

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA  
CENTRO DE EDUCAÇÃO FÍSICA E DESPORTOS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA**

**INFLUÊNCIA DE ROUPAS COMPRESSIVAS NA  
CINÉTICA E CINEMÁTICA DE SALTOS E  
ATERRISSAGENS**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**

**Morgana Alves de Britto**

**Santa Maria, RS, Brasil**

**2016**

# **INFLUÊNCIA DE ROUPAS COMPRESSIVAS NA CINÉTICA E CINEMÁTICA DE SALTOS E ATERRISSAGENS**

**Morgana Alves de Britto**

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Educação Física, Área de Concentração Educação Física, Saúde e Sociedade, linha de pesquisa em Aspectos Biológicos e Comportamentais da Educação Física e da Saúde, da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM, RS), como requisito parcial para obtenção do grau de  
**Mestre em Educação Física**

**Orientador: Prof. Dr. Felipe Pivetta Carpes**

**Santa Maria, RS, Brasil**

**2016**

Ficha catalográfica elaborada através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Central da UFSM, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

Britto, Morgana Alves de  
Influência de roupas compressivas na cinética e  
cinemática de saltos e aterrissagens / Morgana Alves de  
Britto.-2016.  
58 f.; 30cm

Orientador: Felipe Pivetta Carpes  
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa  
Maria, Centro de Educação Física e desportos, Programa de  
Pós-Graduação em Educação Física, RS, 2016

1. Compressão 2. Saltos 3. Lesão de LCA 4. Mulheres  
5. Força. Joelho I. Carpes, Felipe Pivetta II. Título.

---

© 2016

Todos os direitos autorais reservados a Morgana Alves de Britto. A reprodução de partes ou do todo deste trabalho só poderá ser feita mediante a citação da fonte.

E-mail: mo\_britto@hotmail.com

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA  
CENTRO DE EDUCAÇÃO FÍSICA E DESPORTOS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA**

A Comissão Organizadora, abaixo assinada,  
aprova a dissertação de Mestrado

**INFLUÊNCIA DE ROUPAS COMPRESSIVAS NA CINÉTICA E  
CINEMÁTICA DE SALTOS E ATERRISSAGENS**

Elaborada por  
**Morgana Alves de Britto**

Como requisito parcial para obtenção do título de  
**Mestre em Educação Física**

**COMISSÃO EXAMINADORA:**

**Felipe P Carpes, Dr.**  
(Presidente/Orientador)

**Michele Forgiarini Saccol, Dra. (UFSM)**

**Ana de David, Dra. (UnB)**

Santa Maria, 25 de fevereiro de 2016.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a minha família por me incentivar a sempre buscar mais e possibilitar que eu pudesse seguir as oportunidades que surgiram.

Aos meus amigos pelo incentivo ao longo do curso.

Ao professor Felipe Carpes pela orientação, confiança e incentivo durante todo o curso. Por me ensinar desde o início a me importar com uma ciência de qualidade e buscar sempre melhorar.

Às professoras Ana Cristina de David e Michele Forgiarini Saccol, e ao professor Carlos Bolli Mota pelas contribuições na banca de qualificação.

Aos meus professores do curso, à direção do Centro de Educação Física e Desportos, coordenação e secretaria do PPGEF/UFSM.

Aos colegas do curso por compartilharem seus conhecimentos comigo. À Universidade Federal do Pampa pela estrutura e equipamentos disponibilizados.

Ao Grupo de Pesquisa em Neuromecânica Aplicada – GNAP, especialmente à Andressa Lemos e à Christielen Segala por formarem a equipe principal do meu projeto.

À Capes, à FAPERGS e à Sociedade Internacional de Biomecânica pelos auxílios.

## RESUMO

Dissertação de Mestrado  
Programa de Pós-Graduação em Educação Física  
Universidade Federal de Santa Maria

### **INFLUÊNCIA DE ROUPAS COMPRESSIVAS NA CINÉTICA E CINEMÁTICA DE SALTOS E ATERRISSAGENS**

Autora: Morgana Alves de Britto.

Orientador: Prof. Dr. Felipe Pivetta Carpes.

Data e local da apresentação: Santa Maria, 25 de Fevereiro de 2016.

Tarefas de salto e aterrissagem fazem parte de vários esportes. São atividades dinâmicas realizadas por atletas recreacionais e pessoas fisicamente ativas que, dependendo da técnica de realização da tarefa, podem colocar esses indivíduos em maior risco para a ocorrência de lesões em ligamentos do joelho. Entre essas lesões, está a lesão do ligamento cruzado anterior (LCA), que é mais frequente em mulheres, e ocorre principalmente através de mecanismos de não contato. Se tratando de uma lesão bastante comum, que vem ocorrendo em populações cada vez mais jovens, é importante investigar meios de prevenir e evitar esse tipo de lesão. Atualmente, a utilização de roupas compressivas vem sendo investigada como meio para prevenção de lesões e/ou melhora no desempenho esportivo. O objetivo deste estudo foi determinar se o uso de uma bermuda compressiva influencia a cinética e cinemática de diferentes tarefas de salto e aterrissagem. Foram avaliadas mulheres fisicamente ativas (n=27), realizando diferentes tarefas de salto e aterrissagem, com duas condições de vestimenta (bermuda compressiva e bermuda sem compressão). A bermuda compressiva diminuiu a amplitude de movimento das participantes, especialmente pela redução do desvio em valgo do joelho, sem mudanças significativas em variáveis cinéticas ou na altura máxima do salto, possibilitando uma diminuição de fatores de risco de lesões de joelho.

**Palavras-chave:** Compressão. Saltos. Lesão de LCA. Mulheres. Força. Joelho.

## **ABSTRACT**

Master Dissertation  
Physical Education Graduate Program  
Federal University of Santa Maria

### **INFLUENCE OF COMPRESSIVE GARMENTS ON THE KINETICS AND KINEMATICS OF JUMP-LANDING TASKS**

Author: Morgana Alves de Britto.

Supervisor: Prof. Dr. Felipe Pivetta Carpes.

Date and place of presentation: Santa Maria, February 25<sup>th</sup> 2016.

Jump-landing tasks are a part of many sports. They are dynamic activities performed by recreational athletes and physically active people that, depending on the task technique, can put these individuals at higher risk for knee ligament injuries. Among those injuries is the anterior cruciate ligament (ACL) injury, which is more frequent in women and occurs mainly through non-contact mechanisms. Because it is a common injury occurring in younger populations, it is important to investigate ways for preventing this injury. Currently, the use of compressive garments has been investigated as a strategy for injury prevention or improvement of sports performance. The aim of this study was to determine whether a compressive garment influence the kinetics and kinematics of different jump-landing tasks. Physically active women (n=27) were evaluated performing different jump-landing tasks with two clothing conditions (compressive shorts and regular sports shorts). The compressive garment decreased the range of motion of the participants, without significant changes in the kinetic variables or the maximum jump height, which allows suggesting the use of a compressive garment reduced risk factors for knee injuries.

