliométrico, de força, funcional, proprioceptivo, entre outros. Os dados obtidos sugerem eficiência na redução na incidência de lesões ao longo da temporada desportiva (CARAFFA *et al.*, 1996; HEWETT *et al.*, 1999; HEIDT *et al.*, 2000; MYKLEBUST *et al.*, 2003; GILCHRIST *et al.*, 2004; MANDELBAUM *et al.*, 2005; OLSEN *et al.*, 2005) e melhora no desempenho (CHIMERA *et al.*, 2004;

LEPORACE *et al.*, 2013) desde que a intervenção dure ao menos seis semanas (SILVERS, 2007).

O treinamento pliométrico envolve o ciclo de alongamento e encurtamento e faz uso das propriedades elásticas e reflexas das musculaturas. As propriedades elásticas permitem o armazenamento da energia, em forma de energia potencial elástica, durante a fase excêntrica. Ao mesmo tempo, ocorre uma contração reflexa deflagrada pelos órgãos tendinosos de Golgi e pelos fusos musculares, receptores sensoriais que controlam a tensão e estiramento muscular. A soma destas propriedades permite aumento da capacidade muscular de geração de força em um intervalo muito curto de tempo (MARKOVIC, 2007).

CARAFFA *et al.* (1996) treinaram atletas de futebol durante três temporadas seguidas. As atletas realizaram treinamentos pliométrico e de força. Foi relatado um decréscimo de 87% na ocorrência de lesões sem contato para o grupo submetido ao protocolo de exercícios. HEWETT *et al.*, (1996) examinaram o efeito dos treinamentos pliométrico e contra a resistência aplicados durante seis semanas no comportamento cinemático, cinético e no torque de flexão e extensão de joelho de onze jogadoras de voleibol. O pico das forças de reação do solo e os torques em valgo e varo relativos à aterragem de um movimento de bloqueio reduziram significativamente após o treinamento. A razão entre os torques máximos de flexores e extensores do joelho aumentou significativamente para ambos os membros inferiores. No entanto, a proporção dos progressos foi distinta e promoveu o equilíbrio bilateral. Relataram ainda incrementos na altura do salto vertical das atletas.

HEWETT *et al.* (1999) monitoraram por um ano 1263 atletas de ambos os sexos das modalidades basquetebol, voleibol e futebol após a realização de seis semanas de treinamento durante a pré-temporada. As atividades oferecidas incluíam treinamentos pliométrico, de força, flexibilidade e proprioceptivo. Houve uma incidência 3,6 vezes menor de lesões no grupo de atletas submetidas aos exercícios. Além destas modalidades de treinamento, HEIDT *et al.* (2000) e MANDELBAUM *et al.* (2005) incluíram também o treinamento de habilidades específicas do desporto para equipes femininas de futebol. As taxas de acometimentos foram reduzidas em 61% e 88%, respectivamente. GILCHRIST *et al.* (2008) utilizaram as mesmas modalidades de treinamento em atletas de futebol da liga feminina universitária dos Estados Unidos. Segundo os autores, o número de lesões decresceu em 72%. Estratégia semelhante permitiu reduzir em 80% a incidência de lesões em atletas masculinos e femininos de *handball* (OLSEN *et al.*, 2005).

MYKLEBUST *et al.* (2003) submeteram 900 jogadoras de *handball*, durante três anos, a um programa de treinamento incluindo exercícios de propriocepção, pliométricos, de flexibilidade, além de habilidades específicas para o desporto. Verificou-se uma redução de 61,5% na incidência de lesão no LCA entre as atletas.

LEPORACE *et al.* (2013) avaliaram os efeitos de seis semanas de treinamento na cinemática do plano sagital de quinze atletas de voleibol do sexo masculino em idade púbere durante a execução de saltos verticais unilaterais e bilaterais. Os sujeitos realizaram os exercícios três vezes por semana, incluindo o os treinamentos pliométrico e de equilíbrio, além de atividades específicas para a região core. Os achados apontam aumento significativo no tempo de amortecimento do salto unilateral relativo a toda a fase excêntrica do movimento e na amplitude total de flexão do joelho para o salto bilateral. Além disso, apesar de não significativos estatisticamente, os valores absolutos de altura máxima atingida pelos atletas foram majorados após o treinamento. Os autores concluíram que as alterações eram atreladas especificamente às tarefas motoras treinadas e destacaram a importância da especificidade e da individualidade no processo de prescrição do treinamento, corroborando os achados de SCHOLETS *et al.* (2014) que sugeriram que a resposta neuromuscular durante um descenso de degraus seria específica para cada indivíduo.

MYER *et al.* (2005) submeteram quarenta e uma atletas de voleibol, futebol e basquete à seis semanas de treinamento neuromuscular que incluía os treinamentos contra a resistência, de força e equilíbrio específico para a região core, de velocidade e pliométrico. As adaptações das atletas foram comparadas com um grupo controle que não participou das atividades. O grupo treinado apresentou aumentos significativos nas sobrecargas relativas a uma repetição máxima dos exercícios agachamento livre e supino reto. Tal grupo apresentou ainda melhoras significativas na distância do salto unilateral horizontal para os dois membros inferiores e na altura do salto vertical. A amplitude de flexão do joelho durante o salto vertical aumentou significativamente, enquanto os torques em valgo e varo vinculados à mesma tarefa motora reduziram. Os autores relataram ainda incrementos na velocidade de deslocamento das atletas que passaram pelo treinamento.

CHIMERA e colaboradores (2004) investigaram os efeitos do treinamento pliométrico nas estratégias de ativação muscular e no desempenho de vinte atletas do sexo feminino das modalidades futebol e *hockey* de grama. O treinamento teve frequência de duas vezes por semana ao longo de seis semanas. Os principais achados apontam para um

incremento na atividade dos adutores do quadril, bem como das taxas de co-contracção dos mesmos com os abdutores, que segundo os autores, poderia promover o posicionamento do joelho em uma posição neutra durante a aterragem. Além disso, o treinamento pliométrico promoveu uma melhora significativa na altura do salto das atletas.

LEPHART *et al.* (2005) avaliaram os efeitos do treinamento contra resistência e do treinamento pliométrico na força das musculaturas de quadril e joelho, na mecânica da aterragem e na ativação de musculaturas destas mesmas articulações de jogadoras de futebol e basquete. Ambos os grupos apresentaram aumentos significativos na força isocinética de extensores do joelho. Além disso, os ângulos máximos flexão de quadril e joelho, bem como no instante do contato, também foram ampliados. O pico de ativação prévia e a intensidade do recrutamento do glúteo médio tanto antes como após o contato, acentuaram-se para os dois grupos. Neste sentido, não houve diferença entre os métodos de treinamento no que tange às adaptações das atletas.



### 3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

#### 3.1 A transformada Choi-Williams

Um exemplo bem esclarecedor referente à aplicabilidade das transformadas tempo-frequência foi utilizado por COHEN (1989). Ele sugeriu que se a variação da intensidade da luz do sol durante todo o dia fosse lenta, poder-se-ia utilizar a transformada de Fourier de algumas fases do dia para analisar as mudanças em sua intensidade. Na medida em que a variação fosse ficando mais rápida, seria necessário diminuir a janela para dimensões apropriadas, acarretando a redução da resolução espectral. No entanto, existem situações em que a variação é tão rápida que seria problemático encontrar janelas de tempo suficientemente pequenas onde o sinal fosse minimamente estacionário, além de reduzir muito a resolução espectral. Desta forma, a questão central da transformada tempo-frequência é arquitetar uma distribuição articulada entre tempo e frequência onde seja permitida a descrição da densidade de energia ou da intensidade do sinal simultaneamente no tempo e na frequência, de forma a retornar uma resolução adequada, sem a necessidade da estacionariedade dos sinais.

O espectrograma é uma transformada tempo-frequência que assume a estacionariedade do sinal, em certo período de tempo (CHOI e WILLIAMS, 1989; BONATO *et al.*, 1997; BONATO *et al.*, 2001b; ROY *et al.*, 1998). Tal transformada corresponde à aplicação de uma janela de curta duração no sinal ao longo de cada amostra temporal depois de computar a magnitude quadrática da STFT (DUCHÊNE e DEVEDEUX, 1998; (BOASHASH, 2003) e pode ser considerada como um caso especial da Cohen Class (CHOI e WILLIAMS, 1989; DUCHÊNE e DEVEDEUX, 1998).

As transformadas tempo-frequência pertencentes ao grupo das Cohen Class apresentam a seguinte distribuição:

$$D(t, f) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} R(t, \tau) g(\theta, \tau) e^{-j2\pi\theta(t'-t)} e^{-j2\pi f\tau} d\theta dt' d\tau \quad (3.1)$$

onde  $D(t, f)$  é a distribuição tempo-frequência,  $R(t, \tau) = x(t + \tau/2) x^*(t - \tau/2)$  é a função de autocorrelação instantânea do sinal considerado  $x(t)$ ,  $x^*(t)$  é o complexo conjugado,  $\tau$  é o atraso no tempo,  $\theta$  é o atraso na frequência e  $g(\theta, \tau)$  é o núcleo da transformada. Como exposto antes,  $g(\theta, \tau)$  não é dependente do tempo e da frequência;

desta forma, a distribuição resultante não varia com alterações no tempo e na frequência. Segundo BONATO *et al.* (1997), esta característica é importante considerando a representação tempo-frequência do sinal proveniente da eletromiografia de superfície, uma vez que este sinal apresenta grandes variações, principalmente em contrações dinâmicas.

Dentre as transformadas desta classe, a distribuição Wigner-Ville (WV) é bastante conhecida e pode ser obtida da equação acima assumindo que o núcleo da transformada tem valor unitário, ou seja,  $g(\theta, \tau) = 1$ . A principal aplicação desta transformada é atrelada à análise de sinais determinísticos com uma componente apenas, retornando grande resolução de tempo e frequência. Por outro lado, não é muito indicado aplicá-la para analisar sinais com muitos componentes uma vez que a bilinearidade da transformada induz a presença de termos cruzados (WILLIAMS, 1998; COHEN, 1989).

CHOI e WILLIAMS (1989) propuseram uma transformada denominada distribuição exponencial. Tal nome foi adotado devido à característica assumida pelo núcleo da transformada:

$$g(\theta, \tau) = e^{-\frac{1}{\sigma}(\theta^2 + \tau^2)} \quad (3.2)$$

Uma característica muito importante desta distribuição é a capacidade de reduzir os termos cruzados mantendo uma alta resolução (CHOI e WILLIAMS, 1989; COHEN, 1989; WILLIAMS, 1998;).

O núcleo da transformada é aplicado no plano  $(\theta, \tau)$ , denominado plano ambíguo. Para pequenos valores de  $\sigma$ , a ambiguidade é preservada próxima ao eixo do plano, atenuando os componentes afastados do eixo. Considerando que em sinais com várias componentes os autotermos são localizados geralmente próximos ao eixo do plano  $(\theta, \tau)$ , enquanto os termos cruzados ficam mais afastados do mesmo (COHEN, 1989), o efeito do filtro é suprimir os termos cruzados sem, contudo, afetar substancialmente os componentes do sinal (CHOI e WILLIAMS, 1989).

Na medida que os valores de  $\sigma$  se tornam muito grandes, a distribuição exponencial tende para a Wigner-Ville devido ao núcleo da transformada estar se aproximando de 1. Isto promove a melhor resolução, muito embora os termos cruzados tornem-se maiores (WILLIAMS, 1998). Sendo assim, o valor de  $\sigma$  deve ser adaptado para cada caso.

BONATO *et al.* (1996) atribuíram um valor unitário a  $\sigma$  e obtiveram bons resultados no que tange à redução dos termos cruzados em sinais de eletromiografia. A distribuição exponencial foi obtida utilizando janelas retangulares com comprimento de 25 amostras.

A aplicabilidade da Choi-Williams foi descrita para avaliação de sinais não estacionários, como o EMG de superfície capturado durante as contrações dinâmicas. Contudo, por definição, a frequência centróide a cada intervalo de tempo é derivada da frequência instantânea do sinal (CHOI e WILLIAMS, 1989), ou seja, a frequência mediana instantânea ou a frequência média instantânea. Desta forma, este novo parâmetro, deve ser adotado para acompanhar o comportamento da energia do sinal em paralelismo com o deslocamento da frequência mediana para frequências mais baixas em contrações isométricas.

Assim como a transformada de Fourier e as demais transformadas, a distribuição Choi-Williams apresenta variações em sua obtenção, em se tratando de sinais contínuos e sinais discretos. As variantes contínua e discreta da transformada Choi-Williams possuem algumas propriedades próprias. Tratar-se-á inicialmente das características da transformada contínua e, posteriormente, serão abordadas mais algumas características particulares da transformada discreta.

### **3.1.1 A transformada Choi-Williams contínua**

Para as transformadas da família Cohen *class*, a quantidade e o formato dos termos cruzados são determinados diretamente pelas características do núcleo da transformada. Além disso, tal função deve permitir a conservação de algumas propriedades principais.

A distribuição CW permite a redução dos termos cruzados com concomitante manutenção das características das distribuições pertencentes à Cohen *class*. Tais distribuições devem ser reais, tal que alterações no tempo ou na frequência do sinal resultam em mudanças na distribuição (CHOI e WILLIAMS, 1989). Outrossim, a integral da transformada em cada instante de tempo deve ser igual à potência instantânea, assim como a integral em cada frequência deve ser igual à densidade espectral. Desta forma, o tempo centróide em cada frequência deve corresponder ao atraso de grupo e a frequência centróide a cada instante deve corresponder à frequência média instantânea (COHEN, 1989; CHOI e WILLIAMS, 1989; WILLIAMS, 1998). Adicionalmente, como se trata de uma transformação linear, a integral em todo plano  $(t, \omega)$  é igual à energia total do sinal (CHOI e WILLIAMS, 1989).

Uma vez que o grupo de transformadas da Cohen *class* podem ser consideradas a transformada de Fourier da função de autocorrelação indexada no tempo  $R(t, \tau)$ , a qual é estimada em um certo tempo  $t$  (CHOI e WILLIAMS, 1989), o núcleo da transformada está diretamente relacionado com as características desta autocorrelação, estimada por meio de médias temporais. Em sinais não estacionários, o núcleo da transformada deve enfatizar na função de autocorrelação  $f(\mu + \tau/2) f^*(\mu - \tau/2)$  os valores de  $\mu$  próximos a  $t$  e subestimar os valores de  $\mu$  distantes de  $t$ . Esta propriedade inerente à transformada CW é importante, pois a média temporal poderia alisar algumas características variantes no tempo destes sinais.

Estudando as propriedades gerais de uma função ambígua, uma outra forma de representar um sinal no domínio tempo-frequência, CHOI e WILLIAMS (1989) perceberam que os autotermos estariam localizados próximos aos eixos, ao contrário dos termos cruzados situados distante dos mesmos. Desta forma, desenvolveram o núcleo exponencial com a propriedade de enfatizar os valores da distribuição situados próximos aos eixos e suprimir os valores distantes. Esta propriedade é permitida pelo fator de escala  $\sigma$ .

Para maior supressão de termos cruzados, sugere-se a adoção de um valor de  $\sigma$  menor que 1 e para contar com uma resolução melhorada, deve-se dar preferência a valores maiores que 1 (CHOI e WILLIAMS, 1989). Tais autores indicam valores  $\sigma > 1$  para sinais onde a amplitude e as frequências estão mudando relativamente rápido, enfatizando a resolução e  $\sigma \leq 1$  em sinais com amplitude e frequência mudando de forma mais lenta. Por fim, Choi e Williams sugerem uma faixa para sigma variando entre 0,1 e 10, pois valores muito grandes de  $\sigma$  aproximam o núcleo exponencial de 1, aproximando a distribuição CW da transformada WV.

### 3.1.2 A transformada Choi-Williams para sinais discretos.

A transição da transformada aplicada a sinais contínuos para aquela própria para sinais discretos não é uma tarefa simples, na medida em que algumas aproximações devem ser feitas para que se alcance a transição. Segundo CHOI e WILLIAMS (1989), a definição geral da distribuição tempo-frequência pertencente a Cohen *class* para os sinais discretos, pode ser dada por:

$$D(n, \theta; \phi) = \frac{2}{2\pi} \sum_{\tau} \sum_{\mu} \int_{-\pi}^{\pi} e^{j(\xi\mu - 2\tau\theta - \xi n)} \phi(\xi, \tau) \cdot x(\mu + \tau) x^*(\mu - \tau) d\xi \quad (3.3)$$

onde  $n$ ,  $\tau$  e  $\mu$  são variáveis discretas, enquanto  $\zeta$  e  $\theta$  são variáveis contínuas. Desta forma, ao substituir-se  $\phi(\zeta, \tau)$  pela equação 3.2, chegar-se-á a uma definição mais apropriada para a transformada Choi-Williams discreta:

$$CWD(n, \theta) = 2 \sum_{\tau=-\infty}^{\infty} \omega_n(\tau) e^{-j\theta\tau} \left( \sum_{\mu=-\infty}^{\infty} \omega_m(\mu) \frac{1}{\sqrt{\frac{4\pi\tau^2}{\sigma}}} e^{\frac{-\mu^2}{4\tau^2/\sigma}} (R(t, \tau)) \right) \quad (3.4)$$

onde  $\omega_n(\tau)$  é uma janela simétrica que apresenta valores não nulos no intervalo definido  $-N/2 \leq \tau \leq N/2$ ,  $\omega_m(\mu)$  é uma função de janelamento aplicada no intervalo  $-M/2 \leq \mu \leq M/2$ ,  $R$  é a função de autocorrelação instantânea, representada pelo produto entre  $x(n+\mu+\tau)$  e  $x^*(n+\mu-\tau)$  e  $\sigma$  é um fator de escala. A transformada Choi-Williams discreta (CWD), assim como a contínua, é uma distribuição real, uma vez que as alterações no tempo e na frequência de um sinal resultam na mudança correspondente na resolução. Além disso, uma integral da distribuição CWD através de todas as frequências em cada instante de tempo é igual à potência instantânea do sinal no respectivo instante de tempo. No entanto, a densidade espectral do sinal é igual ao somatório da distribuição através do tempo em cada frequência. Apesar da diferença na teoria, na prática, no que tange à obtenção da potência instantânea em ambiente computacional, o resultado da integral aproxima-se muito da soma cumulativa (PEREIRA, 2010). Desta forma, tanto a potência instantânea quanto a densidade espectral podem ser obtidas por meio da soma cumulativa.

Quando se trata de sinais com muitas amostras, a aplicação direta da transformada CWD se torna impraticável devido ao extremo custo computacional, tornando necessário aplicar funções de janelamento para se obter os somatórios previamente definidos na equação geral da CWD. Sendo assim, quando se desloca esta janela ao longo do eixo do tempo, obtém-se a distribuição Choi-Williams com janelamento móvel (CWJM), descrita como:

$$CWJW_f(n, \theta) = 2 \sum_{\tau=-\infty}^{\infty} \omega_n(\tau) e^{-j\theta\tau} \left[ \sum_{\mu=-\infty}^{\infty} \omega_m(\mu) \frac{1}{\sqrt{\frac{4\pi\tau^2}{\sigma}}} \exp\left(\frac{-\mu^2}{4\tau^2/\sigma}\right) \cdot R(t, \tau) \right] \quad (3.5)$$

onde  $\omega_n(\tau)$  é uma janela simétrica que apresenta valores não nulos no intervalo definido  $-N/2 \leq \tau \leq N/2$ ,  $\omega_m(\mu)$  é a função de janelamento no intervalo  $-M/2 \leq \mu \leq M/2$  e  $R$  é a função de autocorrelação instantânea, representada por  $x(n+\mu+\tau) x^*(n+\mu-\tau)$ .

Muito embora a velocidade de processamento e armazenamento dos computadores tenha aumentado significativamente desde a proposição da transformada por Choi e Williams, a obtenção da transformada CWD de um sinal longo como o EMG capturado durante um teste de fadiga com duração de centenas de segundos e amostrado a usuais 2 kHz, representa um elevado esforço computacional. Por outro lado, quanto maior o valor de  $M$ , mais a CWJM se aproxima de uma versão suavizada da CWD no domínio da frequência, uma vez que a multiplicação no domínio do tempo corresponde à convolução no domínio da frequência. Desta forma, o parâmetro  $N$ , o comprimento da janela  $\omega_n(\tau)$  e o formato desta janela determinam a resolução em frequência da CWJM, enquanto o parâmetro  $M$ , o comprimento da janela  $\omega_m(\mu)$ , determinam o intervalo pelo qual a função de autocorrelação indexada no tempo deve ser estimada (CHOI e WILLIAMS, 1989). Segundo estes autores, as flutuações oscilatórias dos termos cruzados podem ser minoradas com a redução do comprimento da janela  $\omega_n(\tau)$ . Tal procedimento, por sua vez, reduz a resolução em frequência dos autotermos.