**Keywords:** Compression. Jumps. ACL injury. Women. Force. Knee.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Organograma do delineamento experimental. ....	24
Figura 2 A – Vista anterior dos marcadores reflexivos utilizados .....	27
Figura 2 B – Vista posterior dos marcadores reflexivos utilizados.....	28
Figura 3 – Condições de vestimenta – bermuda esportiva sem compressão (A) e bermuda compressiva (B) utilizadas neste estudo. ....	30
Figura 4 – Variáveis cinemáticas angulares do joelho, para as condições com bermuda compressiva e com bermuda sem compressão, para o salto para frente (A) e para o salto vertical (B); separadas em pernas direita e esquerda. * indica diferença significativa entre as condições de vestimenta. ....	38
Figura 5 – Variáveis cinemáticas angulares do joelho, para as condições com bermuda compressiva e com bermuda sem compressão, para o salto para frente com contramovimento (A), para o salto de queda de 20 cm com contramovimento (B) e para o salto de queda de 40 cm com contramovimento (C); separadas em pernas direita e esquerda. * indica diferença significativa entre as condições de vestimenta. ....	39

## LISTA DE TABELAS

- Tabela 1 – Resultados estatísticos da comparação entre as condições de vestimenta, bermuda compressiva e bermuda sem compressão, para as pernas direita e esquerda, nos saltos para frente e vertical. Comparação com teste t pareado ou teste de Wilcoxon (-). .....36
- Tabela 2 – Resultados estatísticos da comparação entre as condições de vestimenta, bermuda compressiva e bermuda sem compressão, para as pernas direita e esquerda, nos saltos para frente com contramovimento, de queda de 20 cm com contramovimento e de queda de 40 cm com contramovimento. Comparação com teste t pareado ou teste de Wilcoxon (-). .....37

## **LISTA DE ANEXOS**

Anexo A – Inventário de Waterloo para preferência de membros inferiores.....	53
Anexo B – Medidas para o Plug-in-Gait.....	54

## LISTA DE APÊNDICES

Apêndice A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).....	56
Apêndice B – Questionário.....	58

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>12</b>
<b>1.1</b>	<b>Fundamentação teórica</b> .....	<b>12</b>
<b>1.2</b>	<b>Delimitação do tema</b> .....	<b>18</b>
<b>2</b>	<b>OBJETIVOS</b> .....	<b>21</b>
<b>2.1</b>	<b>Objetivo geral</b> .....	<b>21</b>
<b>2.2</b>	<b>Objetivos específicos</b> .....	<b>21</b>
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	<b>22</b>
<b>3.1</b>	<b>Participantes e delineamento experimental</b> .....	<b>22</b>
<b>3.2</b>	<b>Instrumentos de coleta de dados</b> .....	<b>24</b>
<b>3.3</b>	<b>Avaliação cinética e cinemática das tarefas de salto e aterrissagem</b> .....	<b>25</b>
<b>3.4</b>	<b>Tarefas de salto e aterrissagem e condições de vestimenta</b> .....	<b>28</b>
<b>3.5</b>	<b>Variáveis</b> .....	<b>30</b>
<b>3.6</b>	<b>Processamento dos dados e tratamento estatístico</b> .....	<b>31</b>
<b>4</b>	<b>RESULTADOS</b> .....	<b>33</b>
<b>4.1</b>	<b>Variáveis cinéticas</b> .....	<b>33</b>
<b>4.2</b>	<b>Variáveis cinemáticas</b> .....	<b>33</b>
<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO</b> .....	<b>40</b>
<b>6</b>	<b>CONCLUSÕES</b> .....	<b>46</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>47</b>
	<b>ANEXOS</b> .....	<b>52</b>
	<b>APÊNDICES</b> .....	<b>55</b>

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 Fundamentação teórica

Diversas modalidades esportivas englobam, em seus gestos técnicos, ações compostas por saltos e aterrissagens. Em esportes coletivos como o vôlei, basquete e futebol, assim como na prática de lutas, as tarefas dinâmicas envolvem movimentos com ações pliométricas, podendo requerer diferentes tipos de saltos e aterrissagens. Dependendo de como os saltos e aterrissagens são realizados, podem implicar em maiores risco para algumas lesões esportivas comuns.

A lesão do ligamento cruzado anterior (LCA) é uma das lesões ligamentares do joelho mais comuns em atletas e pessoas fisicamente ativas, ocorrendo predominantemente através de um mecanismo de não contato (BODEN et al., 2000; GRAY et al., 1985). A lesão de LCA não se limita a adultos, e vem ocorrendo com bastante frequência entre jovens (MAFFULLI; DEL BUONO, 2013), especialmente mulheres (BEYNNON et al., 2014), por apresentarem padrões biomecânicos mais propícios à lesão. Dessa forma, a idade vem sendo considerada um fator de risco, já que atletas universitários apresentam maior risco do que atletas juvenis (BEYNNON et al., 2014).

Diferentes tarefas de salto são investigadas como um meio de reproduzir os gestos esportivos que colocam os atletas em risco de lesão de LCA durante a prática esportiva. Os saltos podem ser bilaterais ou unilaterais, sendo que a altura de onde o salto é executado pode influenciar as forças de reação do solo e os ângulos articulares, levando a maiores valores em saltos unilaterais de atletas recreacionais (ALI; ROBERTSON; ROUHI, 2014). Uma tarefa de salto bastante analisada na literatura é o salto de queda, ou *drop jump* (ALI et al., 2014; BATES et al., 2013a). Neste salto, o sujeito inicia a tarefa sobre uma caixa ou degrau com alturas que variam entre 20 cm até 60 cm, e realiza duas aterrissagens, primeiro saltando de cima da caixa, e logo após a aterrissagem, executa um salto máximo para cima. Durante esse tipo de tarefa, pelo fato dos sujeitos aterrissarem duas vezes, existem diferenças biomecânicas durante essas duas etapas. No estudo de

Bates *et al.* atletas de basquete juvenil exibiram ângulos articulares de quadril e joelho menores durante a segunda aterrissagem do salto de queda, mostrando uma postura mais ereta, que pode estar ligada a posturas mais perigosas para a ocorrência de lesões (BATES *et al.*, 2013a). Na realização do salto de queda, podem ser encontradas diferenças em variáveis temporais, como por exemplo, o tempo para o pico das forças de reação do solo (BATES *et al.*, 2013b). Variáveis temporais, como tempo para o pico de força e diferenças de tempo de contato entre as pernas, também são importantes para a análise do risco de lesão, já que a distribuição das forças de reação do solo ao longo do tempo e das fases do salto pode estar associada a um maior risco para a lesão de LCA. Muitas vezes o salto de queda é mais utilizado por se aproximar das tarefas dinâmicas que os atletas realizariam ao praticar ou treinar esportes, já que ele envolve um contramovimento. De modo geral, os saltos em queda e saltos para frente são os mais estudados para a avaliação de riscos de lesão de joelho.

A direção do salto também é um importante aspecto a ser avaliado. As tarefas de salto podem ser realizadas para frente, para lateral ou diagonal. Saltos laterais e em diagonal resultam em maior ângulo de joelho valgo em jogadores de vôlei e basquetebol do que saltos para frente (SINSURIN *et al.*, 2013). Entretanto, em outro estudo a comparação feita entre saltos para frente e saltos de queda mostrou maiores assimetrias relacionadas ao joelho valgo durante os saltos para frente, mostrando que a direção e o tipo de salto são importantes variáveis a serem analisadas (PAPPAS; CARPES, 2012). Em um estudo prévio que desenvolvemos, observamos que o salto para frente parece ser mais sensível a mostrar assimetrias cinéticas na aterrissagem do que o salto em queda ou salto unilateral, o que o favorece como ferramenta para detectar este tipo de desvio no desempenho (DE BRITTO *et al.*, 2015).

Além de tarefas de salto, o LCA pode estar em risco durante tarefas atléticas que envolvam desaceleração ou troca de direção. Ao adotar uma aterrissagem com o calcanhar durante uma troca de direção, atletas de futebol demonstraram uma posição com o joelho mais estendido com aumento do momento adutor do joelho, colocando mais tensão sobre o LCA e possivelmente afetando a ativação dos flexores do joelho, que diminuem o estresse sobre o ligamento (CORTES *et al.*, 2012). Também é possível analisar de forma combinada as variáveis biomecânicas, avaliando as diversas fases que envolvem o salto e a aterrissagem, e como as

variáveis biomecânicas se comportam durante essas fases. No estudo de Taylor *et al.* o ligamento cruzado anterior mostrou maior tensão 55 ms antes do contato com o solo durante a aterrissagem de um salto, quando os sujeitos apresentavam o joelho mais estendido (TAYLOR *et al.*, 2011).

As variáveis biomecânicas citadas anteriormente, assim como os diferentes tipos de tarefas de salto, estão bastante documentadas na literatura como um meio para investigar e determinar os fatores de risco para a lesão de LCA. Com fatores de risco conhecidos, torna-se mais fácil identificar atletas com maior risco e planejar intervenções imediatas ou a longo prazo para minimizar o risco dessa lesão ligamentar. Entre os fatores de risco conhecidos para a lesão de LCA, as pesquisas definem quatro principais teorias que incluem os principais déficits neuromusculares que prejudicam o LCA. Estas quatro teorias são chamadas de: teoria da dominância do ligamento, teoria da dominância da perna, teoria da dominância do quadríceps e teoria da dominância do tronco.

Mais comum em mulheres, a teoria da dominância do ligamento se refere a um padrão no qual o joelho apresenta um posicionamento valgo durante a aterrissagem. Isso leva a uma maior sobrecarga dos ligamentos, já que a estabilidade da articulação está mais dependente desses tecidos, ao invés de depender em grande parte dos grupos musculares que atuam no joelho, como os isquiotibiais (HEWETT *et al.*, 2010). O déficit neuromuscular que explica a teoria da dominância da perna se refere a assimetrias laterais que os atletas podem apresentar. Naturalmente as pessoas possuem uma perna preferida para realizar atividades dinâmicas ou que exijam precisão. Durante tarefas de salto, a preferência pela utilização de um dos membros inferiores pode levar a uma sobrecarga maior para esse membro (HASHEMI *et al.*, 2010). Mulheres apresentam maiores assimetrias entre os lados quando realizam tarefas de salto e aterrissagem (PAPPAS; CARPES, 2012), e um padrão similar também pode ser observado em homens fisicamente ativos (DE BRITTO *et al.*, 2015).

A contração dos grupos musculares do quadríceps e dos isquiotibiais devem ajudar na estabilidade do joelho, e é o que envolve a teoria da dominância do quadríceps. Ao aterrissar de um salto com o joelho mais estendido, que é comum em mulheres e atletas em maior risco de lesão, o quadríceps está sendo mais utilizado para estabilizar a articulação do joelho (BODEN *et al.*, 2010; DECKER *et al.*, 2003). Com isso, o quadríceps gera tensão para mover a tíbia anteriormente e

coloca o ligamento cruzado anterior em maior tensão (HEWETT et al., 2010). O quadríceps é uma das principais musculaturas contribuindo para a tensão no LCA, sendo que ele provavelmente aumenta o risco de lesionar este ligamento porque aumenta a carga compressiva na articulação tibiofemoral (BODEN et al., 2010). A ativação do quadríceps pode ser maior e inclusive começar antes mesmo do contato com o solo, e aumentar de acordo com a altura do salto, como demonstramos em um estudo prévio com homens e mulheres (DE BRITTO et al., 2014).

A teoria da dominância do tronco relata que uma propriocepção inadequada de tronco, ou seja, um indivíduo que não tenha uma boa percepção do posicionamento do próprio tronco pode ter um risco aumentado para lesão ligamentar. Esta teoria se refere a uma inabilidade de controlar precisamente o tronco em um espaço tridimensional ao executar tarefas dinâmicas, sendo essa uma característica mais comum entre mulheres (HEWETT et al., 2010). Um estudo prospectivo mostrou que um maior deslocamento angular e total do tronco foi observado em atletas que lesionaram o joelho, sendo que das seis rupturas de LCA confirmadas, quatro ocorreram em atletas do sexo feminino (ZAZULAK et al., 2007).

Independente da teoria para explicar a ocorrência da lesão, já é bem relatado na literatura que as mulheres, comparadas aos homens, são mais afetadas pela lesão do ligamento cruzado anterior (ARENDRT; DICK, 1995), visto que o sexo feminino possui várias das características consideradas fatores de risco para essa lesão. Mulheres possuem diferenças anatômicas do ligamento cruzado anterior em relação aos homens, como menor comprimento, volume e rigidez do LCA. Além disso, a ação dos hormônios femininos pode influenciar negativamente a lassidão dos ligamentos (SHULTZ et al., 2010). O sexo feminino é capaz de gerar menores picos de torque para os grupos musculares do quadríceps e dos isquiotibiais, se comparado com o sexo masculino (BOWERMAN et al., 2006). Com isso, pode se observar desequilíbrios entre a relação de força desses dois grandes grupos musculares, comprometendo a estabilidade da articulação e colocando maior sobrecarga sobre outros tecidos, como os ligamentos. Portanto, torna-se claro que o sexo feminino está em maior risco relacionado à lesão do LCA e deve ser o grupo mais investigado na busca por meios preventivos.

Devido ao elevado número de ocorrências da lesão de LCA entre os praticantes de esportes (CHAMBAT, 2013), essa lesão se torna um grande problema para os atletas, já que é uma lesão com um custo de reabilitação bastante alto. Além

de acarretar em prejuízos posteriores para o atleta, relacionados ao longo tempo de recuperação e ao surgimento de osteoartrite precoce (LOHMANDER et al., 2007). Sendo a lesão de LCA uma lesão comum, a busca por meios de prevenir essa lesão é constante na literatura. Como as informações sobre os fatores de risco para essa lesão estão presentes de forma ampla na literatura, o foco maior das pesquisas, atualmente, é em como diminuir esses fatores de risco, de forma que a ocorrência dessa lesão tenha menor frequência. Existem estudos relacionados ao treinamento neuromuscular apropriado para a diminuição dos fatores de risco da lesão de LCA (HEWETT et al., 2010; MYER et al., 2013; PADUA et al., 2014). Estes estudos mostram que esse tipo de treinamento, focado em melhorar os déficits neuromusculares de atletas, funciona na melhora dos fatores de risco. Porém, nem sempre é possível, ou acessível, que os atletas em risco realizem o treinamento neuromuscular. Portanto, métodos mais simples, mais acessíveis, e possivelmente mais baratos, vêm sendo pesquisados para a diminuição de fatores de risco de lesões. Dentro desses métodos podem ser encontradas alternativas relacionadas à vestimenta esportiva. É cada vez mais comum a investigação do efeito que roupas compressivas, bandagens e joelheiras, por exemplo, podem ter no desempenho esportivo e/ou na prevenção de lesões.