No entanto, apesar da adoção do núcleo exponencial (eq. 2) promover a redução da influência dos termos cruzados, a CWD oriunda do EMG apresenta grande quantidade de valores espúrios. Neste sentido, PEREIRA *et al.* (2013) demonstraram que a influência dos termos cruzados pode ser atenuada pela remoção dos valores negativos da distribuição visto que os autotermos devem assumir valores positivos em função da natureza quadrática da distribuição. Desta forma, CHOI e WILLIAMS (1989) citaram que para o sinal  $x(t)$ :

$$x(t) = A_1 e^{j(\omega_1 t + \theta_1)} + A_2 e^{j(\omega_2 t + \theta_2)} \quad (3.6)$$

os autotermos (AT) seriam representados por:

$$AT = 2\pi A_1^2 \delta(\omega - \omega_1) + 2\pi A_2^2 \delta(\omega - \omega_2) \quad (3.7)$$

por outro lado, os termos cruzados (TC) estariam atrelados à seguinte expressão:

$$TC = 2A_1A_2 \cos[(\omega_1 - \omega_2)t + \theta_1 + \theta_2] \cdot weight \quad (3.8)$$

onde *weight* representa o peso que reduziria a magnitude dos termos cruzados e varia de acordo com o fator de escala  $\sigma$ . O cosseno presente na equação 3.8 determina se o termo cruzado é negativo ou positivo, visto que a magnitude é sempre positiva.

Neste sentido, Pereira e colaboradores indicaram ainda que a remoção dos valores negativos reduz sobremaneira a flutuação da FMI obtida a partir da CWD (Figura 3.1).

### 3.2 A Frequência Mediana Instantânea.

Considerando as propriedades da CWD descritas anteriormente, pode-se comparar analogamente a frequência mediana (FM), característica da transformada de Fourier e a FMI vinculada às distribuições tempo-frequência. Uma vez que a potência instantânea do sinal é representada pela integração através de todas as frequências em cada instante de tempo, a obtenção da FMI deve se dar em paralelismo com o conceito da FM, ou seja, deve-se obter o valor em frequência no qual a energia instantânea do sinal é dividida em duas partes iguais. A FMI pode ser representada como a frequência que satisfaz a equação 3.8.

$$\int_0^{FMI(t)} s(t,f) df = \int_{FMI(t)}^{\infty} s(t,f) df \quad (3.8)$$

Como em sinais discretos a soma cumulativa aproxima-se muito da integração (Figura 3.1), a equação 3.9 pode ser reescrita da seguinte forma:

$$\sum_0^{FMI(t)} S(t, f) df = \sum_{FMI(t)}^{\infty} S(t, f) df \quad (3.9)$$

Existe uma diferença na obtenção da FMI a partir da STFT e das outras representantes da *Cohen Class*. Geralmente, com a utilização da STFT, cada valor de FMI representa diretamente o intervalo de tempo desejado, muito embora seja possível avançar a janela aplicada à transformada a cada amostra, representando cada instante de tempo. Por outro lado, em distribuições como a CWD, cada valor de FMI representa necessariamente cada instante de tempo. Nesta condição, cada intervalo de tempo selecionado apresenta uma matriz de valores FMI relativos a cada instante de tempo presente em tal intervalo. Assim, empregam-se estimadores como a média e a variância (GONZÁLEZ *et al.*, 2010), ou a mediana (PEREIRA *et al.*, 2013) dos valores FMI para representar cada intervalo de tempo.

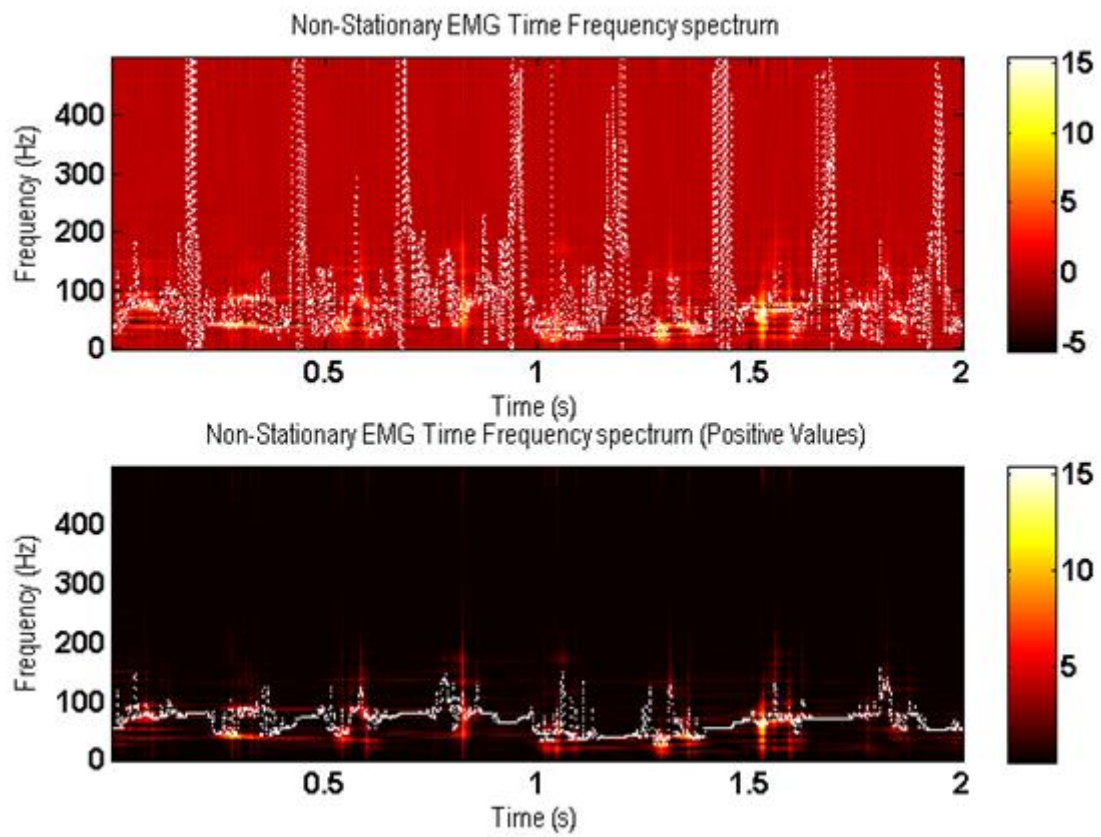


Figura 3.1: CWD de EMG não estacionário simulado. A curva branca indica os valores de FMI obtidos com (acima) e sem (abaixo) os valores negativos. (PEREIRA *et al.*, 2013)



## 4. MATERIAIS E MÉTODOS

Dezenove homens, idade ( $26,11 \pm 5,11$  anos), estatura ( $181,85 \pm 9,86$  cm), massa corporal ( $80,08 \pm 10,62$  kg), índice de massa corporal ( $24,35 \pm 1,48$ ) e quatorze mulheres, (idade  $28,07 \pm 6,56$  anos), estatura ( $168,63 \pm 5,87$  cm), massa corporal ( $63,84 \pm 9,87$  kg), índice de massa corporal ( $22,91 \pm 2,97$ ) voluntariaram-se a participar da pesquisa. Todos os voluntários eram praticantes regulares de atividades físicas no momento das coletas de dados. Os critérios de exclusão foram o histórico de lesões no joelho ou acometimento por doenças ou lesões osteomioarticulares que impedissem a execução de tarefas motoras envolvendo saltos. Todos os sujeitos assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE). Os procedimentos metodológicos foram aprovados pelo comitê de ética em pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (UFRJ).

Uma anamnese foi aplicada a cada indivíduo com o intuito de identificar as características de cada participante e verificar se os voluntários atendiam aos critérios mínimos para participar da pesquisa.

### 4.1 Protocolo de testes

Cada indivíduo realizou dois tipos diferentes de salto (*drop jump* e *stop jump*). Tais condutas motoras foram selecionadas em função de serem usualmente empregadas em programas de treinamento, sejam eles profiláticos ou voltados para melhoria de desempenho (HEWETT *et al.*, 2005, LEPORACE *et al.*, 2013). Todos os participantes executaram cada tipo de salto sem o auxílio de calçados e por quatro vezes. Foi permitida a familiarização com as tarefas motoras analisadas por quantas vezes cada indivíduo achasse necessário.

#### 4.1.1 DROP JUMP

Os sujeitos realizaram os saltos a partir de uma plataforma cujo ápice encontra-se a 30 cm do chão, aterrando com os dois membros inferiores ao mesmo tempo (Figura 4.1). Eles deveriam suavizar a queda e saltar imediatamente após o amortecimento, seguindo os preceitos do treinamento pliométrico (MARKOVIC, 2007).

#### 4.1.2 STOP JUMP

Consiste de um deslocamento de aproximadamente dois passos seguidos por um salto unilateral e aterragem com os dois membros inferiores, onde logo após o amortecimento ocorrerá a fase propulsiva de um novo salto (Figura 4.2). Os sujeitos deveriam obter máxima altura e limitar ao máximo o deslocamento horizontal (CHAPPELL *et al.*, 2002).

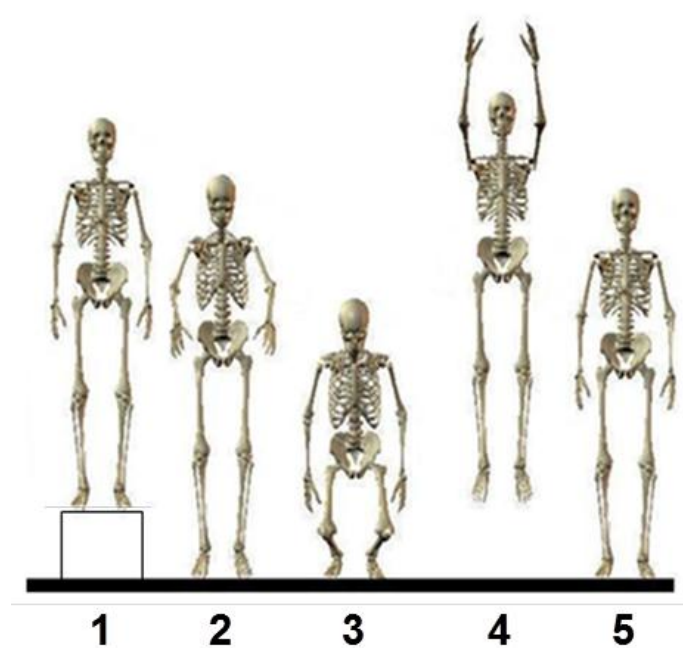


Figura 4.1: Fases da execução do *drop jump*.

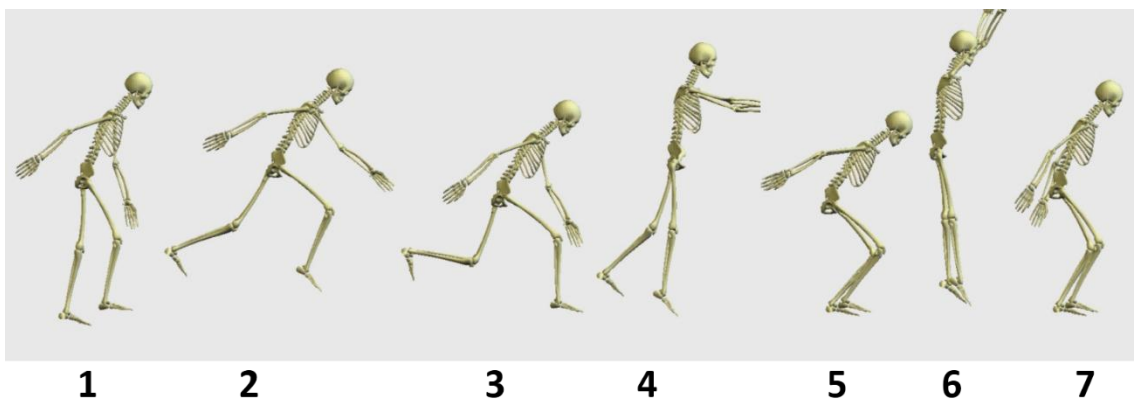


Figura 4.2: Sequência de eventos que caracterizam o *stop jump*.

#### 4.2 Eletromiograma de saltos e contração isométrica voluntária máxima (CIVM)

Após a tricotomia e limpeza da pele, eletrodos de Ag/AgCl (Meditrace, Tyco

Kendall, EUA) foram fixados na região dos músculos vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), glúteo médio (GM) e adutores do quadril (AD) do membro inferior direito de cada sujeito, em paralelo com as fibras musculares, de acordo com o protocolo SENIAM (FRERIKS *et al.*, 1999).

O EMG destes músculos foi capturado pelo sistema TEL100C-RF (BIOPAC Systems, EUA), amplificado (amplificação bipolar diferencial, impedância de entrada = 2 M $\Omega$ , CMRR > 110 db, ganho = 2000), transmitido via *wireless* (TEL100T) e digitalizado com o sistema MP100WSW (12 bit, 2 kHz, BIOPAC Systems, EUA). Os dispositivos remotos TEL100C-RF e TEL100T foram dispostos em um traje ajustável desenvolvido para fixá-los junto ao tronco de cada sujeito de forma a não permitir a oscilação e reduzir os artefatos de movimento (Figura (4.3)). Uma plataforma (*footswitch*) de contato medindo 0,7 x 0,7 m (FootPress, LaBiCoM®) foi posicionada na posição de aterragem e conectada a um canal digital (UIM100B, BIOPAC systems) por meio de um circuito elétrico que era fechado ao menor contato (LEPORACE *et al.*, 2011). Neste sentido, tal sinal, amostrado a 2 kHz, gerava uma onda quadrada que indicava os instantes exatos do início e da perda do contato (Figura 4.4). O software Acqknowledge 3.9 (BIOPAC Systems, EUA) foi utilizado para a aquisição dos sinais.

#### **4.2.1 Processamento do eletromiograma e mensuração dos valores de força isométrica voluntária máxima**

Inicialmente, um filtro passa-bandas Butterworth de 2ª ordem (20-400 Hz) foi aplicado ao EMG nos sentidos direto e reverso. Em fase posterior, os sinais foram processados nos domínios do tempo e tempo-frequência.

##### **4.2.1.1 DOMÍNIO DO TEMPO**

Os valores absolutos destes sinais foram submetidos a um filtro Butterworth passa-baixas de 2ª ordem (20 Hz), de forma a obter-se o envelope linear (EL). O filtro foi aplicado nos sentidos direto e reverso para evitar as distorções de fase. Estes sinais foram então normalizados pelo valor máximo do envelope linear relacionado ao EMG obtido em contração isométrica voluntária máxima durante a extensão do joelho (90°) para o VL, flexão do joelho (45°) para o BF, adução do quadril (0°) para os AD e abdução do quadril (0°) para o GM. Os valores de força relativos à contração isométrica voluntária máxima (CIVM) foram obtidos através de um dinamômetro (Figura 4.5) manual (Modelo

01165, Lafayette Instrument Company, Lafayette, EUA) manuseado pelo mesmo pesquisador. Três tentativas com 6 s de duração foram conduzidas, respeitando-se um intervalo de 1 min entre as tentativas para minimizar o risco de fadiga muscular. Os indivíduos permaneceram sentados e em decúbito dorsal para as mensurações relativas ao joelho e ao quadril, respectivamente. Foi considerado apenas o valor máximo de força após as três tentativas. Tais valores foram normalizados pela massa corporal de cada indivíduo (BLACKBURN *et al.*, 2011).

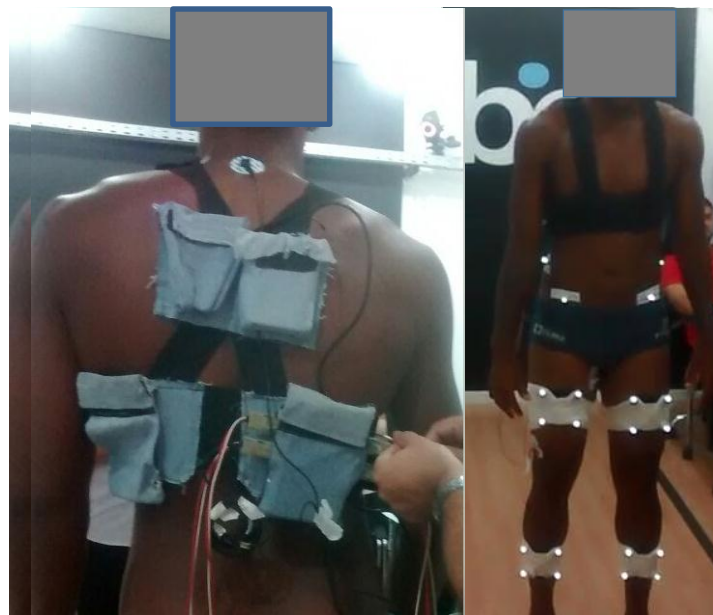


Figura 4.3: Traje para abrigar os dispositivos remotos durante à captura do EMG.

Os sinais resultantes foram sub-amostrados para 250 Hz. Posteriormente, foram considerados apenas os valores do envelope linear situados no intervalo compreendido entre o contato inicial até 72 ms após o mesmo de forma a obter-se apenas 18 amostras no intervalo considerado. Tal intervalo foi escolhido em função da maioria das lesões ocorrer até 50 ms após o contato com o solo (KROSSHAUG *et al.*, 2007). A CCM e a razão entre as musculaturas antagonistas foram obtidas considerando as curvas normalizadas de envelope. O comportamento da CCM ao longo do tempo foi determinado por meio do valor da área comum em cada instante destas curvas. A área de interseção entre essas curvas representa a intensidade de ativação muscular simultânea e determina o grau de CCM (Figura 4.6) das musculaturas analisadas (FROST *et al.*, 1997; LUSTOSA *et al.*, 2011). As musculaturas comparadas foram VL-BF e AD-GM.

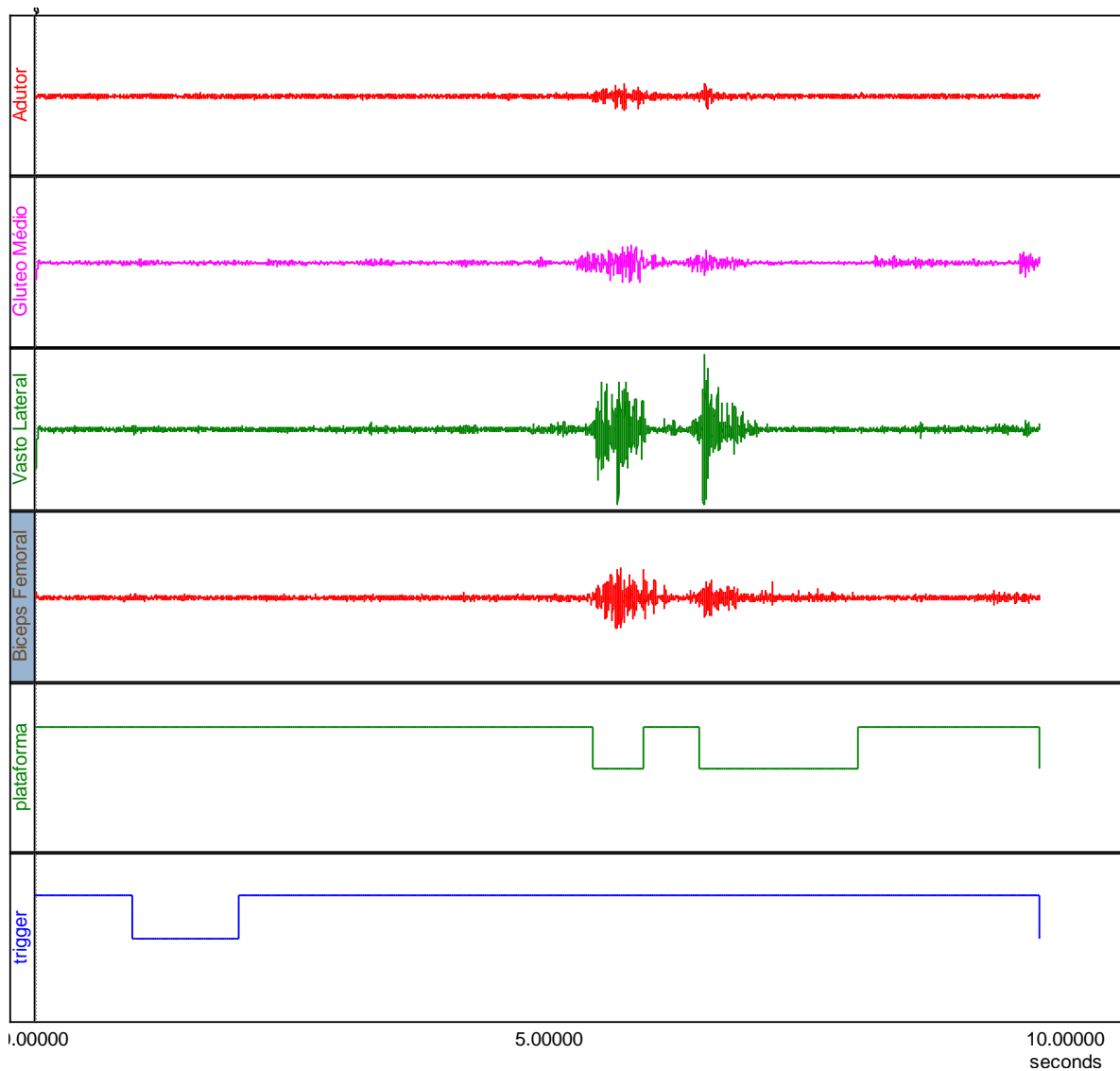


Figura 4.4: Amostra dos canais analógicos (EMG) e digitais da plataforma (*footswitch*) e de sincronização do EMG com a cinemática.