Inicialmente, as meias compressivas foram mais estudadas em comparação com outros tipos de vestimentas. Isso ocorre devido ao efeito que essas meias apresentam no sistema circulatório, sendo bastante utilizadas para prevenir malefícios da trombose, por exemplo, uma vez que podem melhorar o retorno venoso (COUZAN et al., 2012). Após as investigações mais ligadas aos efeitos circulatórios da compressão, estudos começaram a se interessar nos possíveis efeitos na performance de tarefas atléticas. Além de meias compressivas, existem joelheiras utilizadas por atletas e que possivelmente limitam movimentos. Alguns estudos mostraram o efeito de joelheiras limitadoras de extensão no alinhamento do joelho (BUTLER; QUEEN; et al., 2014) e o efeito do mesmo tipo de aparelho na aterrissagem de sujeitos com LCA reconstruído (BUTLER; DAI; et al., 2014). Não se trata de um dispositivo específico de compressão, porém, o uso de joelheiras limitou a rotação tibial em indivíduos que possuíam deficiência no LCA, ao realizarem atividades atléticas que envolviam troca de direção (GIOTIS et al., 2013). Apesar do estudo de Giotis *et al.* não se tratar de uma pesquisa com roupas compressivas, foi demonstrada uma melhora em um fator de risco conhecido para a lesão do LCA. O

mecanismo de atuação da joelheira pode ter semelhanças com as roupas compressivas, já que os receptores presentes nos tecidos do joelho podem estar envolvidos na ocorrência desses efeitos. Tais receptores são chamados de mecanorreceptores, terminações nervosas que levam informações aferentes para o sistema nervoso central (HEWETT; PATERNO; MYER, 2002). Sendo que eles poderiam estar envolvidos nos mecanismos pelos quais as joelheiras ou roupas compressivas funcionam, já que mecanorreceptores de adaptação lenta, por exemplo, podem contribuir para a disponibilidade de informações sensoriais relacionadas à tensão, às variações no posicionamento articular e à amplitude de movimento (WILLIAMS et al., 2001).

A influência de roupas compressivas no desempenho esportivo possui algumas evidências e ainda é tema de muitas discussões. Em tarefas de salto, realizadas por jogadores de voleibol, foi verificado que homens produziram maior produção de força durante a execução de um salto buscando a máxima altura quando utilizavam bermudas compressivas (KRAEMER et al., 1996). Na corrida de velocidade, a bermuda compressiva diminuiu a amplitude de movimento do quadril, assim como aumentou a altura máxima de salto e diminuiu a oscilação muscular em homens (DOAN et al., 2003). Limitações na amplitude de movimento como as descritas nestes estudos podem influenciar a técnica de aterrissagem, assim como a diminuição na oscilação muscular pode levar a uma otimização da contração muscular adequada durante tarefas esportivas. O uso de roupas compressivas parece ter também um efeito na dor percebida por atletas após o exercício e nos níveis de marcadores associados com a fadiga (BOTTARO; MARTORELLI; VILACA, 2011). Essas são implicações importantes se considerarmos que a fadiga foi associada a aterrissagens de saltos com maior valgo do joelho e maiores forças de cisalhamento anterior da tíbia em atletas recreacionais, aumentando o risco para a lesão do LCA (CHAPPELL et al., 2005). Novamente, os efeitos da compressão sobre a dor muscular e a fadiga parecem relacionados com o funcionamento do sistema circulatório. No entanto, podem afetar o desempenho esportivo, já que podem influenciar a recuperação dos atletas. A revisão de MacRae *et al.* discute diferentes pesquisas onde o uso das roupas compressivas levou a aumento na altura máxima de saltos, a diminuição da oscilação muscular, a alterações na oxigenação e na remoção de metabólitos, assim como na percepção da dor pelos indivíduos; porém, a revisão também levantou questões acerca dos diferentes

aspectos relacionados a cada tipo de roupa compressiva, como o comprimento e os tecidos de fabricação (MACRAE; COTTER; LAING, 2011).

Os mecanismos para os efeitos das roupas compressivas citados no parágrafo anterior ainda não foram elucidados. Os estudos realizados ainda são de difícil comparação, já que apresentam muitos aspectos que podem variar de um estudo para o outro, como o tipo de compressão e de tarefas analisadas. Mesmo ainda não se tendo confirmação concreta de que as roupas compressivas podem influenciar no alinhamento dos membros inferiores durante tarefas atléticas, as mudanças nas amplitudes de movimento observadas em tarefas de corrida e saltos sugerem que existe um efeito, que pode ser mecânico ou proprioceptivo, alterando parâmetros biomecânicos do desempenho. Considerando que as principais situações que originam a lesão de LCA estão associadas a movimentos combinados da extremidade inferior em diferentes planos, estes efeitos das roupas compressivas poderiam repercutir sobre o alinhamento do membro inferior, e, por conseguinte, influenciar certos fatores de risco conhecidos para algumas lesões, especialmente no LCA.

## **1.2 Delimitação do tema**

Tarefas de salto e aterrissagem estão presentes em diversos esportes, tanto no treinamento quanto nas situações de jogo. Lesões em ligamentos articulares ocorrem com certa frequência em esportes como o futebol e o voleibol, e geralmente acontecem durante a execução de saltos e aterrissagens (KIRIALANIS et al., 2003). Algumas variáveis associadas com essas lesões são o impacto durante a aterrissagem, que pode ser analisado através de uma variável cinética chamada força de reação do solo (FRS), e a posição do corpo durante a aterrissagem, que envolve variáveis cinemáticas, como os ângulos articulares e a posição dos segmentos corporais no espaço.

Uma lesão bastante comum em atletas profissionais e recreacionais é a lesão do ligamento cruzado anterior (LCA). A lesão desse ligamento tem influência da qualidade da técnica de salto e aterrissagem (GIANOTTI et al., 2009), sendo que ele é responsável pela estabilidade anterior e rotacional da articulação do joelho

(CHAMBAT, 2013). Geralmente as lesões de LCA ocorrem através de um mecanismo de não contato durante a aterrissagem de um salto, que se executado com a técnica inadequada pode colocar tensão excessiva sobre os ligamentos (ARENDRT; DICK, 1995; BODEN et al., 2000; GRAY et al., 1985; GRIFFIN et al., 2000; KIRIALANIS et al., 2003; KIRKENDALL; GARRETT, 2000). Assimetrias durante as tarefas de salto e aterrissagem também representam riscos para a lesão de LCA, já que assimetrias entre os membros quando o joelho está em valgo podem ser um preditor de lesão de LCA em atletas do sexo feminino (HEWETT et al., 2005). Além disso, assimetrias no momento de flexão do joelho podem predizer uma nova lesão de LCA em sujeitos que realizaram a reconstrução do LCA (PATERNO et al., 2010).

Outro fator importante a ser considerado relacionado com a lesão de LCA é o sexo. Mulheres têm um maior risco de sofrerem essa lesão do que homens. Isso acontece por causa das diferenças na técnica de aterrissagem feminina, como a predominância da aterrissagem com joelho em valgo (PAPPAS et al., 2007), e a maior ação dos músculos extensores do joelho em comparação com os músculos flexores (CHAPPELL et al., 2007). Adicionalmente, atletas recreacionais do sexo feminino apresentam maiores assimetrias cinemáticas do que os atletas do sexo masculino (PAPPAS; CARPES, 2012). Também contribui para o maior risco de lesão em mulheres o fato de o ciclo hormonal feminino afetar a lassidão dos ligamentos (PARK et al., 2009). Mulheres que estavam na etapa ovulatória do ciclo hormonal apresentaram aumento no joelho valgo e na rotação interna do quadril ao realizar tarefas de salto e aterrissagem (BELL et al., 2014).

Na tentativa de prevenir a ocorrência da lesão de LCA, já que a recuperação da lesão requer altos custos para o atleta e aumenta o risco de desenvolvimento de osteoartrose precoce (LOHMANDER et al., 2007), pesquisadores desenvolveram uma série de programas de prevenção, como o treinamento neuromuscular. Esse tipo de treinamento se mostrou eficiente na melhora do joelho valgo e da estabilidade do joelho em atletas de handebol (BARENDRECHT et al., 2011). Entretanto, muitas vezes a adesão dos atletas a esse tipo de treinamento pode ser difícil de ser atingida, já que o atleta precisa ter disponibilidade para realizar os treinamentos que podem envolver tarefas dinâmicas bastante específicas. Por isso, talvez seja possível utilizar a tecnologia para desenvolver alternativas nas ações preventivas relativas à lesão de LCA.

A utilização de roupas compressivas para prevenir a lesão pode se tornar uma opção. Doan *et al.* mostraram que roupas compressivas podem reduzir a oscilação muscular na aterrissagem de um salto (o que pode levar a uma melhora na técnica), e também podem aumentar a altura atingida no salto vertical, demonstrando um efeito na performance de atividades esportivas (DOAN *et al.*, 2003). Entre os possíveis efeitos das roupas compressivas estão: diminuição na dor muscular relatada (DUFFIELD *et al.*, 2008), redução na amplitude de movimento de flexão de quadril durante um protocolo de saltos (BERNHARDT; ANDERSON, 2005), recuperação mais rápida da função muscular (HILL *et al.*, 2013), e manutenção da produção de força durante tarefas repetidas de salto (KRAEMER *et al.*, 1996). No entanto, não há evidências sobre o efeito de roupas compressivas em tarefas de salto e aterrissagem, especialmente considerando o sexo feminino, que apresenta um risco maior para a lesão de LCA e analisando preditores como picos de força e cinemática da extremidade inferior. Efeitos das roupas compressivas observados na corrida e salto vertical podem ser transferidos também para a aterrissagem de saltos, e se isso ocorre, a roupa pode ter um papel importante na prevenção ou minimização dos riscos de uma lesão. Dessa forma, um efeito positivo da roupa compressiva sobre movimentos do quadril e joelho no plano frontal, como fora observado para o plano sagital, poderia revelar uma potencial intervenção para minimizar os riscos de lesão. Sendo assim, essa pesquisa busca responder a seguinte pergunta: qual a influência de roupas compressivas sobre variáveis cinéticas e cinemáticas relacionadas como fator de risco para lesões de LCA em tarefas de salto e aterrissagem?

## **2 OBJETIVOS**

### **2.1 Objetivo geral**

Determinar a influência de uma roupa compressiva sobre variáveis cinéticas e cinemáticas relacionadas com fatores de risco de lesão de LCA em tarefas de salto e aterrissagem em mulheres fisicamente ativas.

### **2.2 Objetivos específicos**

- Determinar variáveis cinéticas durante a aterrissagem, em mulheres fisicamente ativas utilizando uma bermuda compressiva e uma bermuda sem compressão.
- Determinar variáveis cinemáticas durante a aterrissagem, em mulheres fisicamente ativas utilizando uma bermuda compressiva e uma bermuda sem compressão.
- Comparar variáveis cinéticas e cinemáticas durante aterrissagens, em mulheres fisicamente ativas, com o uso de uma bermuda compressiva e uma bermuda sem compressão.

## **3 MATERIAIS E MÉTODOS**

### **3.1 Participantes e delineamento experimental**

Esta pesquisa é caracterizada como um estudo transversal descritivo, já que a avaliação das participantes foi realizada em uma única sessão durante a qual foi analisado o efeito da roupa compressiva nas tarefas de salto e aterrissagem (THOMAS; NELSON; SILVERMAN, 2012).

O grupo de estudo desta pesquisa foi composto por vinte e sete mulheres fisicamente ativas. O número de participantes foi definido com base no número de indivíduos avaliados em estudos similares e/ou relacionados ao tema pesquisado (HIROKAWA et al., 1991; PAPPAS; CARPES, 2012; PAPPAS et al., 2009). Considerando a relevância do sexo para o estudo de lesões resultantes de aterrissagens de saltos, apenas participantes do sexo feminino foram incluídas neste estudo. As participantes deste estudo foram selecionadas e convidadas na comunidade local. Foram colocados cartazes divulgando o estudo em academias, ginásios esportivos e na Universidade Federal do Pampa, assim como em redes sociais. Fizeram parte da pesquisa as mulheres que aceitaram participar e se enquadraram nos critérios de inclusão da pesquisa. Para serem incluídas no estudo, as participantes deveriam: estar dentro da faixa etária definida (16 a 35 anos); ser do sexo feminino; serem fisicamente ativas, realizando algum tipo de atividade física (ex. esportes coletivos, corrida, musculação, lutas) com uma frequência mínima de 2 treinos semanais com duração mínima de 45 minutos cada treino; terem assinado o termo de consentimento livre e esclarecido. Foram excluídas do estudo, as participantes que: apresentaram treinamento específico em tarefas de salto e aterrissagem, como participação em programas de prevenção de lesão ou atividades de dança; apresentaram um histórico de lesão em membros inferiores nos últimos 6 meses; não foram capazes de realizar as tarefas de salto propostas. Todas as participantes assinaram, antes da avaliação, um termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (Apêndice A). Este projeto possui aprovação do Comitê de Ética da Universidade Federal do Pampa

(protocolo nº 11874013.6.0000.5323). O organograma do delineamento experimental está ilustrado na figura 1.