Os valores médios de CCM e razão provenientes de homens e mulheres, foram obtidos para cada salto de forma a representar todo o intervalo considerado.



Figura 5.5: Dinamômetro de mão utilizado para os testes de força isométrica máxima.

#### 4.2.1.2 DOMÍNIO TEMPO-FREQUÊNCIA

Foram igualmente considerados apenas os intervalos compreendidos entre o contato inicial com o solo e 72 ms após o mesmo. Os mapas tempo-frequência dos sinais originais foram obtidos por meio da CWD (CHOI e WILLIAMS, 1989), obtida por meio da equação 3.4. Adotou-se a função de janelamento Hamming e considerou-se  $\sigma = 1$  (BONATO *et al.*, 1996). Os valores negativos do mapa tempo-frequência da CWD foram descartados para reduzir a influência dos termos cruzados e, conseqüentemente, a flutuação dos valores de FMI (PEREIRA *et al.*, 2013). Os valores de FMI (eq. 3.9) foram calculados a partir da CWD (Figura 4.7). Valores médios de FMI representativos de todo o intervalo analisado foram então obtidos de forma a representar cada salto.

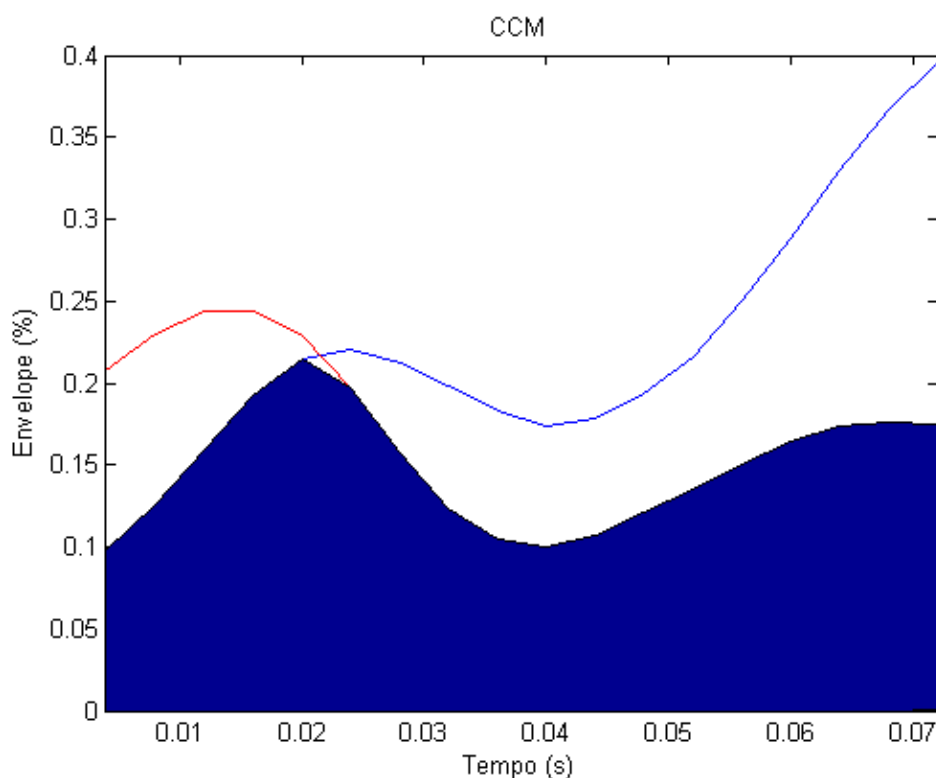


Figura 4.6: CCM entre os envelopes lineares dos músculos VL (azul) e BF (vermelho) a partir do contato inicial até os 72 ms considerados. A CCM está representada pela área preenchida pela cor azul.

#### 4.3 CINEMÁTICA

Vinte e seis marcadores esféricos reflexivos de 14 mm foram posicionados em regiões anatômicas de forma a permitir o desenvolvimento de um modelo corporal dos membros inferiores e da pélvis, baseado em segmentos rígidos, que possibilitassem a

mensuração do movimento corporal. Tal modelo (Figura 4.8) foi utilizado uma vez que pesquisas recentes sugerem adequação à captura fidedigna de dados durante deslocamentos em velocidade elevada, como a corrida (ZEITOUNE, 2015). No entanto, apesar de utilizar as mesmas referências anatômicas, o presente estudo adotou a fixação dos marcadores em contato direto com os pés (Figura 4.9) e não nos calçados (Figura 4.8) dos voluntários, visto que todos realizaram os saltos descalços. O modelo foi composto por pelve, coxa direita e esquerda, perna direita e esquerda e pé direito e esquerdo. Os marcadores foram posicionados na altura das cristas ilíacas direita (CID) e esquerda (CIE), espinhas ilíacas anterossuperiores direita (EIASD) e esquerda (EIASE), espinhas ilíacas posterossuperiores direita (EIPSD) e esquerda (EIPSE), côndilos lateral (CLD) e medial (CMD) do fêmur direito, côndilos lateral (CLE) e medial (CME) do fêmur esquerdo, cabeça da fíbula direita (CFD) e esquerda (CFE), tuberosidades das tíbias direita (TTD) e esquerda (TTE), maléolos lateral (MLD) e medial (MMD) direito, maléolos lateral (MLE) e medial (MME) esquerdo, na região posterior dos calcâneos direito (CD) e esquerdo (CE), nas cabeças do primeiro (1MD) e terceiro (3MD) metatarsos do pé direito, nas cabeças do primeiro (1ME) e terceiro (3ME) metatarsos do pé esquerdo e na base do quinto metatarso nos pés direito (5MD) e esquerdo (5ME). Este posicionamento dos marcadores foi utilizado para determinar, a partir de três posições não colineares em cada segmento, um sistema de referência local em cada segmento em relação ao sistema de referência global do laboratório (LEPORACE, 2012; ZEITOUNE 2015). Por fim, foram posicionados clusters compostos por quatro marcadores equidistantes fixados em uma placa rígida. Os clusters (Figura 4.10) foram fixados com uma fita e ataduras elásticas para que ficassem bem aderidos aos segmentos corporais perna e coxa, evitando assim artefatos de movimento.

Oito câmeras de alta velocidade (VICON BONITA, EUA) com sensores infravermelhos foram utilizadas no registro das imagens. A frequência de amostragem foi de 250 Hz. A sincronização das câmeras foi realizada por meio do software Nexus 1.0 (VICON SYSTEMS, EUA), que também foi utilizado para coleta dos dados cinemáticos. A sincronização entre os sistemas de coleta do EMG (BIOPAC SYSTEMS, EUA) e de análise de imagem (VICON SYSTEMS, EUA) foi feita por meio de um interruptor que, quando acionado, emitia uma corrente elétrica (Figura 4.3, *trigger*) que, simultaneamente, acionava um circuito monitorado por um canal digital (UIM100A, BIOPAC SYSTEMS, EUA) e um *led* emissor infravermelho localizado estrategicamente no laboratório, cujo registro simultâneo de ao menos duas câmeras marcava o primeiro quadro para análise.

#### CWD e FMI do vasto lateral durante os 72 ms após o contato de um drop jump

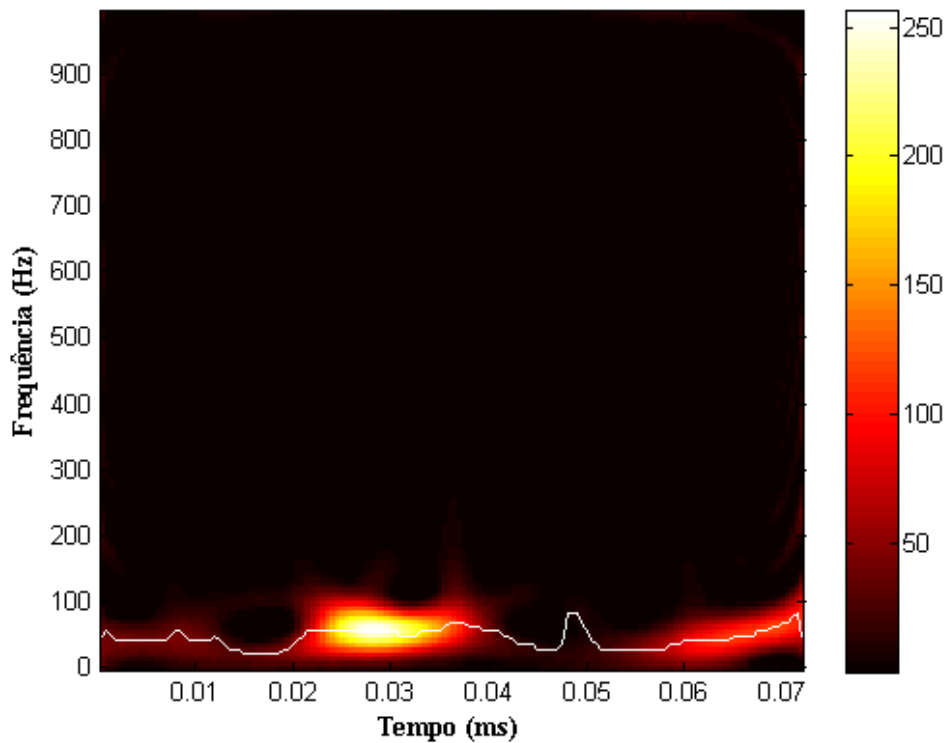


Figura 4.7: Distribuição Choi-Williams e FMI (linha branca) no intervalo pesquisado.

Alguns arquivos capturados pelo sistema de análise de movimento corromperam-se de forma que não puderam ser analisados. Desta forma, os dados cinemáticos de dezesseis sujeitos foram perdidos, restando apenas os sinais de 8 homens e 9 mulheres que foram utilizados para a análise cinemática. As coordenadas tridimensionais de cada marcador foram submetidas a um filtro Butterworth passa baixas de 2ª ordem (12 Hz), aplicado nos sentidos direto e reverso para evitar distorções de fase. A partir de cada *cluster*, definiu-se um sistema de referência local para cada segmento em que ele estava fixado e também se definiu a relação entre o sistema de coordenadas global do laboratório com cada um dos sistemas locais dos clusters. Com base no registro de cada indivíduo na posição ortostática, partindo-se do princípio mecânico de que os segmentos podem ser considerados corpos rígidos, foi possível definir a posição dos marcadores dispostos sobre a pele nos segmentos perna e coxa em relação à posição do cluster e realizar a calibração anatômica, além de determinar os centros articulares. Após o estabelecimento das relações espaciais, os marcadores CLD, CMD, CLE, CME, CFD, CFE, TTD, TTE, MLD, MMD, MLE e MME foram removidos de forma que suas posições passaram a ser matematicamente estimadas em função da relação de posição do sistema de referência local dos *clusters* e do sistema de referência global do laboratório. Utilizou-se um



minimizador de erros por mínimos quadrados conhecido como *Least-Square Pose* (LSP) para minimizar os erros de localização dos marcadores dos *clusters* (CAPPOZZO e CAPPELLO, 1997; ZEITOUNE et al, 2015). O ambiente de teste foi calibrado concomitantemente de forma estática e dinâmica, de acordo o tutorial do sistema de análise de imagens Nexus.

Os sistemas de referência dos segmentos locais foram determinados de forma que os eixos X, Y e Z positivos possuíssem sentidos anterior, esquerda e superior, respectivamente. Os segmentos foram definidos de acordo com Capozzo *et al.* (1995). Após a determinação dos sistemas de referências locais, os ângulos articulares foram calculados a partir do método de Euler (GROOD e SUNTAY, 1983). Os ângulos do quadril foram determinados a partir dos sistemas de referência da pelve e coxa e os ângulos do joelho a partir da coxa e perna. Para os movimentos do quadril e joelho valores positivos representam flexão, no plano sagital, varismo/adução, no plano frontal, e rotação interna, no plano transverso.



Figura 4.8: Modelo utilizado como referência para o posicionamento dos marcadores (ZEITOUNE *et al.*, 2015).

As variáveis utilizadas para o tratamento estatístico foram os valores máximos adução/abdução e rotação interna/externa do quadril, valgismo/varismo e rotação interna/externa do joelho do membro inferior direito de cada sujeito no intervalo considerado.

O processamento do eletromiograma e dos sinais cinemáticos se deu por meio do

software Matlab 9 (The Mathworks, EUA).



Figura 4.9: Posicionamento dos marcadores para o registro dos saltos.



Figura 4.10: *Cluster* com quatro marcadores utilizado para a coleta de dados.

#### 4.4 Análise estatística

A reprodutibilidade dos valores de FMI, CCM e razão vinculados ao EMG de todas as quatro execuções foi avaliada por meio de coeficientes correlação intraclassa (ICC) considerando o método *criterion-referenced reliability*.

Os valores médios entre as quatro execuções das ativações de AD, GM, VL e BF, assim como a média da FMI relativa às mesmas musculaturas foram comparadas entre os grupos masculino e feminino por meio de um teste T não pareado. O mesmo procedimento foi adotado para comparar-se os valores médios de CCM e razão entre VL/BF e AD/GM. As comparações foram feitas separadamente para cada tarefa motora.

O comportamento das características cinemáticas angulares de quadril e joelho foi comparado entre homens e mulheres por meio de um teste T para medidas independentes. Os ângulos comparados foram os de adução e rotação interna do quadril e valgismo e rotação interna do joelho.

Os valores médios de envelope linear de AD, GM, VL, e BF, assim como a média da FMI das mesmas musculaturas, referentes as quatro execuções de cada salto foram submetidos ao teste de correlação (Pearson) com o valor máximo de força obtida durante a CIVM e normalizada pela massa corporal de cada indivíduo (BLACKBURN *et al.*, 2011). De forma similar, os valores médios de CCM e razão entre VL/BF e AD/GM foram submetidos ao teste de correlação com a razões entre as forças de extensores e flexores de joelho (EXT/FLE) e adutores e abdutores de quadril (AD/AB), respectivamente. Os testes de correlação foram igualmente aplicados separadamente para cada gênero.

Testou-se a correlação entre os valores médios de ativação do GM e os ângulos de adução do quadril e de valgismo do joelho. As variáveis CCM e razão de ativação (AD-GM e VL-BF) e ângulos de valgismo do joelho e adução e rotação interna do quadril foram submetidas à correlação de Pearson com o intuito de verificar uma possível dependência entre a ativação muscular concomitante ao nível do quadril e do joelho e os ângulos assumidos durante os saltos. Os testes de correlação foram igualmente aplicados separadamente para cada gênero. A tabela 4.1 mostra as variáveis submetidas ao teste de correlação de Pearson. A análise estatística se deu por meio do software Graphpad Prism 6.0 (GraphPad Software, EUA). O nível de significância foi sempre de  $\alpha = 0,05$ .

Tabela 4.1: Variáveis submetidas ao teste de correlação de Pearson.

Variável Independente	Variável dependente
Força de Adutores do quadril (FAD)	Média do EL de AD
Força de Abdutores do quadril (FAB)	Média do EL de GM
Força de Extensores do joelho (FEXT)	Média do EL de VL
Força de Flexores do joelho (FFLE)	Média do EL de BF
Força de Adutores do quadril (FAD)	Média da FMI de AD
Força de Abdutores do quadril (FAB)	Média da FMI de GM
Força de Extensores do joelho (FEXT)	Média da FMI de VL
Força de Flexores do joelho (FFLE)	Média da FMI de BF

---

Média do EL de GM	Adução do quadril (AQ)
Média do EL de GM	Valgismo do joelho (VJ)
CCM VL/BF	Valgismo do joelho
Razão VL/BF	Valgismo do joelho
CCM AD/GM	Valgismo do joelho
Razão AD/GM	Valgismo do joelho
CCM AD/GM	Adução do quadril
Razão AD/GM	Adução do quadril
CCM AD/GM	Rotação interna do quadril (RIQ)
Razão AD/GM	Rotação interna do quadril

---

## 5. RESULTADOS

As figuras 5.1 e 5.2 apresentam o envelope linear e as angulações nos planos frontal e transverso de quadril e joelho de uma mulher (Figura 5.1) e um homem (5.2) nos 100 ms pré e pós-contato durante a execução de um *drop jump*.

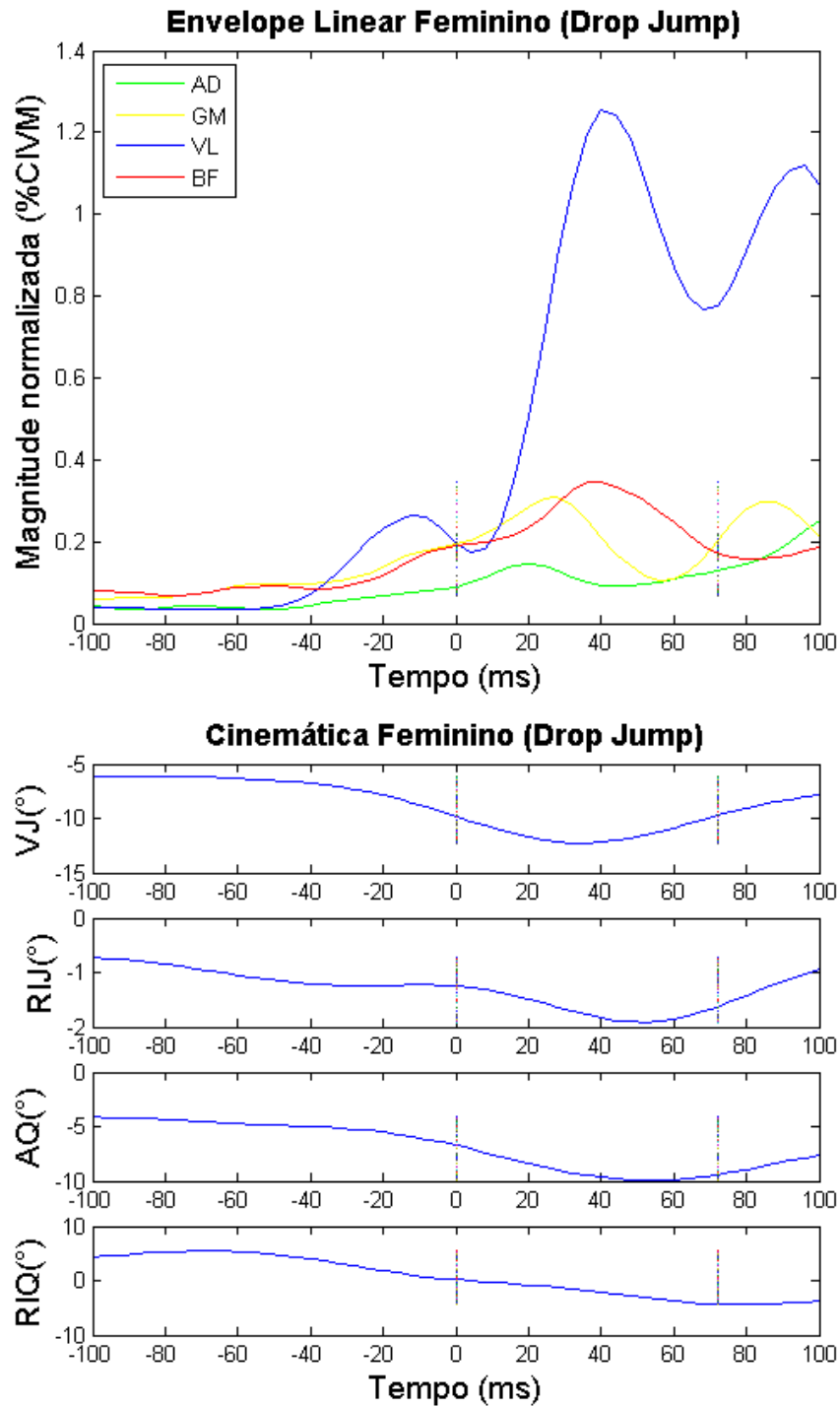


Figura 5.1: Envelope linear (acima) e comportamento angular de joelho e quadril (abaixo) de uma voluntária. As linhas verticais marcam o intervalo analisado.

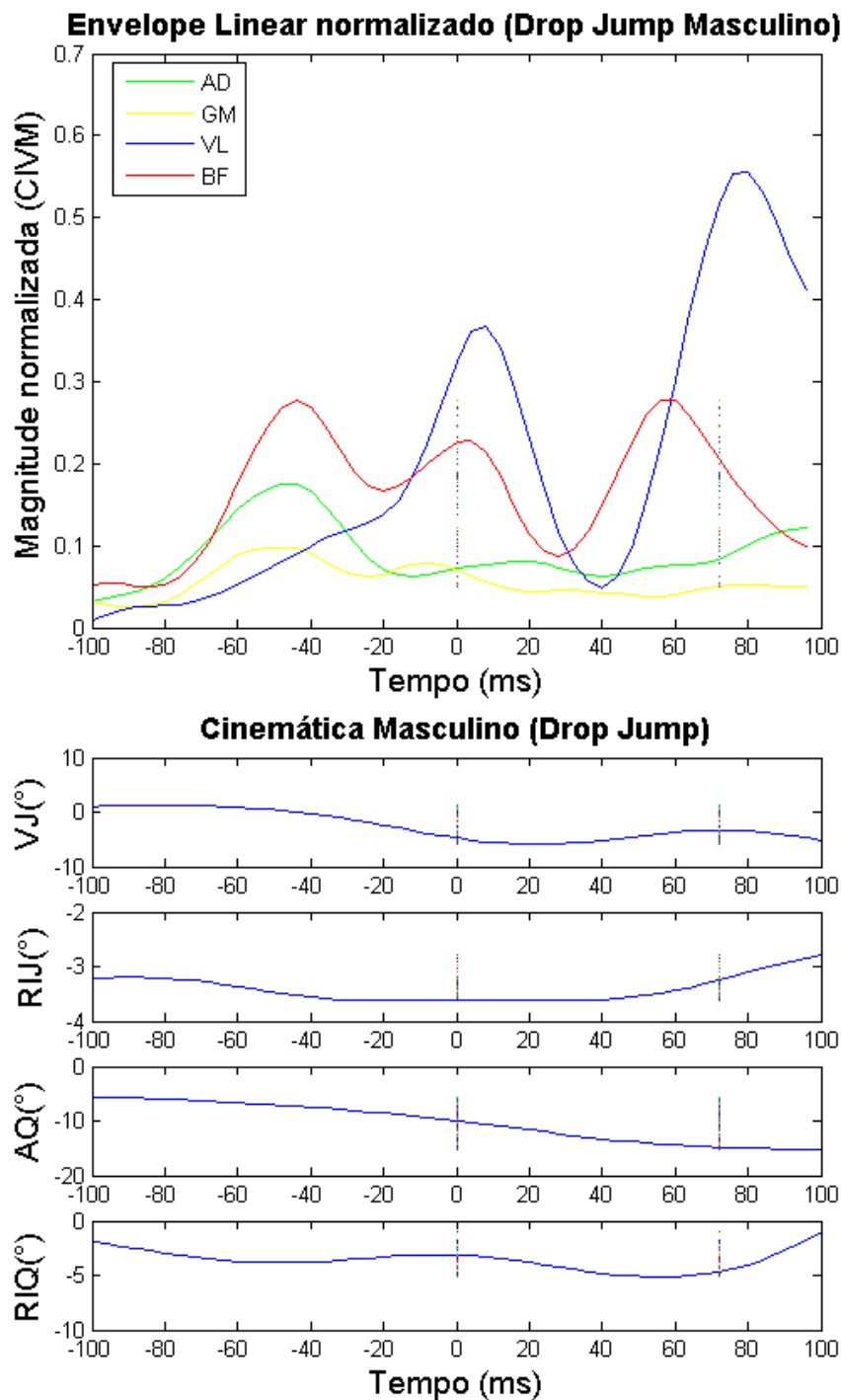


Figura 5.2: Envelope linear (acima) e comportamento angular de joelho e quadril (abaixo) de um voluntário. As linhas verticais marcam o intervalo analisado.

Os coeficientes de correlação intraclasse relativos a ambos os saltos indicaram forte e moderada reprodutibilidade para as razões VL/BF e AD/GM, respectivamente (Tabela 5.1). Os valores de ICC para a CCM assemelharam-se aos da razão AD/GM. Com relação à FMI, apenas VL apresentou elevada reprodutibilidade. Os valores de ICC para GM e

AD indicam moderada correlação em ambos os saltos e para o *stop jump*, respectivamente. BF não apresentou constância nos valores de FMI entre saltos.

Tabela 5.1: Valores de ICC para as variáveis CCM, razão e FMI referentes aos saltos

Variável		ICC	
		Drop jump	Stop jump
Razão	AD/GM	0,66	0,66
	VL/BF	0,80	0,77
CCM	AD/GM	0,61	0,63
	VL/BF	0,66	0,59
FMI	AD	0,19	0,49
	GM	0,52	0,49
	VL	0,63	0,76
	BF	0,28	0,25

A Tabela 5.2 apresenta os valores de força normalizada dos grupamentos de quadril e joelho de homens e mulheres. Apesar da tendência de valores maiores para homens, não houve diferença significativa entre os gêneros, exceto para os flexores do joelho, maior no grupo masculino.

As ativações de GM e VL, tanto para o *drop* quanto para o *stop jump*, de mulheres foram sempre maiores ( $p < 0,05$ ). Por outro lado, a ativação de BF e AD foi maior para homens em ambos os saltos e no *stop jump* ( $p < 0,05$ ), respectivamente (Figura 5.2).

Tabela 5.2: Média e desvio padrão dos valores de força normalizados pela massa corporal de homens e mulheres

Articulação	Grupamento	Homens	Mulheres	Valor P
Quadril	Adutores	4,76 (0,95)	4,32 (0,79)	0,17

Joelho	Abdutores	5,78 (0,90)	5,43 (1,15)	0,33
	Extensores	8,24 (1,44)	7,69 (1,83)	0,34
	Flexores	5,23 (0,95)	4,53 (0,75)	0,03*

Os valores de FMI relativos ao VL ( $p < 0,05$ ) foram sempre maiores para o grupo masculino. As frequências de ativação do BF ( $p < 0,05$ ) foram igualmente maiores para este grupo durante o *drop jump* (Figura 5.3). Não houve diferença nos valores de FMI advindos do AD e do GM, apesar da tendência de valores maiores para homens no que se refere às frequências de recrutamento do AD (Figura 5.3).

A CCM entre VL/BF foi maior para homens ( $p < 0,05$ ), enquanto a razão entre as mesmas musculaturas foi sempre maior para mulheres ( $p < 0,05$ ), independente da tarefa motora (Figuras 5.4 e 5.5). Não houve diferença entre os dois gêneros no que se refere a CCM entre AD/GM ( $P > 0,05$ ). No entanto, a razão AD/GM foi sempre maior para o gênero masculino ( $p < 0,05$ ).

Os valores de correlação entre a ativação média de AD, GM, VL e BF e a força relativa à CIVM dos grupamentos musculares analisados indicaram ausência de relação linear significativa ( $p > 0,05$ ) entre tais variáveis (Tabela 5.3), mesmo quando considerados os gêneros separadamente (Tabela 5.4). No entanto, o grupo feminino apresentou maiores valores de correlação para o VL e o GM para ambos os saltos e para o *stop jump*, respectivamente. Não houve correlação significativa entre a força dos grupamentos musculares e a FMI das musculaturas mesmo quando considerado o gênero separadamente (Tabelas 5.5 e 5.6), exceto para o VL de homens que apresentou correlação significativa com a força dos extensores do joelho para o *stop jump*. Embora as mulheres tenham apresentado valores de correlação entre FEXT/FFLE e razão VL/BF maiores (módulo) em relação aos homens, não houve correlação significativa para ambas as tarefas motoras (Tabelas 5.7 e 5.8). Os resultados de correlação entre FEXT/FFLE e a CCM entre VL/BF indicam ausência de relação linear entre as duas variáveis, independente do gênero (Tabelas 5.7 e 5.8). FAD/FAB não apresentou correlação significativa com a CCM entre AD/GM para ambos os saltos e uma fraca correlação com a razão AD/GM para o *drop jump*, considerando toda a amostra (Tabela 5.7) e correlações moderadas para ambos os saltos quando analisado apenas o gênero feminino (Tabela 5.8).

Tabela 5.3: Coeficientes de correlação entre a força dos grupamentos musculares e a ativação das musculaturas pesquisadas (Os valores de força foram normalizados pela



massa corporal de cada sujeito)

Músculo	Drop jump		Stop jump	
	r	Valor p	r	Valor p
AD	-0,21	0,25	-0,20	0,27
GM	0,08	0,65	0,28	0,12
VL	0,17	0,34	0,10	0,57
BF	0,03	0,89	0,19	0,30

Tabela 5.4: Valores de correlação, separados por gênero, entre a força dos grupamentos musculares e a ativação das musculaturas pesquisadas

Músculo	DROP JUMP				STOP JUMP			
	Homens		Mulheres		Homens		Mulheres	
	r	Valor p	r	Valor p	r	Valor p	r	Valor p
AD	-0,39	0,10	0,12	0,70	-0,21	0,39	-0,13	0,68
GM	0,30	0,21	0,14	0,66	0,16	0,51	0,43	0,15
VL	-0,08	0,73	0,45	0,12	-0,13	0,60	0,49	0,08
BF	0,02	0,95	-0,26	0,39	0,08	0,75	0,13	0,68

Tabela 5.5: Coeficientes de correlação entre a força dos grupamentos musculares e a FMI das musculaturas pesquisadas

Músculo	Drop jump		Stop jump	
	r	Valor p	r	Valor p
AD	0,04	0,56	-0,11	0,83
GM	-0,11	0,96	-0,01	0,54
VL	0,02	0,92	0,17	0,36
BF	0,18	0,34	0,04	0,84

\*P<0,05

Tabela 5.6: Valores de correlação, separados por gênero, entre a força dos grupamentos musculares e a média da FMI das musculaturas pesquisadas

Músculo	DROP JUMP				STOP JUMP			
	Homens		Mulheres		Homens		Mulheres	
	r	Valor p	r	Valor p	r	Valor p	r	Valor p
AD	-0,16	0,86	0,19	0,55	-0,04	0,50	-0,37	0,21

GM	-0,30	0,22	0,41	0,15	-0,38	-0,11	0,42	0,12
VL	0,31	0,20	-0,32	0,27	0,47	0,04*	-0,41	0,14
BF	-0,05	0,83	0,23	0,52	0,14	0,57	0,20	0,44

\*P<0,05

Tabela 5.7: Coeficientes de correlação entre as razões de força entre antagonistas e a CCM e razão entre as musculaturas analisadas

Parâmetro	Drop jump		Stop jump	
	r	Valor p	r	Valor p
Razão	r	Valor p	r	Valor p
AD/GM	0,35	0,04*	0,33	0,09
VL/BF	0,18	0,31	0,14	0,44
CCM	r	Valor p	r	Valor p
AD/GM	-0,19	0,29	-0,12	0,50
VL/BF	0,03	0,65	0,08	0,61

\*P<0,05

Tabela 5.8: Coeficientes de correlação, separados por gênero, entre as razões de força entre antagonistas e a CCM e razão entre as musculaturas analisadas

Parâmetro	Drop jump				Stop jump			
	Homens		Mulheres		Homens		Mulheres	
Razão	r	Valor p	r	Valor p	r	Valor p	r	Valor p
AD/GM	0,09	0,70	0,54	0,04*	0,09	0,70	0,59	0,03*
VL/BF	-0,003	0,98	-0,36	0,20	0,008	0,97	-0,39	0,17
CCM	r	Valor p	r	Valor p	r	Valor p	r	Valor p
AD/GM	-0,34	0,15	0,05	0,87	-0,11	0,63	-0,24	0,42
VL/BF	-0,07	0,77	-0,10	0,73	-0,08	0,73	-0,17	0,55

\*P<0,05

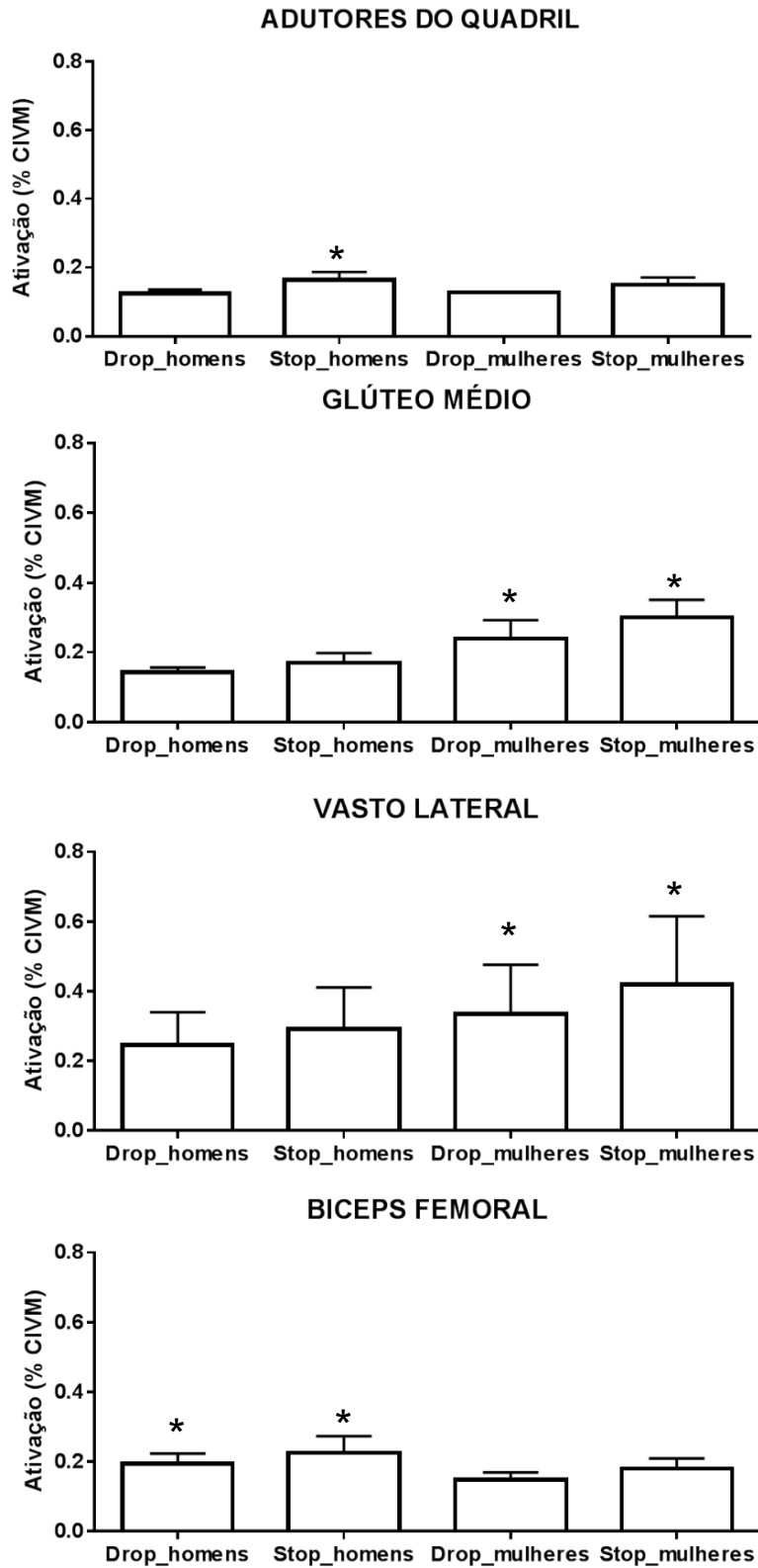


Figura 5.2: Ativações de homens e mulheres durante a execução dos saltos. \*p < 0,05.

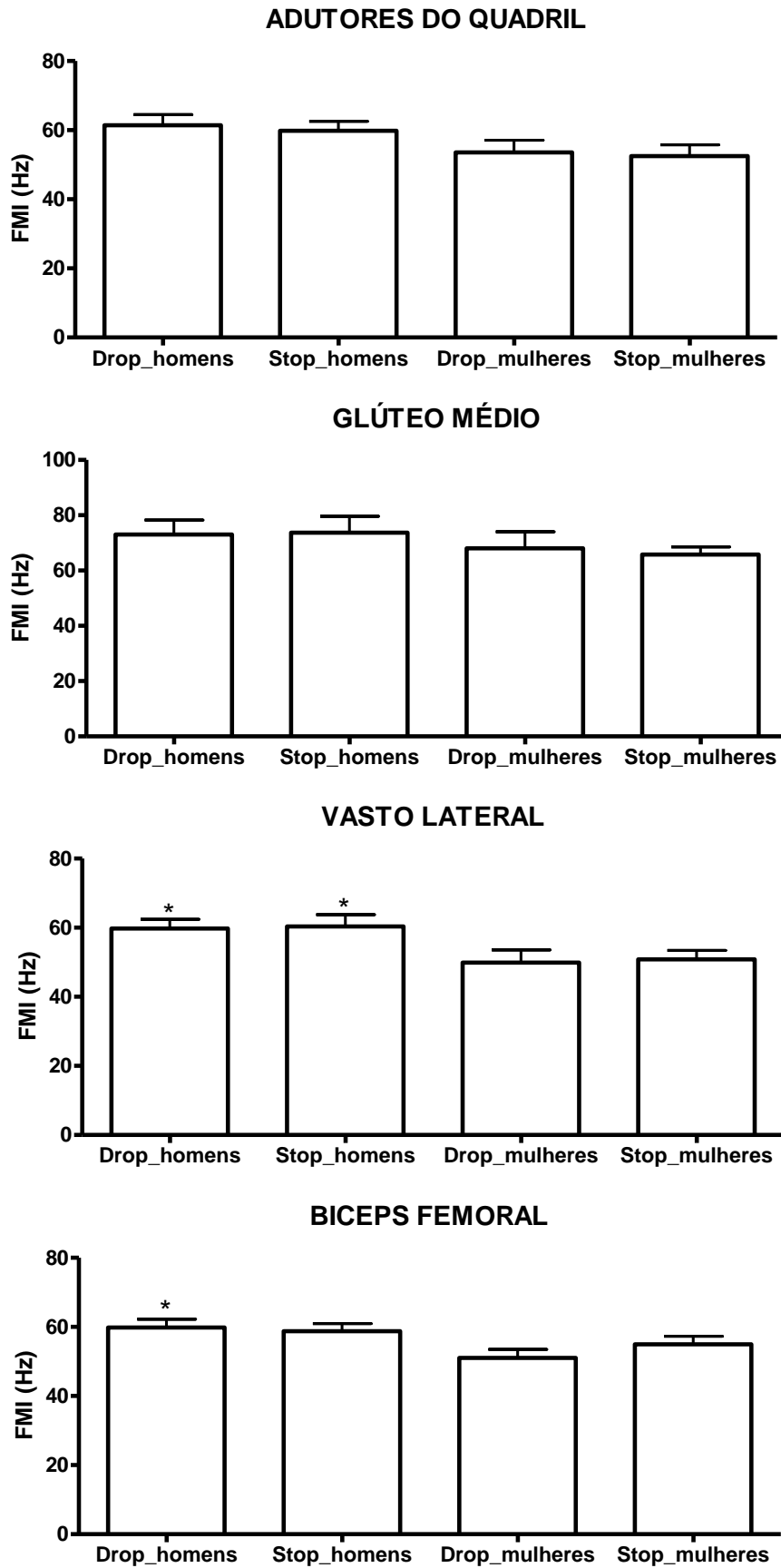


Figura 5.3: FMI de homens e mulheres durante a execução dos saltos. \*  $p < 0,05$ .