Após as participantes aceitarem participar do estudo, foi agendado um horário para a avaliação das participantes no laboratório, sendo que a avaliação teve duração de aproximadamente uma hora. Primeiramente as participantes leram e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido, assim como responderam o questionário de dados pessoais, informações sobre a prática de atividade física, ocorrência de lesões e o Inventário de Waterloo. A seguir foi realizada uma avaliação antropométrica, com medidas que incluíram: massa corporal (kg), estatura (cm), largura do tornozelo (distância em mm entre os maléolos lateral e medial), largura do joelho (distância em mm entre os epicôndilos femorais), largura do cotovelo (distância em mm entre os epicôndilos umerais), largura do punho (distância em mm entre os processos estiloides do rádio e ulna), comprimento de membro inferior (distância em cm da espinha ilíaca anterossuperior até a borda inferior do maléolo medial), espessura da mão (distância em mm entre a superfície palmar e dorsal da mão), e a medida do centro de rotação do ombro (distância vertical, em mm, entre a base do acrômio e o centro de rotação glenoumeral). As medidas ósseas e articulares foram feitas bilateralmente e estão demonstradas no Anexo B. Então foi realizada a avaliação cinética e cinemática durante a execução de diferentes tarefas de salto e aterrissagem, em duas condições, com a bermuda compressiva e com a bermuda esportiva sem compressão.

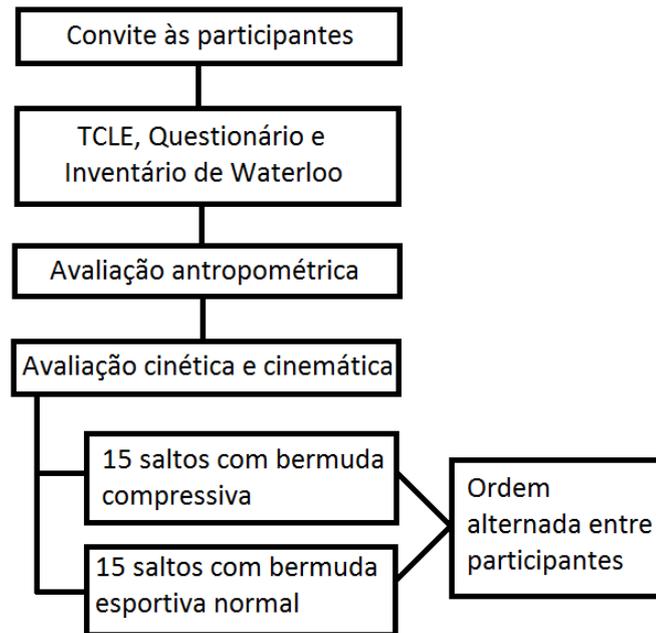


Figura 1 – Organograma do delineamento experimental.

### 3.2 Instrumentos de coleta de dados

No desenvolvimento desta pesquisa foram utilizados os seguintes instrumentos e equipamentos:

- Questionário com perguntas relativas a dados pessoais, histórico de realização de atividades físicas, frequência de atividade física atual e histórico de lesões (Apêndice B).
- Inventário de Waterloo (ELIAS; BRYDEN; BULMAN-FLEMING, 1998), para avaliação da preferência lateral (Anexo A).
- Balança profissional mecânica com estadiômetro, para medidas de massa corporal, com resolução de 0,1 kg, e estatura, com resolução de 0,1 cm, marca Welmy.
- Trena antropométrica com comprimento de 200 cm e resolução de 0,1 cm, para medidas de circunferências e comprimentos corporais, marca Sanny.
- Paquímetro para medidas de diâmetros ósseos e articulares, com resolução de 0,1 cm, marca Cescorf.

- Sistema de cinemetria tridimensional Vicon Motion System, com 15 (quinze) câmeras (modelo Bonita, Oxford, Reino Unido) e frequência de amostragem de 100 Hz, utilizando o software NEXUS e marcadores reflexivos.
- Duas plataformas de força (OR6-2000 AMTI Inc., Watertown, EUA), com frequência de amostragem de 1200 Hz, que estavam sincronizadas com o sistema de cinemetria tridimensional.
- Dois degraus rígidos, confeccionados em madeira, com alturas de 20 cm e 40 cm, utilizados nas tarefas de salto e aterrissagem.

### **3.3 Avaliação cinética e cinemática das tarefas de salto e aterrissagem**

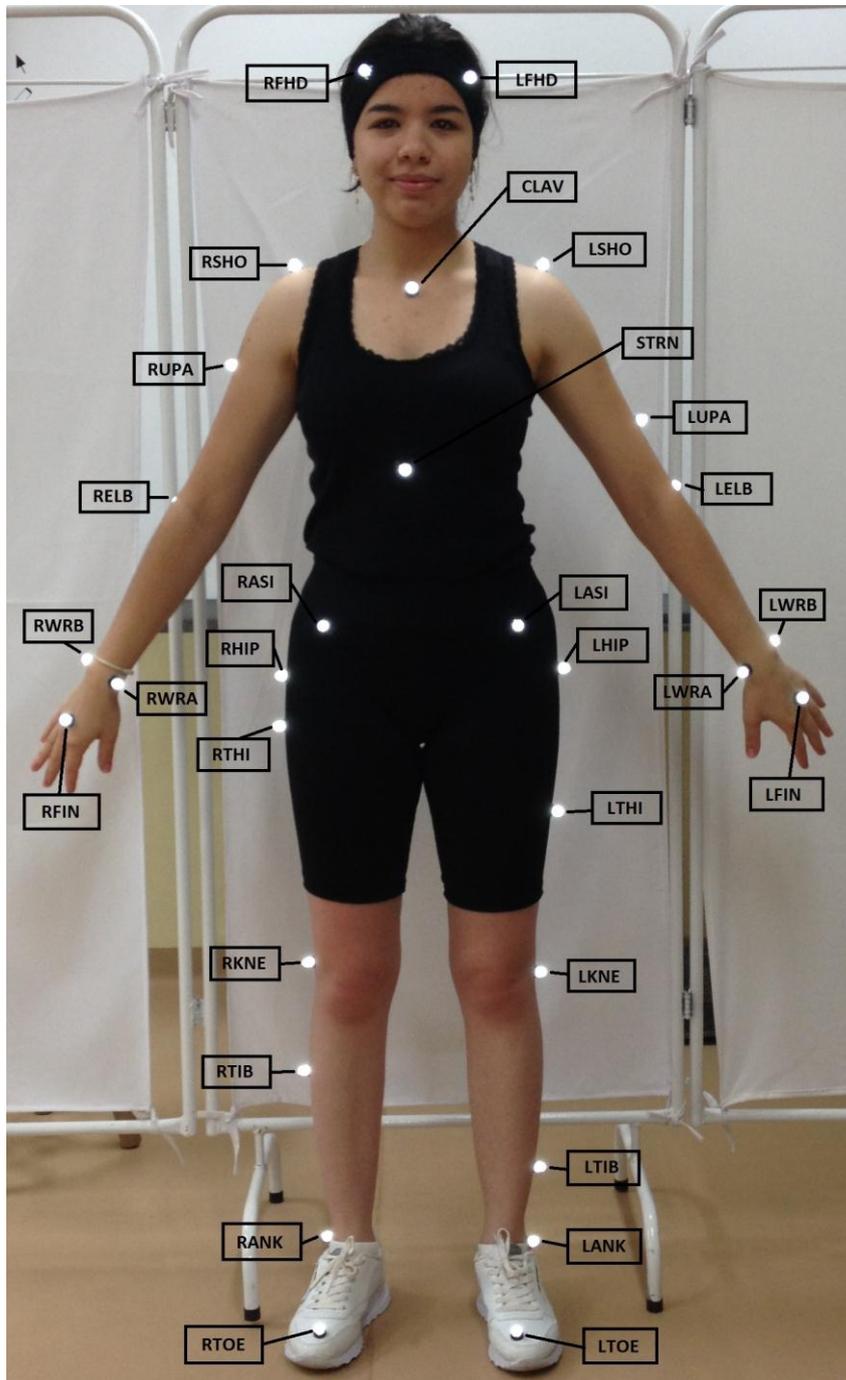
Para a avaliação cinética foram utilizadas duas plataformas de força (OR6-2000 AMTI Inc., Watertown, EUA) instaladas no nível do solo e dispostas longitudinalmente separadas por 5 cm. Os sinais de forças e momentos foram gravados com uma frequência de amostragem de 1200 Hz. As duas plataformas estavam sincronizadas a um sistema de cinemetria 3D. Para a execução dos saltos sobre as plataformas de força, o sentido da tarefa de salto e aterrissagem foi sempre o mesmo. As participantes deveriam aterrissar sempre com um pé em cada plataforma, sendo que foram repetidos os saltos em que a participante pisou fora da plataforma ou com uma técnica inadequada, por exemplo, quando na aterrissagem a participante não conseguiu manter a posição em pé ou alterou a posição dos braços.