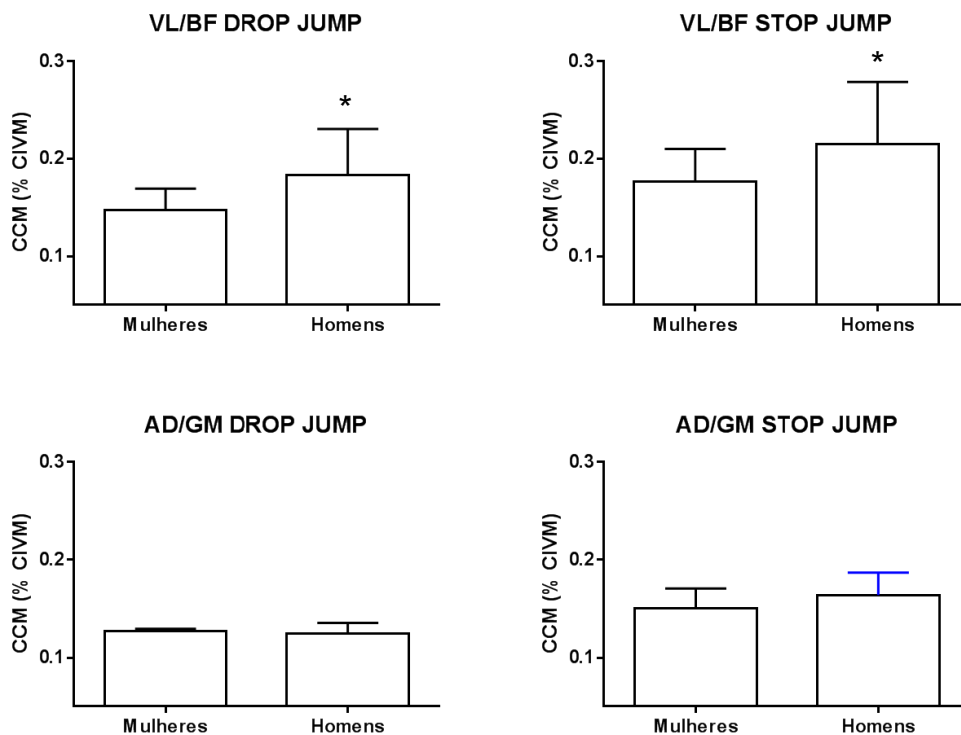


Figura 5.4: CCM de homens e mulheres durante a execução dos saltos. \*  $p < 0.05$ .

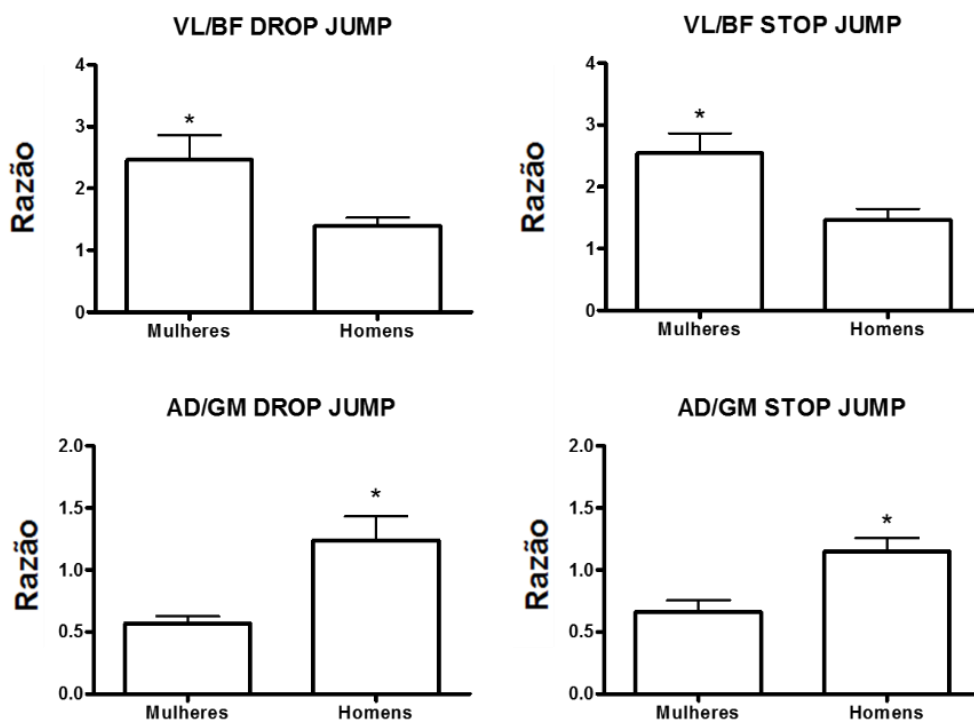


Figura 5.5: Razão entre antagonistas de homens e mulheres durante a execução dos saltos. \*  $p < 0.05$ .

A figura 5.6 apresenta o comportamento angular do joelho de homens e mulheres nos planos frontal e transverso. Não houve diferença significativa entre os gêneros, apesar da tendência de valores majorados para mulheres durante o *stop jump*. Com relação ao quadril, homens aterraram com maiores amplitudes de abdução do quadril (Figura 5.7) em ambos os saltos. No entanto, a diferença significativa ocorreu apenas para o *stop jump* ( $p < 0,05$ ). Inversamente, mulheres realizaram os saltos com maior rotação interna do quadril ( $p < 0,05$ ) em ambos os saltos (Figura 5.7).

As Tabelas 5.9 e 5.10 apresentam os resultados da correlação entre o comportamento angular do quadril e do joelho de toda a amostra com relação ao *drop* e ao *stop jump*, respectivamente. Pode-se destacar AQ que apresentou correlação significativa com a ativação do GM ( $r = 0,46$ ) e com a CCM entre AD/GM ( $r = 0,47$ ) durante o *stop jump*.

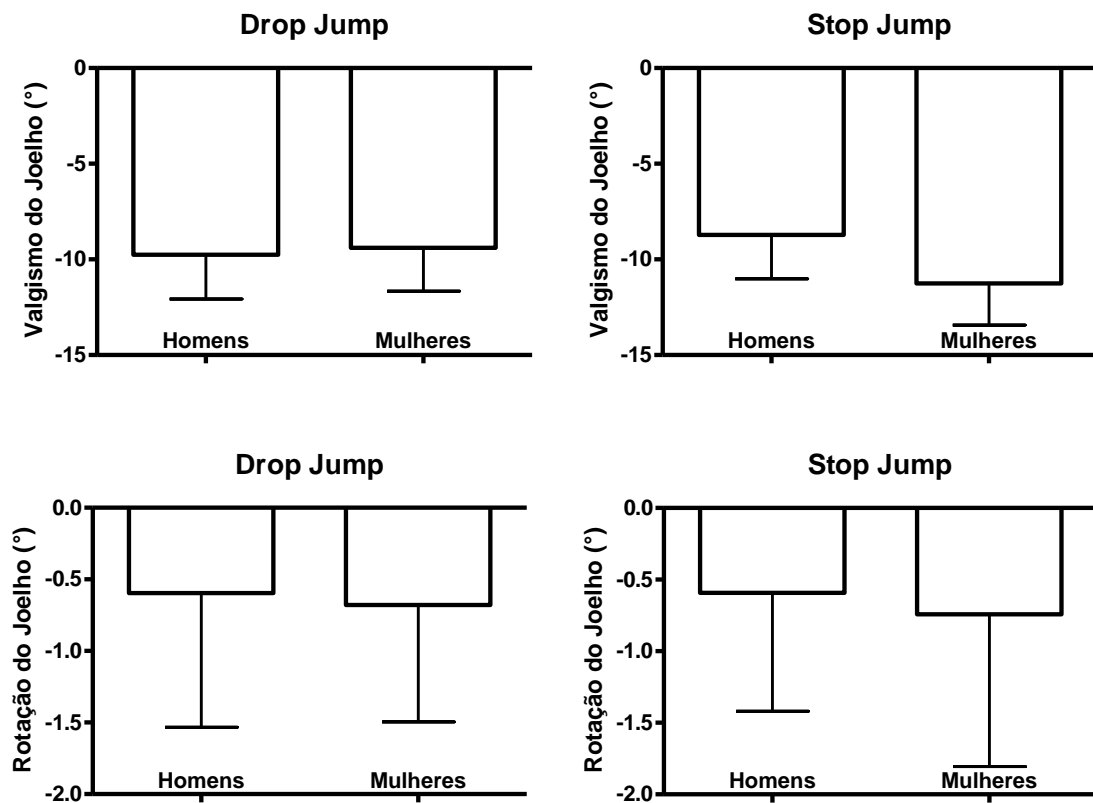


Figura 5.6: Comportamento angular do joelho de homens e mulheres durante os saltos.

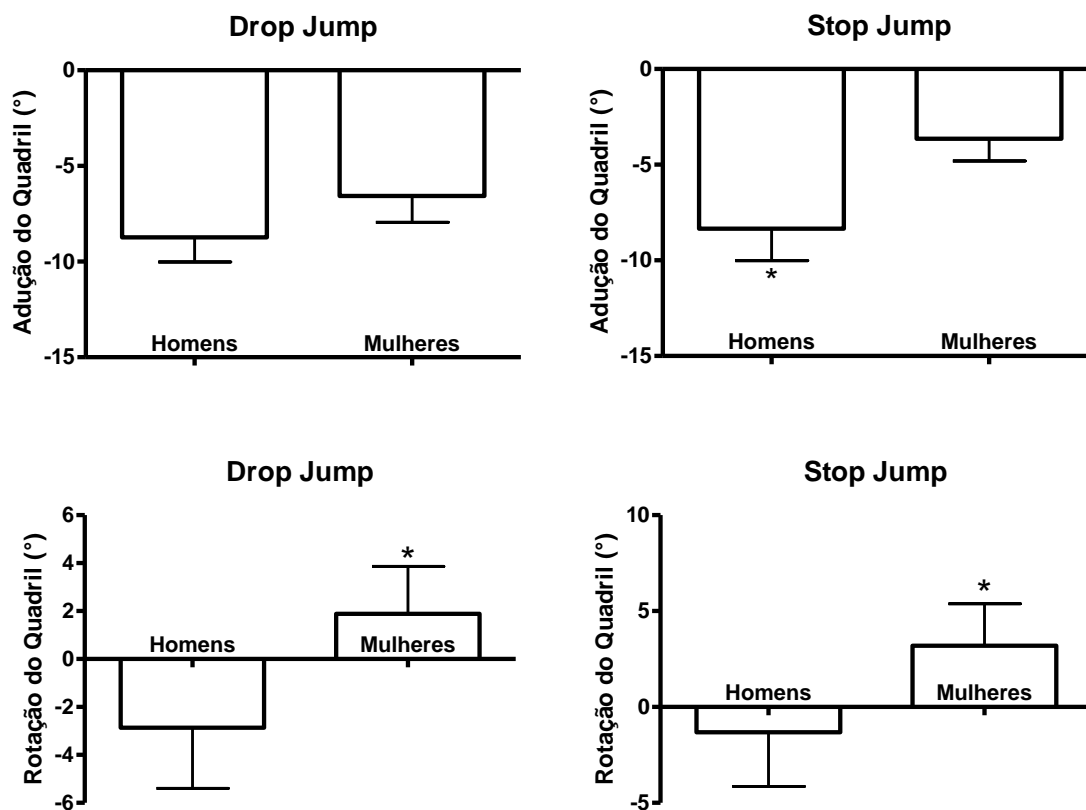


Figura 5.7: Comportamento angular do quadril de homens e mulheres durante os saltos.  
\*P<0,05

Tabela 5.9: Correlação entre o comportamento angular de quadril e joelho e as variáveis retiradas do EMG durante o *drop jump*

	AQ		VJ		RIQ	
	r	Valor P	r	Valor P	r	Valor P
GM	0,24	0,05	-0,11	0,37	-	-
CCM VL/BF	-	-	0,18	0,14	-	-
Razão VL/BF	-	-	0,04	0,72	-	-
CCM AD/GM	0,33	0,006*	0,09	0,45	0,10	0,39
Razão AD/GM	-0,22	0,08	0,12	0,34	-0,26	0,03*

\*P<0,05

Quando considerados os gêneros separadamente, destacam-se os comportamentos contrários das relações entre a razão AD/GM com VJ e AQ, uma vez que o grupo masculino apresentou coeficientes positivos de correlação entre tais variáveis, em oposição aos valores negativos do grupo feminino (Tabelas 5.11 a 5.14). As correlações entre a razão VL/BF e VJ, assim como entre a razão AD/GM e RIQ seguiram a mesma

tendência (Tabelas 5.11 a 5.14). A correlação entre a razão AD/GM e VJ no *drop jump* obteve os resultados mais expressivos para homens ( $r = 0.70$ ) e mulheres ( $r = -0,67$ ). No entanto, a relação entre as variáveis apresentou-se mais linear em mulheres (Figura 5.8). A ativação do GM correlacionou-se com VJ ( $r = -0,42$ ) e AQ ( $r = 0.40$ ) para o *stop jump* para os grupos masculino (Tabela 5.12) e feminino (Tabela 5.14), respectivamente. Os valores de CCM entre AD/GM apresentaram correlações significativas com AQ quando considerada toda a amostra (Tabelas 5.10 e 5.11) e somente o grupo feminino (Tabelas 5.13 e 5.14) em ambos os saltos. Por outro lado, a correlação entre a CCM AD/GM e RIQ foi significativa para homens durante o *drop jump* (Tabela 5.11).

Tabela 5.10: Correlação entre o comportamento angular de quadril e joelho e as variáveis retiradas do EMG durante o *stop jump*

	AQ		VJ		RIQ	
	r	Valor P	r	Valor P	r	Valor P
GM	0,46	$<10^{-3*}$	-0,24	0,05	-	-
CCM VL/BF	-	-	-0,04	0,71	-	-
Razão VL/BF	-	-	0,40	$<10^{-3*}$	-	-
CCM AD/GM	0,47	$<10^{-3*}$	-0,07	0,52	0,01	0,92
Razão AD/GM	-0,32	0,009*	0,16	0,18	-0,08	0,49

\* $P < 0,05$

Tabela 5.11: Correlação entre o comportamento angular de quadril e joelho e as variáveis retiradas do EMG de homens durante o *drop jump*

	AQ		VJ		RIQ	
	r	Valor P	r	Valor P	r	Valor P
GM	0,09	0,62	-0,42	0,02*	-	-
CCM VL/BF	-	-	0,27	0,12	-	-
Razão VL/BF	-	-	-0,36	0,04*	-	-
CCM AD/GM	0,11	0,52	0,30	0,056	-0,44	0,004*
Razão AD/GM	0,008	0,96	0,70	$<10^{-3*}$	-0,56	$<10^{-3*}$

\* $P < 0,05$



Tabela 5.12: Correlação entre o comportamento angular de quadril e joelho e as variáveis retiradas do EMG de homens durante o *stop jump*

	AQ		VJ		RIQ	
	r	Valor P	r	Valor P	r	Valor P
GM	0,18	0,32	-0,25	0,17	-	-
CCM VL/BF	-	-	-0,21	0,25	-	-
Razão VL/BF	-	-	-0,11	0,53	-	-
CCM AD/GM	-0,04	0,82	0,13	0,40	-0,19	0,23
Razão AD/GM	0,50	0,001*	-0,002	0,89	-0,25	0,12

\*P<0,05

Tabela 5.13: Correlação entre o comportamento angular de quadril e joelho e as variáveis retiradas do EMG de mulheres durante o *drop jump*

	AQ		VJ		RIQ	
	r	Valor P	r	Valor P	r	Valor P
GM	0,24	0,19	-0,02	0,90	-	-
CCM VL/BF	-	-	0,11	0,53	-	-
Razão VL/BF	-	-	0,25	0,14	-	-
CCM AD/GM	0,38	0,02*	-0,03	0,87	0,25	0,14
Razão AD/GM	-0,29	0,09	-0,67	<10 <sup>-3</sup> *	0,60	<10 <sup>-3</sup> *

\*P<0,05

Tabela 5.14: Correlação entre o comportamento angular de quadril e joelho e as variáveis retiradas do EMG de mulheres durante o *stop jump*

	AQ		VJ		RIQ	
	r	Valor P	r	Valor P	r	Valor P
GM	0,40	0,03*	-0,16	0,38	-	-
CCM VL/BF	-	-	0,09	0,57	-	-
Razão VL/BF	-	-	0,42	0,01*	-	-
CCM AD/GM	0,50	0,002*	0,06	0,72	-0,14	0,44
Razão AD/GM	-0,37	0,03*	-0,41	0,01*	0,42	0,01*

\*P<0,05

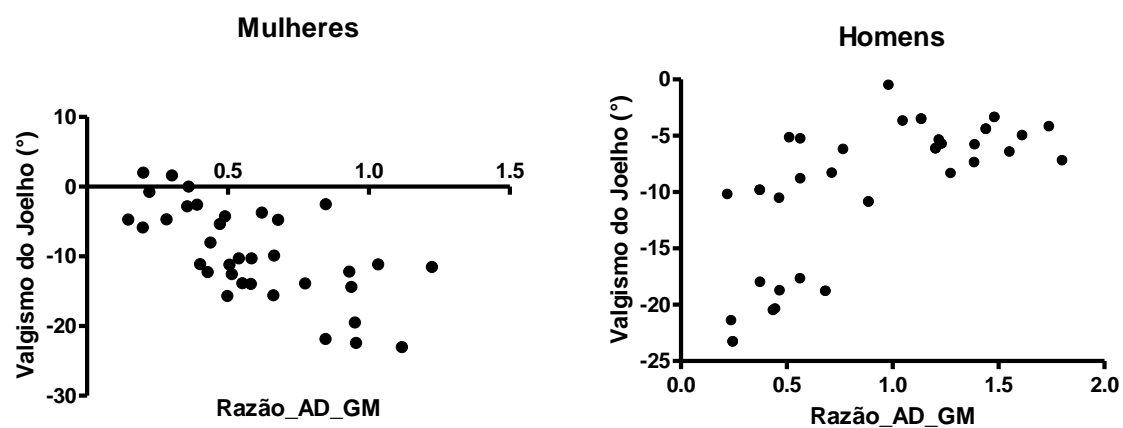


Figura 5.8: Correlação entre a razão AD/GM e o valgismo do joelho em mulheres e homens durante a execução do *drop jump*.

## 6. DISCUSSÃO

O presente estudo avaliou as diferenças entre homens e mulheres no que diz respeito à CCM e à razão entre músculos antagonistas de quadril e joelho nos 72 ms seguintes ao contato inicial com o solo. Os valores de FMI foram igualmente comparados entre gêneros. Possíveis correlações relacionadas à atividade muscular e força isométrica também foram investigadas. Por fim, foram avaliadas possíveis relações entre a ativação das musculaturas analisadas e o comportamento cinemático do quadril e do joelho dos sujeitos nos planos frontal e transversal. Os principais achados indicam que homens apresentam maior recrutamento concomitante de musculaturas antagonistas da articulação do joelho durante as tarefas motoras analisadas. Por outro lado, não foram encontradas diferenças para a CCM dos músculos do quadril. Isto ocorreu em função do baixo recrutamento dos adutores em ambos os grupos, uma vez que as mulheres apresentaram maior ativação do GM. Igualmente, além de maiores valores de FMI para o VL, homens parecem concatenar maiores intensidades de recrutamento, com maiores frequências de ativação do BF. Além disso, pode-se sugerir que mulheres apresentam um nível maior de dependência da força de extensores de joelho e, principalmente, de abdutores de quadril para a realização de saltos. Os dados ainda sugerem comportamentos opostos de homens e mulheres no que se refere à relação entre a ativação muscular e o comportamento cinemático durante a aterragem de saltos.

Muito embora CAVANAH e KOMI (1979) tenham sugerido um intervalo de 49 ms para o atraso eletromecânico, acredita-se que o mesmo não constitui limitação para a interpretação dos resultados do presente estudo, uma vez que achados mais recentes têm indicado intervalos menores que 15 ms (CORCOS *et al.*, 1992; TILLIN *et al.*, 2008; YAVUZ *et al.*, 2010) para o intervalo entre o início da ativação e da produção de força por parte da musculatura.

Apesar de alguns autores sugerirem que a reprodutibilidade do EMG durante vários saltos seria dependente do músculo estudado (GOODWIN *et al.*, 1999), os achados do presente estudo indicam que a relação de ativação entre os antagonistas é razoavelmente estável, como pode ser visto nos resultados de ICC para as variáveis CCM e razão (Tabela 5.1). Os valores de ICC oriundos da FMI sugerem que VL e GM apresentam, respectivamente, forte e moderada constância nas frequências de ativação ao contrário de BF e AD. Tal condição poderia ser explicada pelo fato do VL e do GM serem diretamente

responsáveis pela contenção das tendências de flexão do joelho e adução do quadril após o contato com o solo. Neste sentido, o controle muscular autonômico do movimento seria uma função da magnitude da ativação e da frequência de disparo das unidades motoras das musculaturas diretamente responsáveis pelo controle do movimento por meio da contração excêntrica (HORITA *et al.*, 1996).

As lesões no LCA ocorrem geralmente logo após o contato com o solo, quando o quadríceps se contrai fortemente para restringir a tendência de flexão do joelho (ARENDRT e DICK, 1995). Os resultados deste estudo sugerem que homens têm níveis mais elevados de CCM no plano sagital. Esta condição pode estar relacionada ao fato de a ativação pré-contato dos isquiotibiais ocorrer mais intensamente em homens (GRIFFIN *et al.*, 2006, NAGANO *et al.*, 2007; LANDRY *et al.*, 2009), funcionando como uma preparação para uma atividade reflexiva subsequente (GOTTILIEB *et al.*, 1981).

Como descrito anteriormente, KROSSHAUG *et al.* (2007) sugeriram que as lesões em mulheres relacionadas às aterragens bilaterais ocorrem, em média, 39 ms após o contato inicial com o solo e na maioria dos casos até 50 ms após o mesmo. Os resultados da CCM entre VL / BF do presente estudo, vão ao encontro de tais informações, uma vez que a CCM em mulheres foi menor nos 72 ms após o contato (Figura 5.3). Estes resultados, em conjunto com o aumento da razão entre VL/BF no sexo feminino (figura 5.4) e a frequência de ativação aumentada do BF em homens (BEAULIEU *et al.*, 2008), ratificam a tendência de diferenças no comportamento muscular das mulheres em relação aos homens (NAGANO *et al.*, 2007). Por outro lado, a razão entre VL/BF apresentou correlação significativa com VJ para mulheres durante o *stop jump*, indicando que o aumento da atividade do VL reduziria o VJ. Contudo, tal estratégia não parece ser a mais adequada, visto que foi demonstrado que contrações intensas do quadríceps podem acentuar sobremaneira o deslocamento anterior da tíbia e diretamente causar a lesão ligamentar (DEMORAT *et al.*, 2004). Desta forma, os resultados da correlação entre a razão AD/GM e VJ em mulheres ( $r = - 0,67$ ) sugerem que o controle do posicionamento em valgo do joelho seria diretamente influenciado pela ativação recíproca das musculaturas adutoras e abductoras do quadril, onde a redução da razão por meio do incremento da atividade do GM reduziria a AQ (Tabela 5.14) e, conseqüentemente, aproximaria o joelho de uma posição em varo. Este conjunto de informações confirma a hipótese experimental de diferentes padrões de recrutamento muscular entre homens e mulheres durante a realização dos saltos. Neste sentido, pode-se sugerir que os dados oriundos do EMG de grupos masculinos e femininos e obtidos durante a realização de

saltos devem ser analisados separadamente uma vez que os padrões de recrutamento parecem ser claramente distintos.

Considerando a CCM como uma interpretação das estratégias de sinergismo muscular utilizada neste estudo, embora alguns autores tenham sugerido outros parâmetros como a razão (NAGANO *et al.*, 2007; HANSON *et al.*, 2008) e a diferença (ZEBIS *et al.*, 2009) entre a ativação de antagonistas, a CCM agrega informações adicionais associadas ao recrutamento concomitante destes músculos. Além da já exposta diferença entre gêneros nos níveis de CCM entre VL/BF, a CCM entre AD/GM apresentou correlação significativa com AQ para mulheres em ambos os saltos (Tabelas 5.13 e 5.14), sugerindo que níveis mais elevados de CCM estariam relacionados com a redução da AQ, descrita como fator de risco para as lesões no LCA (GRIFFIN *et al.*, 2006; HEWETT *et al.*, 2013). Desta forma, novos estudos poderiam utilizar esta informação, em conjunto com outros parâmetros vinculados ao EMG, com o intuito de procurar um nível mínimo de ativação muscular recíproca, a fim de determinar os níveis de segurança relacionadas com a integridade articular durante atividades dinâmicas que envolvam cargas axiais elevadas.

Acredita-se que pesquisas envolvendo o treinamento neuromuscular poderiam monitorar mais esta informação durante o período de participação em treinamentos específicos propostos para indivíduos em condições de risco. A relevância destes temas torna-se ainda mais expressiva ao considerar-se que estudos anteriores demonstraram alterações significativas nos padrões de ativação muscular durante a realização de saltos por indivíduos envolvidos em treinamento neuromuscular (CHIMERA *et al.*, 2004; LEPHART *et al.*, 2005). Além disso, evidências sugerem que o treinamento neuromuscular por meio de tarefas motoras apropriadas pode auxiliar no desenvolvimento de reflexos musculares diretamente relacionados ao controle do posicionamento do joelho durante as fases críticas da aterragem (BESIER *et al.*, 2001). Desta forma, seria interessante acompanhar a evolução dos níveis de CCM ao nível do joelho e quadril durante e após a submissão às atividades dinâmicas como o treinamento pliométrico e verificar se o aumento da CCM estaria relacionado ao incremento das forças compressivas no entorno da articulação do joelho, visto que tal fato promoveria o aumento da proteção contra o deslocamento anterior da tíbia (IMRAN e O'CONNOR, 1997).

Por outro lado, não foram identificadas diferenças entre homens e mulheres com relação a CCM entre AD/GM. Este fato está relacionado principalmente à baixa ativação

de AD em ambos os sexos, uma vez que a razão AD/GM foi maior para os homens, indicando maiores níveis de atividade do GM no sexo feminino. Estes resultados podem estar associados às diferenças na cinemática durante a aterragem, onde mulheres tipicamente aterraram com maiores amplitudes de RIQ (Figura 5.6) e AQ (GRIFIN *et al.*, 2006, BALDON *et al.*, 2011). Considerando que a atividade mioelétrica durante o período considerado é uma resposta reflexa ao contato inicial com o solo (HORITA *et al.*, 1996), a atividade majorada do GM pode ser uma tentativa de controlar as acima referidas AQ e RIQ, além do VJ durante a aterragem (Tabelas 5.13 e 5.14). Outros autores não encontraram diferenças entre homens e mulheres no que diz respeito à ativação do GM (ZAZULAK *et al.*, 2005; CARCIA e MARTIN, 2007). Considerando que a janela temporal adotada em ambos os estudos vai de 200 ms antes até 250 ms após o contato inicial, acredita-se que essas variações podem estar associadas ao intervalo distinto adotado no presente estudo, o qual estaria relacionado apenas à atividade muscular involuntária. Além disso, apesar de encontrar valores majorados de ativação do GM em mulheres na fase pré-contrato, HANSON *et al.* (2008) relataram ausência de diferenças após o contato. Contudo, pode-se fazer interpretação similar a dos estudos anteriores tendo em vista que tais autores analisaram a ativação das musculaturas em toda a extensão da fase de apoio.

Os valores de FMI para as musculaturas do quadril e joelho não apresentaram constância nas frequências, sugerindo estratégias de recrutamento voltadas para a intensidade da ativação. A exceção parece ser o VL, onde os valores de ICC para a FMI indicaram forte reprodutibilidade (Tabela 5.1). Tal condição poderia estar relacionado ao fato desta musculatura ser a principal produtora de torque no joelho quando os movimentos são realizados em cadeia cinética fechada (SELL *et al.*, 2007). Neste sentido, considerando que os movimentos investigados ocorrem preponderantemente no plano sagital, o vasto lateral constitui a principal musculatura, entre as pesquisadas, no que se refere à contenção da tendência de flexão e a redução da velocidade de deslocamento do centro de gravidade (SANTELLO, 2005). HORITA e colaboradores (1996) relataram que as principais respostas reflexivas ao *drop jump*, capturadas por eletrodos de superfície fixados na altura do VL ocorrem, em média, próximo aos 30 e 55 ms após o contato com o solo. Além disso, sugerem ainda uma possível relação entre a frequência de ativação das musculaturas e a tonicidade (*stiffness*) muscular. Por conseguinte, esta tendência de manutenção das frequências poderia estar relacionada a sustentação de um tônus muscular adequado, uma vez que tal comportamento parece estar relacionado com a estabilização

articular dinâmica (GRANATA *et al.*, 2002b; WOJTYS *et al.*, 2002).

Com relação às outras musculaturas pesquisadas, os resultados de ICC para o GM indicam apenas uma moderada reprodutibilidade em ambas as tarefas motoras. Tal resultado não pode ser desprezado, uma vez que tal musculatura é atuante principalmente em movimentos que ocorrem no plano frontal. Assim, acredita-se que os valores moderados dos coeficientes de correlação estariam atrelados a uma tendência de controle da adução do quadril inerente à aterragem de saltos, que tende a ser mais acentuada em mulheres (Figura 5.6). Tal informação torna-se ainda mais importante com a consideração do fato de que a atuação dos abdutores do quadril parece estar diretamente relacionada ao posicionamento adequado do joelho no plano frontal durante as aterragens e estariam vinculadas à redução do valgo dinâmico do joelho (OLMSTEAD *et al.*, 1986; CHIMERA *et al.*, 1986).

Embora não significativos, os coeficientes de correlação entre a FMI do GM e a força dos abdutores sugere, no caso do grupo feminino integrante desta pesquisa, uma relação de fraca a moderada entre a capacidade de produção de força por parte dos abdutores do quadril e a frequência de ativação deste músculo, ao contrário do grupo masculino. Não se sabe se tal fato estaria relacionado à individualidade biológica das voluntárias em função da maior ou menor concentração de unidades motoras de alto limiar ou a um possível efeito de treinamento uma vez que todas eram ativas fisicamente. Neste sentido, futuros estudos poderiam investigar essas possibilidades e verificar se o aumento dos níveis de força e potência muscular em função do treinamento neuromuscular promoveria alteração concomitante nas frequências do EMG em movimentos usualmente empregados para avaliar os riscos de lesão no LCA como saltos e corridas com mudanças de direção.

O grupo masculino apresentou valores majorados de FMI de VL e BF. Neste sentido, estudos com modelos experimentais controlados ratificaram a relação entre frequência de ativação e o tipo de unidade motora ativa durante a contração muscular (WAKELING, 2009). Assim, as frequências mais elevadas sugeririam tanto a ativação como maior concentração de unidades motoras com maior capacidade de produção de força. Contudo, considerando que apenas a FMI do VL correlacionou-se moderadamente ( $r = 0,47$ ) com a força dos extensores do joelho (Tabela 5.6), não parece haver relação suficientemente forte para atestar alguma linearidade entre a capacidade de força isométrica dos grupamentos musculares e as frequências de ativação das musculaturas (FARINA *et al.*, 2002). Com relação ao BF, tanto a magnitude da ativação, como a FMI

foram maiores para o grupo masculino (BEAULIEU *et al.*, 2008). Tal fato aponta para uma efetiva participação desta musculatura no que se refere à estabilização dinâmica do joelho, uma vez que, como os outros isquiotibiais, o BF exerce função agonista ao LCA (GRIFFIN *et al.*, 2006). Desta forma, acredita-se que a análise conjunta da magnitude e da frequência de ativação das musculaturas pode trazer informações valiosas na tentativa de ajudar a explicar o porquê da maior incidência de lesões em mulheres. No entanto, os dados indicam que não se pode traçar uma relação direta entre as frequências de ativação das musculaturas com a força dos grupamentos musculares.

SHULTS *et al.* (2009) sugeriram que a força dos extensores do joelho constitui um preditor da ativação do quadríceps fraco para o sexo masculino e moderado para o sexo feminino. Os achados do presente estudo corroboram parcialmente esta proposição, uma vez que as mulheres apresentaram moderada ( $r > 0,4$ ) correlação, em contraste com os homens que tiveram uma correlação insignificante ( $r < |0,15|$ ) em ambos os saltos. Além disso, apesar dos escores moderados para o grupo feminino, as correlações não apresentaram significância estatística. Acredita-se que tal fato esteja relacionado à pequena amostra (14 mulheres). No entanto, esta concordância parcial pode estar relacionada aos procedimentos metodológicos, considerando que, além de usarem uma janela de tempo de 300 ms (150 ms pré e 150 ms pós-contato), tais autores adotaram uma diferente configuração para a fixação dos eletrodos, ou seja, perpendicular às fibras musculares, o que pode alterar significativamente as informações de frequência e magnitude do sinal amostrado (DE LUCA, 1997, ZUNIGA *et al.*, 2010).

O estudo realizado por HOLLMAN *et al.* (2009) indica não haver correlação entre a ativação do GM e a força de abdutores do quadril, durante um agachamento unilateral realizado por mulheres. Os resultados do presente estudo relativo às mulheres ratificam parcialmente essas informações, uma vez que não foram encontradas correlações significativas entre a atividade elétrica do GM e a força isométrica de abdutores de quadril (Tabela 5.3) para ambos os saltos. No entanto, apesar de não significativa, o valor de correlação para o stop jump ( $r = 0,43$ ) sugere que a CIVM de abdutores do quadril poderia explicar cerca de 18,5% da ativação do GM. As diferenças entre os resultados podem ser explicadas pelas distintas tarefas motoras e pela janela de tempo de 500 ms adotadas por HOLLMAN e colaboradores.

Acredita-se que este é o primeiro estudo a avaliar as possíveis correlações entre a razão e a CCM de musculaturas antagonistas com a razão de forças entre os respectivos grupamentos musculares concorrentes. A correlação não significativa entre CCM e razão



de forças entre grupamentos antagonistas pode ser interpretada pelo fato de a CCM estar relacionada a um valor mínimo concomitante de ativações musculares, ao contrário da razão. Por outro lado, a razão AD/GM apresentou correlação significativa com FAD/FAB para o grupo feminino, não apenas para o *drop jump* ( $r = 0,54$ ), mas também para o *stop jump* ( $r = 0,59$ ). Tais resultados ratificam a teoria que sugere maior dependência de mulheres no que se refere à força dos músculos adutores e abdutores do quadril durante a aterragem (JACOBS *et al.*, 2007; WALLACE *et al.*, 2008). Além disso, altas taxas de ativação dos abdutores do quadril parecem estar diretamente relacionadas a maiores níveis de produção de força (DAI *et al.*, 2014) e à posição articular neutra do joelho no plano frontal (Tabela 5.13), beneficiando a estabilidade articular dinâmica (CHIMERA *et al.*, 2004).

A correlação significativa entre a razão AD/GM e FAD/FAB pode ser interpretada qualitativamente como uma variação concomitante entre as forças dos grupamentos adutores e abdutores do quadril e as ativações de AD e GM, respectivamente. A consideração deste fato em conjunto com as correlações entre a ativação e a FMI do GM com a força dos abdutores reafirma a importância dos abdutores na redução do valgo dinâmico do joelho (Tabelas 5.13 e 5.14) por meio do controle da AQ (LLOYD e BUCHANAN, 2001; CLAIBORNE *et al.*, 2006).

A hipótese experimental foi parcialmente confirmada considerando que os parâmetros de ativação do GM e do VL foram ligeiramente correlacionados com a força muscular das mulheres participantes desta pesquisa. Os valores marginais de significância ( $p > 0,05$ ) e as correlações entre moderadas e fracas ( $r < 0,5$ ) concordam parcialmente com a expectativa inicial. Os pequenos valores de correlação indicam que a ativação muscular durante os 72 ms iniciais após o contato está mais relacionada com a atividade neuronal periférica do que com a CIVM (HOLMAN *et al.*, 2013). Além disso, tendo em vista que a resposta muscular inicial após o contato é relativa a uma contração excêntrica reflexa controlada involuntariamente pelo sistema nervoso central (HORITA *et al.*, 1996), a ausência de correlação significativa poderia ser explicada pela diferente natureza entre a força isométrica medida (voluntária) e aquela relativa à aquisição do EMG no intervalo considerado. Tal fato reforça a evidência de que o treinamento de força não deve ser proposto isoladamente, mas em conjunto com outros métodos de treinamento, como a pliometria (YOO *et al.*, 2009), o treinamento de equilíbrio e o treinamento proprioceptivo (COCHRANE *et al.*, 2010), a fim de evitar lesões do LCA.

Com relação a cinemática dos saltos, o grupo feminino apresentou maiores

amplitudes (Figura 5.6) de AQ e RIQ (GRIFFIN *et al.*, 2006; CHAPPELL *et al.*, 2007; HEWETT *et al.*, 2013). Não houve diferença significativa com relação ao joelho, apesar da tendência de VJ mais acentuado em mulheres para o *stop jump*. Tal fato vai de encontro aos achados de outros autores que relataram valores majorados de VJ, AQ e RIQ em mulheres (GRIFFIN *et al.*, 2006). Acredita-se que tal diferença esteja relacionada ao intervalo adotado no presente estudo, visto que a maioria das pesquisas analisaram os dados cinemáticos ao longo de toda a fase excêntrica da aterragem (HEWETT *et al.*, 2005).

O exame das correlações entre as variáveis vinculadas ao EMG das musculaturas pesquisadas com o comportamento cinemático de quadril e joelho sugere que homens e mulheres utilizam estratégias antagônicas de controle do posicionamento das articulações durante os saltos (Tabelas 5.11 a 5.14). A correlação negativa entre a razão AD/GM e AQ encontrada para mulheres para o *stop jump* indica que a redução da razão promoveria a aproximação do quadril de uma posição de abdução. Por outro lado, o aumento da razão acresceria a amplitude de AQ. A relação inversa obtida para homens para a mesma tarefa motora aponta que o acréscimo da razão estaria relacionado à redução da AQ, enquanto sua atenuação indicaria amplitude majorada de AQ. Tal relação sugere novamente a dependência do grupo feminino no que se refere à ativação do GM para o controle do posicionamento do quadril durante a aterragem dos saltos (LLOYD e BUCHANAN, 2001; CLAIBORNE *et al.*, 2006). Além disso, pode-se sugerir que mulheres com ativações mais acentuadas do AD em relação ao GM tenderiam a aterrizar com maiores amplitudes de AQ, aumentando assim os riscos ao LCA (HEWETT *et al.*, 2005; HEWETT *et al.*, 2013). Com relação aos homens, a relação inversa poderia estar relacionada a tentativa de controlar a abdução do quadril por meio do aumento da ativação dos adutores, visto que os mesmos aterraram em maiores amplitudes de abdução (Figura 5.6).

A correlação entre a razão AD/GM e RIQ apresentou comportamento oposto em relação à AQ: as mulheres apresentaram coeficientes de correlação positivos significativos em ambos os saltos enquanto os homens apresentaram correlação negativa e apenas para o *drop jump*. A correlação positiva para mulheres indica que o aumento da razão estaria relacionado a maiores níveis de RIQ. Esta condição poderia estar relacionada ao fato de alguns adutores como o grácil funcionarem também como rotadores internos do quadril (RASCH e BURKE, 1977). Neste sentido, maiores ativações do AD representariam aumentos concomitantes na razão e na amplitude da RIQ. Assim, como

no caso da AQ, a intensidade da ativação de AD estaria relacionada às possibilidades de lesão, uma vez que evidências indicam a RIQ como fator de risco (GRIFFIN *et al.*, 2006). O coeficiente negativo para homens sugere uma tentativa de controlar a rotação externa do quadril, uma vez que a ativação de AD ocorreria mais acentuadamente em relação ao GM quando a rotação externa fosse mais acentuada.

A correlação entre a razão AD/GM e VJ constitui o principal achado do presente estudo no que se refere à relação entre as variáveis cinemáticas e aquelas derivadas do sinal mioelétrico obtidas durante os saltos. Além de apresentarem correlações significativas em ambos os saltos, a relação entre tal razão e o VJ se deu de uma forma mais linear em mulheres (Figura 5.7). Considerando o comportamento não linear entre a razão e VJ e a ausência de significância estatística para o *stop jump* em homens, acredita-se que o alto valor de correlação esteja relacionado à variação abrupta dos valores que acarretaria em uma reta de regressão mais acentuada e sem representar adequadamente a variação dos dados. Para o grupo feminino, aumentos na ativação do GM estariam diretamente relacionados à redução do VJ, uma vez que a razão seria reduzida e os ângulos do joelho no plano frontal se aproximariam dos valores positivos. Tal fato vai ao encontro dos achados de alguns autores que indicaram o papel crucial dos abdutores do quadril na manutenção do posicionamento do joelho no plano frontal durante as aterragens (OLMSTEAD *et al.*, 1986; CHIMERA *et al.*, 2004), promovendo redução significativa dos torques de adução e abdução do joelho (HEWETT *et al.*, 1996).

Considerando que os principais achados do presente estudo no que se refere à correlação entre as variáveis vinculadas ao EMG com a CIVM e a cinemática do movimento dizem respeito à região do quadril de mulheres, tais resultados corroboram estudos anteriores que indicam o papel fundamental desta articulação no posicionamento adequado do membro inferior durante os saltos (GRIFFIN *et al.*, 2006; ZAZULAK *et al.*, 2007; HEWETT *et al.*, 2013). Além disso, acredita-se que o EMG pode ser uma ferramenta valiosa na construção das estratégias de treinamento. Por conseguinte, novos estudos deveriam investigar como o treinamento neuromuscular poderia influenciar na relação entre as musculaturas antagonistas e, conseqüentemente, se esta modificação promoveria alterações no comportamento cinemático nos indivíduos submetidos ao treinamento.