Para a avaliação cinemática das diferentes tarefas de salto foi utilizado o sistema de cinemetria Vicon Motion System, com 15 câmeras operando com taxa de amostragem de 100 Hz. De acordo com o modelo *Plug-in Gait Full Body*, um total de 39 marcadores reflexivos foi fixado em pontos anatômicos de referência, para que fosse possível rastrear os movimentos do corpo durante os saltos e aterrissagens, e para o cálculo das variáveis cinemáticas de interesse. Os marcadores reflexivos foram colocados nos seguintes pontos anatômicos de referência: bilateralmente na parte anterior da cabeça, na parte posterior da cabeça, no acrômio, na parte medial do braço, no epicôndilo lateral do cotovelo, no processo estilóide da ulna, no

processo estilóide do rádio, no dorso da mão sobre o terceiro metacarpo, na espinha ilíaca ântero-superior, na espinha ilíaca pósterio-superior, na parte medial da coxa, no epicôndilo lateral do joelho, na parte medial da perna, no maléolo lateral, na cabeça do segundo metatarso e no calcâneo; unilateralmente na vértebra C7, na vértebra T10, na junção das clavículas, no processo xifoide do esterno, na escápula direita. Os marcadores posicionados bilateralmente na parte medial do braço, na parte medial da coxa e na parte medial da perna serviram para definir os lados direito e esquerdo, sendo que o lado direito foi sempre posicionado em um nível superior ao lado esquerdo. Adicionalmente, foram colocados marcadores bilateralmente no trocânter maior do fêmur. Todos os marcadores utilizados estão ilustrados na Figura 2A e 2B.

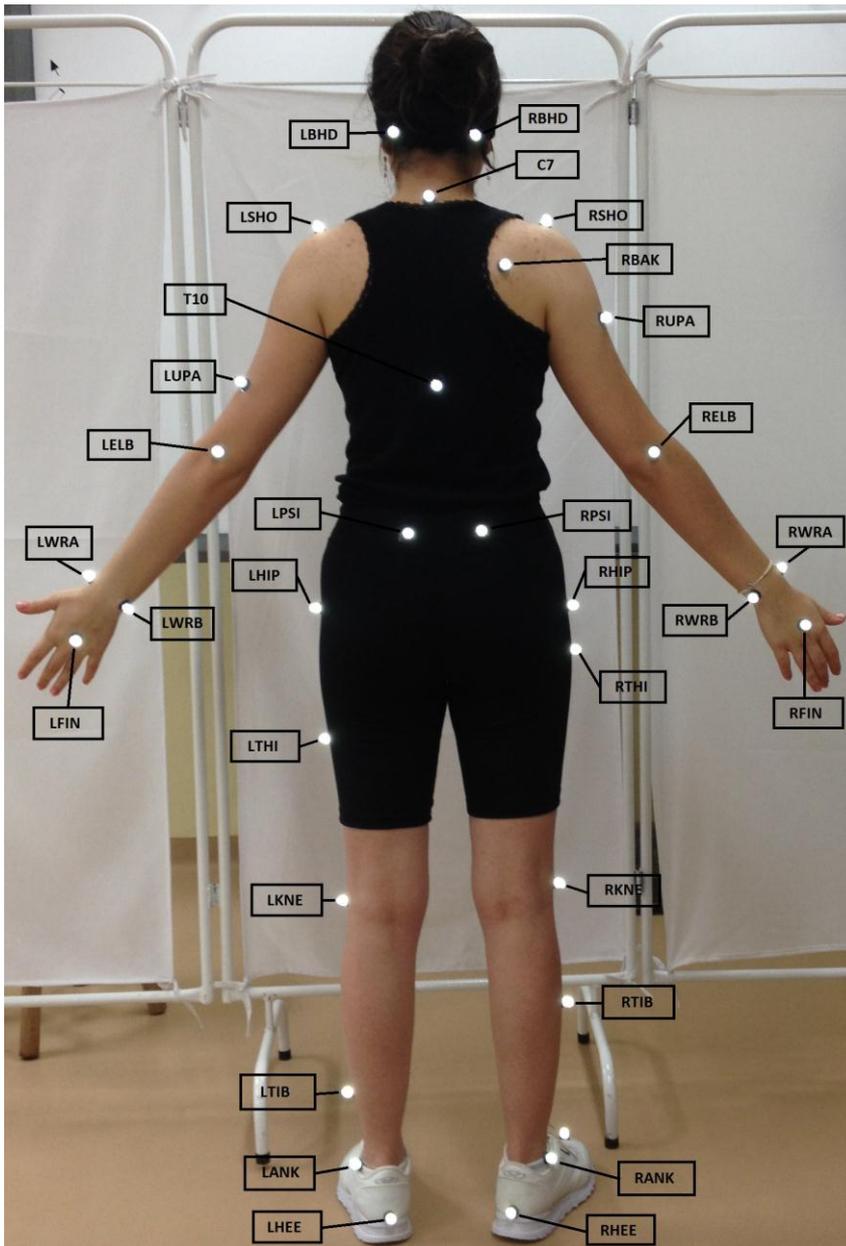
Exceto em relação às bermudas utilizadas (que foram fornecidas pelo laboratório), as participantes foram instruídas a utilizar roupas leves e justas, para melhor colocação dos marcadores, assim como foi dada a instrução para o uso do calçado que a própria pessoa mais utilizava para realizar atividades físicas no seu cotidiano. Para coleta de dados foi feita uma preparação do sistema de câmeras (que envolve a calibração das câmeras), a preparação da participante para a coleta (posicionamento dos marcadores anatômicos), um teste estático para denominação dos marcadores reflexivos (de forma que o sistema possa reconstruir os segmentos do corpo da participante) e então os testes dinâmicos.