Apesar das diferenças descritas anteriormente entre homens e mulheres no que tange à CCM, não ocorreram correlações significativas entre as taxas de co-contração entre VL/BF e AD/GM com o VJ. Neste sentido, não foi possível estabelecer relações

lineares entre estas variáveis. A CCM entre AD/GM correlacionou-se com RIQ durante o *drop jump* para o grupo masculino (Tabela 5.11) e com AQ para o grupo feminino (Tabela 5.14) e o *stop jump*. Desta forma, tais resultados sugerem que a razão entre as ativações musculares normalizadas apresenta relações mais lineares com a cinemática do quadril e do joelho do que a CCM em se tratando das tarefas motoras testadas, como já havia ocorrido com relação à CIVM. Novos estudos devem ser conduzidos com o intuito de verificar se métodos não lineares poderiam fornecer mais informações acerca da relação entre a CCM e o comportamento motor dos sujeitos.

Tanto a baixa amostragem relativa aos parâmetros cinemáticos quanto a utilização de dinamômetros de mão para a mensuração da força muscular dos sujeitos podem eventualmente ser considerados limitações do presente estudo. Em função disso, procurou-se estabelecer estratégias com vistas a reduzir o impacto de tais limitações: a mensuração dos valores de CIVM foi efetuada sempre por um único avaliador experiente e o tratamento estatístico dos dados cinemáticos foi realizado considerando cada salto como um evento isolado.

## 7. CONCLUSÃO

O EMG dos músculos adutores do quadril (AD), glúteo médio (GM), vasto lateral (VL) e bíceps femoral (BF) e os dados cinemáticos de quadril e joelho de homens e mulheres foram analisados nos 72 ms posteriores a aterragem dos saltos *drop jump* e *stop jump*. Homens apresentaram maiores intensidades de ativação e de frequência mediana instantânea do BF. Por outro lado, mulheres ativaram mais intensamente o VL e o GM. Os valores de co-contração (CCM) entre VL/BF e de razão entre AD/GM foram maiores para homens em ambos os saltos. A razão entre VL/BF foi maior em mulheres. A análise conjunta destes padrões distintos de ativação muscular pode auxiliar no entendimento do porquê da maior incidência de lesões no LCA em mulheres.

Com exceção à correlação entre as razões AD/GM e força de adutores /força de abdutores do quadril (FAD/FAB) em mulheres, não foram encontradas correlações significativas entre as ativações das musculaturas pesquisadas e a força de seus respectivos grupamentos musculares. No entanto, a análise dos coeficientes de correlação relativos à ativação do GM e a FAB ( $r > 0,4$ ) em conjunto com a correlação significativa entre as razões de ativação e de força descrita acima sugere que mulheres apresentam maior dependência da força e da ativação dos abdutores do quadril para a realização das aterragens. Conclui-se que a ausência de correlação significativa poderia estar relacionada à diferença entre às naturezas da força isométrica voluntária e aquela relativa à aquisição do EMG no intervalo considerado. Esta evidência reforça a teoria de que o treinamento de força não deve ser proposto isoladamente, mas em conjunto com outros métodos de treinamento, como a pliometria.

A relação entre as variáveis vinculadas ao EMG com o comportamento cinemático de quadril e joelho de homens e mulheres indicou a existência de estratégias antagônicas de controle do posicionamento das articulações durante os saltos. Os dados permitem concluir que a ocorrência do valgismo dinâmico do joelho parece estar diretamente relacionado ao equilíbrio nas ativações de AD e GM, principalmente em mulheres.

Considerando que as principais relações encontradas no presente estudo são relacionadas ao quadril do grupo feminino, pode-se inferir que tal articulação exerce um papel fundamental no posicionamento dos membros inferiores de mulheres durante os saltos, inclusive no estabelecimento de padrões seguros de movimento no que tange à integridade do LCA.

## REFERÊNCIAS

ALIZADEH, A., KIAVASH, V., 2008, “Mean Intercondylar Notch Width Index In Cases With And Without Anterior Cruciate Ligament Tears”. *Iran J Radiol*, v. 5, n. 4, pp. 205-208.

ALLEN, M.; GLASOE, W., 2000, “Metrecom measurement of navicular drop in subjects with anterior cruciate ligament injury”. *J Athl Train*. v. 35, n. 4, pp. 403-406.

ANDERSON, F; PANDY, M., 1993, “Storage and utilization of elastic strain energy during jumping”. *Journal of Biomechanics*, v. 26, n. 12, pp. 1413-1427.

ANDERSON, A.; DOME, D.; GAUTAM, S.; AWH, MH.; RENNIRT, G., 2001, “Correlation of anthropometric measurements, strength, anterior cruciate ligament size and intercondylar notch characteristics to sex differences in anterior cruciate ligament tear rates”. *Am J Sports Med*. v. 29, n. 1, pp. 58-66.

ARENDDT, E.; DICK, R., 1995, “Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer: NCAA data and review of literature”. *Am J Sports Med* v. 23, n. 6, pp. 694-701.

BAK, K., SCAVENIUS, M., HANSEN, S., *et al.*, 1997, “Isolated partial rupture of the anterior cruciate ligament. Long-term follow-up of 56 cases”. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, v. 5, n. 2, pp. 66-71.

BALDON, R., LOBATO, D., CARVALHO, L., SANTIAGO, P., BENZE, B., SERRÃO F., 2011, “Relationship between eccentric hip torque and lower-limb kinematics: gender differences” *J Appl Biomech*, v. 27, n. 3, pp. 223-232.

BEAULIEU, M., LAMONTAGNE, M., XU, L., 2008, “Gender differences in time-frequency EMG analysis of unanticipated cutting maneuvers”, *Med Sci Sports Exerc*, v. 40, n. 10, pp. 1795-804.

BENCKE, J., ZEBIS, M., 2011, “The influence of gender on neuromuscular pre-activity during side-cutting”, *J Electromyogr Kinesiol*, v. 21, n. 2, pp. 371-375.

BEYNNON, B., FLEMING, B., LABOVITCH, R., PARSONS, B., 2002, "Chronic anterior cruciate ligament deficiency is associated with increased anterior translation of the tibia during the transition from non-weightbearing to weightbearing". *J Orthop Res*, v. 20, n. 2, pp. 332-337.

BODEN, B.; DEAN, G.; FEAGIN, J.; GARRETT, W., 2000, "Mechanisms of anterior cruciate ligament injury". *Orthopedics*, v. 23, pp. 573-578.

BONATO, P.; HOY, S.; KNAFLITZ, M. e DE LUCA, C. 1997. "Localized muscle fatigue in back muscles: Static VS dynamic contractions". In: Proceedings of 19th International Conference of the IEEE/EMBS oct. 30 – nov. 2, Chicago, USA, 1263-1266.

BONATO, P; GAGLIATI, G. e KNAFLITZ, M., 1996, "Analysis of Myoelectric Signals Recorded during Dynamic Contractions", *IEEE Eng Med Biol Mag*, v.15, n.6, pp. 102-111.

BONATO, P.; HOY, S.; KNAFLITZ, M. e DE LUCA, C., 2001, "Time frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions". *IEEE Trans Biomed Eng*, v.48, n.7, pp. 745-753.

BONCI, C., 1999, "Assessment and evaluation of predisposing factors to anterior cruciate ligament injury". *J Athl Train*. v. 34, n. 2, pp. 155-164.

BRITTO, M., CARPES F., KOUTRAS G., PAPPAS E., 2014, "Quadriceps and hamstrings prelanding myoelectric activity during landing from different heights among male and female athletes", *J Electromyogr Kinesiol*, v. 24, n. 4, pp. 508-512.

BUTLER, D.; NOYES, F.; GROOD, E., 1980, "Ligamentous restraints to anteriorposterior drawer in the human knee: a biomechanical study", *J Bone Joint Surg Am*, v. 62, pp. 259-270.

CARCIA, C. e MARTIN, R., 2007, "The influence of gender on gluteus medius activity during a drop jump". *Phys Ther Sport*, v. 8, n. 4, pp. 169-176.

CARAFFA, A., CERULLI, G., PROJETTI, M., AISA, G., RIZZO, A., 1996, "Prevention of anterior cruciate ligament injuries in soccer: a prospective controlled

study of proprioceptive training”, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, v.4, n. 1, pp. 19-21.

CHANDRASHEKAR, N.; SLAUTERBECK, J.; HASHEMI, J., 2005, “Sex-based differences in the anthropometric characteristics of the anterior cruciate ligament and its relation to intercondylar notch geometry”. *Am J Sports Med*, v. 33, n. 10, pp. 1492-1498.

CHAPPELL, J., YU, B., KIRKENDALL, D., GARRETT, W., 2002, “A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks”, *Am J Sports Med*, 2002, v. 30, n. 2, pp. 261-267.

CHAPPELL, J.; HERMAN, D.; KNIGHT, B.; KIRKENDALL, D.; GARRETT, W.; YU, B., 2005, “Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks”. *Am J Sports Med*, v.33, n. 7, pp. 1022-1029.

CHAPPELL J., CREIGHTON R., GIULIANI C, YU., GARRETT W., 2007, “Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump: risks for noncontact anterior cruciate ligament injury”. *Am J Sports Med*, v. 35, n. 2, pp. 235-241.

CHARLTON, W.; ST JOHN, T.; CICCOTTI, M.; HARRISON, N.; SCHWEITZER, M., 2002, “Differences in femoral notch anatomy between men and women: a magnetic resonance imaging study”. *Am J Sports Med*, v. 30, n. 3, pp. 329-333.

CHIMERA, N., SWANIK, K., SWANIK, C., STRAUB, S., 2004, “Effects of Plyometric Training on Muscle-Activation Strategies and Performance in Female Athletes”. *J Athl Train*, v. 39, n. 1, pp. 24–31.

CHOI, H. e WILLIAMS, W., 1989, “Improved time-frequency representation of multicomponent signals using exponential kernels,” *IEEE Transactions on Acoustic Speech, and Signal Processing*, v. 37, pp. 862-871.

CLAIBORNE, T., ARMSTRONG, C., GANDHI, V., PINCIVERO, D., 2006, “Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat”. *J Appl Biomech*, v. 22, n. 1, pp. 41-50.



COCHRANE, J. L., LLOYD, D., BESIER, T; ELLIOTT, B; DOYLE, T and ACKLAND, T., 2010. Training Affects Knee Kinematics and Kinetics in Cutting Maneuvers in Sport. *Med. Sci. Sports Exerc*, Vol. 42, No. 8, pp. 1535–1544.

COWLING, E. E STEELE J., 2001, “Is lower limb muscle synchrony during landing affected by gender? .Implications for variations in ACL injury rates” *J. Electromyogr. Kinesiol*, v. 11, n. 4, pp. 263-268.

DAI B., HEINBAUGH E., NING X., ZHU Q., 2014, “A RESISTANCE BAND INCREASED INTERNAL HIP ABDUCTION MOMENTS AND GLUTEUS MEDIUS ACTIVATION during pre-landing and early-landing”, *J Biomech*, v. 47, n. 15, pp. 3674-3680.

DEMORAT, G., WEINHOLD, P., BLACKBURN, T., CHUDIK, S., GARRETT, W., 2004, “Aggressive quadriceps loading can induce noncontact anterior cruciate ligament injury”, *Am J Sports Med*, v. 32, n. 2, pp. 477-83.

DONNELLY, C., ELLIOTT, B., DOYLE, T., FINCH, C., DEMPSEY, A., LLOYD, D., 2012, “Changes in knee joint biomechanics following balance and technique training and a season of Australian football”, *Br J Sports Med*, v. 46, n. 13, pp. 917-922.

DUCHÊNE, J. e DEVEDEUX, D. 1998.“Time-frequency distributions applied to uterine EMG. Characterization and assessment”. In: Akay, M. (ed). *Time Frequency and Wavelets in Biomedical Signal Processing*, chapter 5, New York: IEEE Press Series on Biomedical Engineering.

EBBEN, W., FAUTH, M., PETUSHEK, E., GARCEAU, L., HSU, B., LUTSCH, B., FELDMANN, C., 2010, “Gender-based analysis of hamstring and quadriceps muscle activation during jump landings and cutting”, *J Strength Cond Res*, v. 24, n. 2, pp. 408-415.

FARINA, D., FOSCI, M., MERLETTI, R., 2002, “Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables”, *J Appl Physiol*, v. 92, n. 1, pp. 235-247.

FARSHAD, M., GERBER, C., MEYER, D., SCHWAB, A., BLANK, P., SZUCS, T., 2011, "Reconstruction versus conservative treatment after rupture of the anterior cruciate ligament: cost effectiveness analysis", *BMC Health Serv Res*, Nov 19.

FLEMING, B., RENSTROM, P., BEYNNON, B., ENGSTROM, B., PEURA, G., BADGER, G., JOHNSON, R., 2001, "The effect of weightbearing and external loading on anterior cruciate ligament strain", *J Biomech*, v. 34, n. 2, pp. 163-170

FORD, K.; MYER, G.; HEWETT, T., 2003, "Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players", *Med. Sci. Sports Exerc.* v. 35, pp. 1745–1750.

FORD, K.; MYER, G.; TOMS, H.; HEWETT, T., 2005, "Gender differences in the kinematics of unanticipated cutting in young athletes". *Med Sci Sports Exerc.* v. 37, n. 1 pp.124-129.

FROST, G., DOWLING, J., DYSON, K., BAR'OR, O., 1997., "Co-contraction in three age groups of children during treadmill locomotion" *J Electromyogr Kinesiol*, v. 7, n. 3, p. 179–86.

FUKUCHI, R., ARAKAKI, C., ORSELLI, M., DUARTE, M., 2010, "Evaluation of alternative technical markers for the pelvic coordinate system", *J Biomech*, v. 43, n. 3, pp. 592-594.

GILCHRIST, J., MANDELBAUM, B., MELANCON, H., RYAN, G., SILVERS, H., GRIFFIN, L., WATANABE, D., DICK, R., DVORAK, J., 2008, "A randomized controlled trial to prevent noncontact anterior cruciate ligament injury in female collegiate soccer players", *Am J Sports Med*, v. 36, n. 8, pp. 1476-1483

GOLLHOFER, A., HORSTMANN, J., SCHIMDTBLEICHER, D., SCHOENTHAL, D., 1990, "Reproducibility of EMG patterns in stretch-shortening type contractions". *Eur J Appl Physiol*, n. 60, n. 1, pp. 7-14.

GONZÁLEZ-IZAL, M.; MALANDA, A.; NAVARRO-AMÉZQUETA, I.; GOROSTIAGA, E.; MALLOR, F.; IBAÑEZ, J.; IZQUIERDO, E., 2010, "EMG spectral indices and muscle power fatigue during dynamic contractions". *J Electromyogr Kinesiol*, v. 20, n. 2, pp. 233-240.

GOODWIN, P., KOORTS K., MACK R., MAI, S., MORRISSEY, M., HOOPER, D., 1999, "Reliability of leg muscle electromyography in vertical jumping". *Eur J Appl Physiol*, v. 79, n. 4, pp. 374:378.

GOTLLIEB G., AGARWAL G., JAEGER R., 1981, "Response to sudden torques about ankle in man: IV A functional role of  $\alpha$ - $\gamma$  linkage". *J Neurophysiol*, v. 46, n. 1, pp. 179-190.

GRANATA, K., PADUA, D.; WILSON, S., 2002a, "Gender differences in active musculoskeletal stiffness, part II: quantification of leg stiffness during functional hopping tasks". *J Electromyogr Kinesiol*, v. 12, n. 2, pp. 127-135.

GRANATA, K.; WILSON, S.; PADUA, D., 2002b "Gender differences in active musculoskeletal stiffness, part I: quantification in controlled measurements of knee joint dynamics". *J Electromyogr Kinesiol*, v. 12, n. 2, pp. 119-126.

GRIFFIN, L., ALBOHM, M., ARENDT, E., *et al.*, 2006, "Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II Meeting, January 2005" *Am J Sports Med*, v. 4, n. 9, pp. 1512-1532.

GRIFFIN, L., 2007, "The problem of ACL injuries", In: HEWETT, T, SHULTZ, S., GRIFFIN, L. (ed), *Understanding and preventing noncontact ACL injuries*, chapter 1, Champagne, Human Kinetics.

GRINDSTAFF, T., HAMMILL, R., TUZSON, A., HERTEL, J., 2006, "Neuromuscular Control Training Programs and Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury Rates in Female Athletes: A Numbers-Needed-to-Treat Analysis", *J Athl Train*, v. 41, n. 4, pp. 450-456.

HANSON A., PADUA D., BLACKBURN J., PRENTICE W., HIRTH C., 2008, "Muscle activation during side-step cutting maneuvers in male and female soccer athletes". *J Athl Train*, v. 43, n. 2, pp. 133-43.

HEIDT, R., SWEETERMAN, L., CARLONAS, R., TRAUB, J., TEKULVE, F., 2000, "Avoidance of soccer injuries with preseason conditioning" *Am J Sports Med*, v. 28, n. 5, pp. 659-662.

HERTEL, J.; DORFMAN, J.; BRAHAM, R., 2004, "Lower extremity malalignments and anterior cruciate ligament injury history". *J Sports Sci Med*. v. 44, n.3, pp. 220-5.

HEWETT, T., STROUPE, A., NANCE, T., NOYES, F., 1996, "Plyometric training in female athletes: decreased impact forces and increased hamstring torques" *Am J Sports Med*, v. 24, n. 6, pp. 765-773.

HEWETT, T., LINDENFELD, T., RICCOBENE, J., NOYES, F., 1999, "The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes: a prospective study" *Am J Sports Med*, v. 27, n. 6, pp. 699-706.

HEWETT, T., MYER, G., FORD, K., 2004, "Decrease in neuromuscular control about the knee with maturation in female athletes". *J Bone Joint Surg Am*, v. 86, n. 8, pp.1601-1608.

HEWETT, T.; MYER, G.; FORD, K.; HEIDT, R. JR.; COLOSIMO, A.; MCLEAN, S.; VAN DEN BOGERT, A.; PATERNO, M.; SUCCOP, P., 2005a, "Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study". *Am J Sports Med*, v. 33, n. 4 , pp. 492-501.

HEWETT, T., ZAZULAK, B., MYER, G., FORD, K., 2005, "A review of electromyographic activation levels, timing differences, and increased anterior cruciate ligament injury incidence in female athletes" *Br J Sports Med* , v. 39, n. 6, pp. 347–350

HEWETT, T. e ZAZULAK, B., 2007, "The costs associated with ACL injury", In: HEWETT, T, SHULTZ, S., GRIFFIN, L. (ed), *Understanding and preventing noncontact ACL injuries*, chapter 3, Champagne, Human Kinetics.

HEWETT, T., DI STASI, S., MYER, G., 2013, "Current concepts for injury prevention in athletes after anterior cruciate ligament reconstruction" *Am J Sports Med*, v. 41, n. 1, pp. 216-224.

HOLLMAN J., GINOS B., KOZUCHOWSKI J., VAUGHN A., KRAUSE D., YODAS J., 2009, "Relationships between knee valgus, hip-muscle strength, and

hip-muscle recruitment during a single-limb step-down”, *J Sport Rehabil*, v. 18, n. 1, pp. 104-117.

HOMAN, K., NORCROSS, M., GOERGER, B., PRENTICE, W., BLACKBURN, J., 2013, “The influence of hip strength on gluteal activity and lower extremity kinematics”, *J Electromyogr Kinesiol*, v. 23, n. 2, pp. 411-415.

HUBERTI, H.; HAYES, W.; STONE, J.; SHYBUT, G., 1984, “Force ratios in the quadriceps tendon and ligamentum patellae”. *J Orthop Res*, v. 2, n. 1, pp. 49-54.

HUGHES G. e DALLY N., 2015, “Gender difference in lower limb muscle activity during landing and rapid change of direction”, *Sci Sports*, v. 30, n. 3, pp. 163-168.

HUSTON, L., 2007, “Clinical biomechanical studies on ACL injury risk factors”, In: HEWETT, T, SHULTZ, S., GRIFFIN, L. (ed), *Understanding and preventing noncontact ACL injuries*, chapter 11, Champagne, Human Kinetics.

IRELAND, M., 1999, “Anterior cruciate ligament injury in female athletes: Epidemiology” *J. Athl Train*, v. 34, n. 2, pp. 150-54.

IRELAND, M., BALLANTYNE, B., LITTLE, K., MCCLAY, I., 2001, “A radiographic analysis of the relationship between the size and shape of the intercondylar notch and anterior cruciate ligament” *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, v. 9, n. 4, pp. 200-205.

JACOBS, C., UHL, T., MATTACOLA, C., SHAPIRO, R., RAYENS, W., 2007, “Hip abductor function and lower extremity landing kinematics: sex differences” *J Athl Train*, v. 42, n. 1, pp. 76–83.

KAPANDJI, I. A., 2007, *Fisiologia articular. vol. II. 6ª ed.* Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

KIMURA, Y., ISHIBASHI, Y., TSUDA, E., YAMAMOTO, Y., HAYASHI, Y., SATO, S., 2012, “Increased knee valgus alignment and moment during single-leg landing after overhead stroke as a potential risk factor of anterior cruciate ligament injury in badminton”, *Br J Sports Med*, v. 46, n. 3, pp. 207-213.

KOGA, H., NAKAMAE, A., SHIMA, Y., *et al.*, 2010, “Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball”, *Am J Sports Med*, v. 38, n. 11, pp. 2218 -2225.

KROSSHAUG, T., SLAUTERBECK J., ENGEBRETSEN, L., *et al.*, 2007, “Biomechanical analysis of anterior cruciate ligament injury mechanisms: three-dimensional motion reconstruction from video sequences”, *Scand J Med Sci Sports*, v. 17, n. 5, pp. 508-519.

LAMBSON, R., BARNHILL, B., HIGGINS, R., 1996, “Football cleat design and its effect on anterior cruciate ligament injuries: a 3-year prospective study”, *Am J Sports Med*. v. 24, n. 2, pp. 155-159.

LANDRY S., MCKEAN K., HUBLEY-KOZEY C., STANISH W., DELUZIO K., 2009, “Gender differences exist in neuromuscular control patterns during the pre-contact and early stance phase of an unanticipated side-cut and cross-cut maneuver in 15-18 years old adolescent soccer players”, *J Electromyogr Kinesiol*, v. 19, n. 5, pp. 370-379.

LEETUN, D., IRELAND, M., WILLSON, J., BALLANTYNE, B., DAVIS. I., 2004, “Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes” *Med Sci Sports Exerc*, v. 36, n. 6, p. 926-934.

LEPORACE, G.; PEREIRA, G.; NADAL, J.; BATISTA, L., 2011, “Differences in time-frequency representation of lower limbs myoelectric activity during single and double leg landing in male athletes”, *J Electrom Kynesiol*, v. 21, n. 3, pp. 506-511.

LEPORACE, G., 2012, *Escore de Funcionalidade da Marcha Humana: Aplicação em Sujeitos com Lesão no Ligamento Cruzado Anterior*. Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

LEPORACE, G., PRAXEDES, J., PEREIRA, G., PINTO, S., CHAGAS, D., METSAVAHT, L., CHAME, F., BATISTA, L., 2013, "Influence of a preventive training program on lower limb kinematics and vertical jump height of male volleyball athletes”, *Phys Ther Sport*, v. 14, n. 1, pp. 35-43.

LEVANGIE, P. e NORKIN, C., 2005. *Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis*. Philadelphia, F. A. Davis Company.

LI, G., RUDY, T., SAKANE, M., KANAMORI, A., MA, C., WOO, S., 1999, “The importance of quadriceps and hamstrings muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL”, *J Biomech*, v. 32, n. 4, pp. 395-400.

LIU, S.; AL-SHAIKH, R.; PANOSSIAN, V.; YANG, R.; NELSON, S.; SOLEIMAN, N.; FINERMAN, G.; LANE, J., 1996, “Primary immunolocalization of estrogen progesterone target cells in the human anterior cruciate ligament”. *J Orthop Res*, v. 14, n. 4, pp. 526-533.

LIVINGSTON, L., 1998, “The quadriceps angle: a review of the literature”. *J Orthop Sports Phys Ther.*; v. 28, pp. 105-109.

LLOYD, D., BUCHANAN, T., 2001, “Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee”, *J Biomech*, v. 34, n. 10, pp. 1257-67.

LOHMANDER, L., OSTENBERG, A., ENGLUND, M., ROOS, H., 2004, “High prevalence of knee osteoarthritis, pain, and functional limitations in female soccer players twelve years after anterior cruciate ligament injury”, *Arthritis Rheum*, v. 50, n, 10, pp. 3145–3152.

LOHMANDER, L., ENGLUND, P., DAHL, L., ROOS, E., 2007, “The longterm consequence of anterior cruciate ligament and meniscus injuries: osteoarthritis”, *Am J Sports Med*, v. 35, n. 10, pp. 1756–1769.

LOMBARDO, S., SETHI, P., STARKEY, C., 2005, “Intercondylar notch stenosis is not a risk factor for anterior cruciate ligament tears in professional male basketball players”. *Am J Sports Med*, v. 33, n. 1, pp. 29-34.

LOUDON JK, JENKINS W, LOUDON KL., 1996, “The relationship between static posture and ACL injury in female athletes”. *J Orthop Sports Phys Ther*, v. 24, n.2, pp. 91-97.

LUSTOSA, L., FONSECA, S., ANDRADE, M.A., 2007, “Reconstrução do ligamento cruzado anterior: impacto do desempenho muscular e funcional no retorno ao mesmo nível de atividade pré-lesão”, *Acta ortop. Bras*, v.15, n. 5, pp. 281-284.

LUSTOSA, L., OCARINO, J., ANDRADE, M., PERTENCE, A., BITTENCOURT, C., FONSECA, S., 2011, “Muscle co-contraction after anterior cruciate ligament reconstruction: Influence of functional level”. *J Electrom Kinesiol*, v. 21, n. 6, p. 1050-55.

MALINZAK, R.; COLBY, S.; KIRKENDALL, D.; YU, B.; GARRETT, W., 2001, “A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks”. *Clin Biomech* (Bristol, Avon), v.16, pp. 438-445.

MANDELBAUM, B., SILVERS, H., WATANABE, D., *et al.*, 2005, “Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes: 2-year follow up”, *Am J Sports Med*, v. 33, n. 7, pp. 1003-1010.

MARKOLF, K., BURCHFIELD, D., SHAPIRO, M., SHEPARD, M., FINERMAN, G., SLAUTERBECK, J., 1995, “Combined knee-loading states that generate high anterior cruciate ligament forces”. *J Orthop Res*. v. 13, n. 6, pp. 930-935.

MACLEOD, T., SNYDER-MACKLER, L., BUCHANAN, T., 2014, “Differences in neuromuscular control and quadriceps morphology between potential copers and noncopers following anterior cruciate ligament injury”, *J Orthop Sports Phys Ther*, v. 44, n. 2, pp. 76-84.

MEDINA, J., MCLEOD, T., HOWELL, S., KINGMA, J., 2008, “Timing of neuromuscular activation of the quadriceps and hamstrings prior to landing in high school male athletes, female athletes, and female non-athletes” *J Electromyogr Kinesiol*, v. 18, n. 4, pp. 591-597.

MIYASAKA, K., DANIEL, D., STONE, M., HIRSHMAN, P., 1991, The incidence of knee ligament injuries in the general population. *Am J Knee Surg*. V. 4, pp. 3-8.



- MOUL, J., 1998, "Differences in selected predictors of anterior cruciate ligament tears between male and female NCAA Division I collegiate basketball players". *J Athl Train*. v. 33, pp. 118-121.
- MUNETTA, T., TAKAKUDA, K., YAMAMOTO, H., 1997, "Intercondylar notch width and its relation to the configuration and cross-sectional area of the anterior cruciate ligament: a cadaveric knee study". *Am J Sports Med*. v. 25, n. 1, pp. 69-72.
- MYER, G.; FORD, K.; PALUMBO, J.; HEWETT, T., 2005, "Neuromuscular training improves performance and lower extremity biomechanics in female athletes". *J Strength Cond Res*, v. 19, n. 1, pp. 51-60.
- MYKLEBUST, G.; MAEHLUM, S.; HOLM, I.; BAHR, R., 1998, "A prospective cohort study of anterior cruciate ligament injuries in elite Norwegian team handball". *Scand J Med Sci Sports*, v. 8, n. 3, pp. 149-153.
- NAGANO, Y., Ida, H., Akai, M., FUKUBAYASHI, T., 2007, "Gender differences in knee kinematics and muscle activity during single limb drop landing", *Knee*, v, 14, n. 3, pp. 218-23.
- NISELL, R., 1985, "Mechanics of the knee: a study of joint and muscle load with clinical applications". *Acta Orthop Scand*, v. 216, pp. 1-42.
- NOYES, F., BARBER WESTIN, S., 2012, "Anterior cruciate ligament injury prevention training in female athletes: a systematic review of injury reduction and results of athletic performance tests", *Sports Health*, v. 4, n. 1, pp. 36-46.
- OATIS, C., 2009, *Kinesiology: Mechanics and Pathomechanics of human Movement*. 2 ed. Baltimore, Lippincott Williams & Wilkins.
- OLMSTEAD, T., WEVERS, H., BRYANT, J., GOUW, G., 1986, "Effect of muscular activity on valgus/varus laxity and stiffness of the knee". *J Biomech*, v. 19, n. 8, pp. 565-77.
- OLSEN, O.; MYKLEBUST, G.; ENGRETSSEN, L.; BAHR, R., 2004, "Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis". *Am J Sports Med*. v.32, n. 4, pp. 1002-1012.

OLSEN, O., MYKLEBUST, G., ENGBRETSSEN, L., HOLME, I., BAHR, R., 2005, "Exercises to prevent lower limb injuries in youth sports: cluster randomised controlled trial", *Br Med J*, 26; 330(7489):449. Epub 2005 Feb 7.

PEREIRA, G.R.; LEPORACE, G.; BATISTA, L.A.; NADAL, J.; "Co-contracção muscular do quadril e do joelho em homens e mulheres durante a aterragem". In: Anais XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB, 2012, Porto de Galinhas, pp. 259-263.

PEREIRA, G., OLIVEIRA, L., NADAL, J., 2013, "Reducing cross terms effects in the Choi-Williams transform of myoelectric signals", *Comput Methods Programs Biomed*, v. 111, n. 3, pp. 685-692

RAMESH, R., VON ARX, O., AZZOPARDI, T., SCHRANZ, P., 2005, "The risk of anterior cruciate ligament rupture with generalized joint laxity". *J Bone Joint Surg Am*. v. 87, n. 6, pp. 800-803.

RASCH, P; BURKE, R., 1977, *Cinesiologia e Anatomia Aplicada*. 7ª ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan.

RAVICHANDRAN, D. E MELANI, R. "Morphology of the Intercondylar Notch and its Clinical Significance", 2010, *International Journal of Anatomical Sciences*, v. 1, pp. 26-30.

RENSTROM, P., LJUNGQVIST, A., ARENDT, E., BEYNNON, B., FUKUBAYASHI, T., GARRETT, W., *et al.*, 2008, "Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement" *Br J Sports Med*, v. 42, n. 6, pp. 394-412.

ROY, S.; BONATO, P. e KNAFLITZ, M. 1998. "EMG Assessment of Back Muscle Function during Cyclical Lifting", *J Electrom Kinesiol*, v. 8, n. 4, pp. 233-245.

ROZZI, S., LEPHART, S., GEAR, W., *et al.*, 1999, "Knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players". *Am J Sports Med*, v. 27, n. 3, pp.312-19.

SANTELLLO, M. 2005, "Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls". *Gait Posture*, v. 21, n. 1, pp.85–94.

SELL, T., FERRIS, C., ABT, J., TSAI, Y., MYERS, J., FU, F., LEPHART, S., (2007). "Predictors of proximal anterior tibia shear force during a vertical stop-jump". *J Orthop Res*, v. 25, n. 12, pp. 1589-97.

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

SHELBOURNE, K.; DAVIS, T.; KLOOTWYK, T, 1998, "The relationship between intercondylar notch width of the femur and the incidence of anterior cruciate ligament tears: a prospective study". *Am J Sports Med*, v. 26, n. 3, pp. 402-408.

SHIMOKOCHI, Y., SCHMITZ, R., LEE, S., WINDLEY, T., SHULTZ, S., 2005, "Plantar flexor to dorsiflexor isokinetic eccentric strength ratio and ankle eversion predict tibial internal rotation during a single-leg landing", *J Athl train*, v. 40, n. 2, S-33.

SHIMOKOCHI, Y., SHULTZ, S., 2008, "Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injury", *J Athl Train*, v. 43, n. 4, pp. 396-408.

SHIN, C., CHAUDHARI, A., ANDRIACCHI, T., 2007, "The influence of deceleration forces on ACL strain during single-leg landing: a simulation study". *J Biomech*, v. 40, n. 5, pp. 1145-1152.

SHULTZ, S.; KIRK, S.; JOHNSON, M.; SANDER, T.; PERRIN, D., 2004, "Relationship between sex hormones and anterior knee laxity across the menstrual cycle". *Med Sci Sports Exerc*, v. 36, n. 7, pp. 1165-1174.

SHULTZ, S.; SANDER, T.; KIRK, S.; PERRIN, D., 2005, "Sex differences in knee joint laxity change across the female menstrual cycle". *J Sports Med Phys Fitness*, v. 45, n. 4, pp. 594-603.

SHULTZ, S., GANSNEDER, B., SANDER, T., KIRK, S.; PERRIN, D., 2006, "Absolute hormone levels predict the magnitude of change in knee laxity across the menstrual cycle". *J Orthop Res*, v. 24, n. 2, pp. 124–131.

SHULTZ, S., 2007, "Preventive training programs", In: HEWETT, T, SHULTZ, S., GRIFFIN, L. (ed), *Understanding and preventing noncontact ACL injuries*, chapter 6, Champagne, Human Kinetics.

SHULTZ, S., NGUYEN, A., LEONARD, M., SCHMITZ, R., 2009, "Thigh strength and activation as predictors of knee biomechanics during a drop jump task". *Med Sci Sports Exerc*, v. 41, n. 4, pp. 857-866.

SIGWARD, S., POWERS, C., 2006, "The influence of gender on knee kinematics, kinetics and muscle activation patterns during side-step cutting" *Clin Biomech*, v. 21, n. 1, pp. 41-48.

SILVERS, H., 2007, "Components of prevention programs", In: HEWETT, T, SHULTZ, S., GRIFFIN, L. (ed), *Understanding and preventing noncontact ACL injuries*, chapter 4, Champagne, Human Kinetics.

SLAUTERBECK, J.; FUZIE, S.; SMITH, M.; ET AL., 2002, "The menstrual cycle, sex hormones, and anterior cruciate ligament injury". *J Athl Train*, v. 37, n. 3, pp. 275-280.

SMITH J, SZCZERBA JE, ARNOLD BL, MARTIN DE, PERRIN DH., 1997, "Role of hyperpronation as a possible risk factor for anterior cruciate ligament injuries". *J Athl Train*, v. 32, n. 1, pp. 25-28.

SMITH, H., VACEK, P., JOHNSON, R., SLAUTERBECK, J., HASHEMI, J., SHULTZ, S., BEYNNON, B., 2012, "Risk factors for anterior cruciate ligament injury: a review of the literature - part 1: neuromuscular and anatomic risk", *Sports Health*, v. 4, n. 1, pp. 69-78.

SODERMAN, K., WERNER, S., PIETILA, T., ENGSTROM, B., ALFREDSON, H., 2000, "Balance board training: prevention of traumatic injuries of the lower extremities in female soccer players? A prospective randomized intervention study", *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, v. 8, n. 6, pp. 356-363.

STEARNS, K. e POWERS, C., 2014, "Improvements in hip muscle performance result in increased use of the hip extensors and abductors during a landing task", *Am J Sports Med*, v. 42, n. 3, pp. 602-609.

STRASSER, B.; KEINRAD, M.; HABER, P.; SCHOBERSBERGER, W., 2009, "Efficacy of systematic endurance and resistance training on muscle strength and endurance performance in elderly adults--a randomized controlled trial". *Wiener Klinische Wochenschrift*. v.121, n. 23-24, pp. 757-764.

TARTARUGA, M., CADOREI, E., ALBERTON, C., NABINGER, E., PEYRÉ-TARTARUGA, L., ÁVILA, A., KRUEL, L., 2010, "Comparação de protocolos para determinação do ângulo de pronação subtalar", *Acta Ortop Bras*, v. 18, n.3, pp. 122-126.

TORZILLI, P., DENG, X., WARREN, R., 1994, "The effect of joint-compressive load and quadriceps muscle force on knee motion in the intact and anterior cruciate ligament-sectioned knee", *Am J Sports Med*. v. 22, n. 1, pp. 105-112.

UHORCHAK, J.; SCOVILLE, C.; WILLIAMS, G.; ARCIERO, R.; ST PIERRE, P.; TAYLOR, D., 2003, "Risk factors associated with noncontact injury of the anterior cruciate ligament: a prospective four-year evaluation of 859 West Point cadets". *Am J Sports Med*, v. 31, n. 6, pp. 831-842.

URABE, U, KOBAYASHIA, R, TANAKAA, S, NISHIWAKIA, N, OCHIB, E., 2005, "Electromyographic analysis of the knee during jump landing in male and female athletes" *The Knee*, V. 12, pp. 129-134

VAUGHAN, C., DAVIS, B., O'CONNOR J., 1999, *Dynamics of Human Gait*, Cape Town, Kiboho Publishers.

WALLACE, B., KERNOZEK, T., MIKAT, R., WRIGHT, G., SIMONS, S., WALLACE K., 2008, "A comparison between back squat exercise and vertical jump kinematics: implications for determining anterior cruciate ligament injury risk." *J Strength Condition Res*, v. 22, n. 4, pp. 1249-1258.

WEDDERKOPP, N., KALTOFT, M., HOLM, R., FROBERG, K., 2003, "Comparison of two intervention programmes in young female players in European handball: with and without ankle discs", *Scand J Med Sci Sports*, v. 13, n. 6, pp. 371-375.

WHITE, K.; LEE, S.; CUTUK, A.; HARGENS, A.; PEDOWITZ, R., 2003, “EMG Power Spectra of Intercollegiate Athletes and Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Females”. *Med sci sport exer*, v. 35, n. 3, pp. 371-376.

WHITESIDE, P., 1980 “Men’s and women’s injuries in comparable sports”. *Physician Sportsmed*, v. 8, n. 3, pp. 130–140.

WILK, K., ESCAMILLA, R., FLEISIG, G., BARRENTINE, S., ANDREWS, J., BOYD, M., 1996, “A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic activity during open and closed kinetic chain exercises”, *Am J Sports Med*. v. 24, n. 4, pp. 518-527.

WILLIAMS, W. 1998. “Recent advances in time-frequency representations: Some theoretical foundations”. In: Akay, M. (ed). *Time Frequency and Wavelets in Biomedical Signal Processing*. Chapter 5, New York:, IEEE Press Series on Biomedical Engineering.

37. WITHROW, T., HUSTON, L., WOJTYS, E., ASHTON-MILLER, J., 2006, “The relationship between quadriceps muscle force, knee flexion, and anterior cruciate ligament strain in an in vitro simulated jump landing”, *Am J Sports Med*, v. 34, n. 2, pp. 269-274.

WOJTYS, E.; HUSTON, L.; BOYNTON, M.; SPINDLER, K.; LINDENFELD, T., 2002a, “The effect of the menstrual cycle on anterior cruciate ligament injuries in women as determined by hormone levels”. *Am J Sports Med*. v. 30, n. 2, pp. 182-188.

WOJTYS, E.; ASHTON-MILLER, J.; HUSTON, L., 2002b, “A gender-related difference in the contribution of the knee musculature to sagittal-plane shear stiffness in subjects with similar knee laxity”. *J Bone Joint Surg Am*, v. 84, pp. 10-16.

WRIGHT, R., HUSTON, L., SPINDLER, K., *et al.*, 2010, “Descriptive epidemiology of the Multicenter ACL Revision Study (MARS) cohort”. *Am J Sports Med*, v. 38, n. 10, pp. 1979-1986.

YOO, J.; LIM, B.; HA, M.; LEE, S.; OH, S.; LEE, Y.; KIM, J., 2009, “A meta-analysis of the effect of neuromuscular training on the prevention of the anterior

cruciate ligament injury in female athletes” “Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy”.

ZAZULAK, B., PONCE, P., STRAUB, S., MEDVECKY, M., AVEDISIAN L., HEWETT, T., 2005, “Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing”. *J Orthop Sports Phys Ther*, v. 35, n. 5, pp. 292-299.

ZAZULAK, B., HEWETT, T., REEVES, N., GOLDBERG, B., CHOLEWICKI, J., 2007, “Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic study” *Am J Sports Med*, v. 35, n. 7, pp. 1123-1130.

ZEBIS, M., ANDERSEN, L., BENCKE, J., KJÆR, M., AAGAARD, P., 2009, “Identification of Athletes at Future Risk of Anterior Cruciate Ligament Ruptures by Neuromuscular Screening” *Am J Sports Med*, v. 37, n. 10, pp. 1967-72.

ZEITOUNE, G., 2015, *Influência dos Artefatos de Movimento dos Tecidos Moles na Trajetória de Marcadores Durante a Corrida em Esteira com Diferentes Velocidades*. Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

ZELISKO, J., NOBLE, H.; PORTER, M., 1982, “A comparison of men’s and women’s professional basketball injuries”. *Am J Sports Med*, v. 10, pp. 297–299.

ZUNIGA, J., HOUSH, T., CAMIC, C., HENDRIX, C., MIELKE, M., SCHMIDT, R., JOHNSON G., 2010, “The effects of parallel versus perpendicular electrode orientations on EMG amplitude and mean power frequency from the biceps brachii”. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, v.50, n. 2, pp. 87-96.