Cada participante realizou 15 saltos com a bermuda compressiva e 15 saltos com a bermuda sem compressão (as cinco diferentes tarefas de salto serão explicadas no próximo tópico). A ordem de uso da bermuda compressiva ou sem compressão foi alternada entre as participantes, sendo que a ordem das tarefas de salto foi randomizada para cada participante e condição de vestimenta.



<b>RFHD</b>	Cabeça anterior direita
<b>LFHD</b>	Cabeça anterior esquerda
<b>CLAV</b>	Junção das clavículas
<b>STRN</b>	Processo xifoide do esterno
<b>RSHO</b>	Acrômio direito
<b>RUPA</b>	Braço medial direito
<b>RWRB</b>	Processo estiloide do rádio direito
<b>RFIN</b>	Dorso da mão direita
<b>LSHO</b>	Acrômio esquerdo
<b>LUPA</b>	Braço medial esquerdo
<b>LWRA</b>	Processo estiloide do rádio esquerdo
<b>LWRB</b>	Processo estiloide da ulna esquerdo
<b>LFIN</b>	Dorso da mão esquerda
<b>RASI</b>	Espinha ilíaca ântero-superior direita
<b>RHIP</b>	Trocânter maior do fêmur direito
<b>LASI</b>	Espinha ilíaca ântero-superior esquerda
<b>LHIP</b>	Trocânter maior do fêmur esquerda
<b>RTHI</b>	Coxa medial direita
<b>RKNE</b>	Epicôndilo lateral do joelho direito
<b>RTIB</b>	Medial da perna direita
<b>RANK</b>	Maléolo lateral direito
<b>RTOE</b>	Segundo metatarso direito
<b>LTHI</b>	Coxa medial esquerda
<b>LKNE</b>	Epicôndilo lateral do joelho esquerdo
<b>LTIB</b>	Medial da perna esquerda
<b>LANK</b>	Maléolo lateral esquerda
<b>LTOE</b>	Segundo metatarso esquerdo

Figura 2 A – Vista anterior dos marcadores reflexivos utilizados (com legenda ao lado).



<b>RBHD</b>	Cabeça posterior direita
<b>LBHD</b>	Cabeça posterior esquerda
<b>C7</b>	Vértebra C7
<b>T10</b>	Vértebra T10
<b>RBAK</b>	Escápula direita
<b>RELB</b>	Epicôndilo lateral do cotovelo direito
<b>LELB</b>	Epicôndilo lateral do cotovelo esquerdo
<b>RPSI</b>	Espinha íliaca póstero-superior direita
<b>LPSI</b>	Espinha íliaca póstero-superior esquerda
<b>RHEE</b>	Calcâneo direito
<b>LHEE</b>	Calcâneo esquerdo

Figura 2 B – Vista posterior dos marcadores reflexivos utilizados (com legenda ao lado).

### 3.4 Tarefas de salto e aterrissagem e condições de vestimenta

Entre as tarefas de salto que foram realizadas em três tentativas válidas para cada tipo de tarefa em cada condição – com e sem bermuda compressiva, tem-se:

- Salto para frente: partindo de uma distância de 20 cm das plataformas de força, a participante deveria saltar para frente o mais alto que conseguisse.
- Salto para frente com contramovimento: partindo de uma distância de 20 cm das plataformas de força, a participante deveria saltar para frente o mais alto que conseguisse, e imediatamente após a aterrissagem, saltar novamente para cima (também o mais alto possível).
- Salto de queda de 20 cm com contramovimento: partindo de cima de um degrau (posicionado a 20 cm das plataformas de força e com uma altura de 20 cm), a participante deveria primeiramente apenas cair de cima da caixa (com um pé em cada plataforma) e imediatamente após a aterrissagem, saltar para cima o mais alto que conseguisse.
- Salto de queda de 40 cm com contramovimento: partindo de cima de um degrau (posicionado a 20 cm das plataformas de força e com uma altura de 40 cm), a participante deveria primeiramente apenas cair de cima da caixa (com um pé em cada plataforma) e imediatamente após a aterrissagem, saltar para cima o mais alto que conseguisse.
- Salto vertical: partindo de cima das próprias plataformas de força, a participante deveria saltar para cima (no mesmo lugar) o mais alto que conseguisse, partindo de uma posição de semiagachamento.

Para todas as tarefas de salto e aterrissagem, as participantes foram instruídas a posicionar as mãos na cintura (de forma que nenhum marcador reflexivo fosse coberto) e para a tentativa ser válida, deveriam aterrissar com um pé em cada plataforma e com a mão na posição solicitada. Durante todos os saltos, exceto quando elas estivessem caindo da caixa, o comando era para saltar o mais alto possível, sendo permitida a posição inicial de semiagachamento. Entre cada execução de tarefa de salto e aterrissagem realizada pelas participantes era dado um intervalo de 30 segundos.

Todas as bermudas utilizadas neste estudo foram fornecidas para as participantes pelos pesquisadores. Uma bermuda compressiva da marca Adidas® (modelo TechFit®) e uma bermuda esportiva sem compressão, de marca genérica (Figura 3). Todas as bermudas possuíam comprimento acima do joelho e foram

selecionadas para cada participante de acordo com o tamanho (ex. 38, 40, 42) que cada uma utiliza em suas próprias roupas.



Figura 3 – Condições de vestimenta – bermuda esportiva sem compressão (A) e bermuda compressiva (B) utilizadas neste estudo.

### 3.5 Variáveis

As variáveis cinéticas determinadas foram: o pico da força de reação do solo vertical (FRSV) e o tempo para pico de força vertical (TPF). Para a verificação do pico da força de reação do solo vertical, em cada tentativa de salto e aterrissagem das participantes foi analisada a componente vertical da força ( $F_z$ ), buscando o valor mais alto atingido. Durante a verificação dessa mesma componente vertical ( $F_z$ ) foi verificado o tempo desde o contato inicial até as participantes atingirem esse pico, em cada perna.

As variáveis cinemáticas analisadas foram: a altura máxima do salto; o ângulo de flexão do joelho no contato inicial com o solo; o pico do ângulo de flexão do joelho após o contato com o solo; o ângulo valgo do joelho no contato inicial com o solo; o pico do ângulo valgo do joelho após o contato com o solo; a distância horizontal entre os marcadores do joelho durante o pico de flexão do joelho após o contato com o solo. Para a verificação da altura máxima do salto, a posição do centro de massa foi rastreada em sua trajetória vertical, sendo calculada a altura máxima atingida através da subtração do valor máximo do centro de massa do valor na posição inicial das participantes, antes de iniciarem a tarefa de salto e aterrissagem.

### **3.6 Processamento dos dados e tratamento estatístico**

As variáveis de interesse foram extraídas através do programa Nexus 1.8.5 (Vicon Motion System, Oxford, Inglaterra), o software utilizado pelo sistema de cinemática 3D. As coordenadas tridimensionais de posição foram capturadas pelo sistema de análise de movimentos. Essas informações de coordenadas de posição dos marcadores no espaço foram importadas para ambiente Matlab<sup>®</sup> onde foram escritas rotinas específicas para o cálculo das variáveis cinemáticas de interesse. Com exceção da variável cinemática da altura máxima do salto, que foi extraída através do programa Nexus. Para todas as tarefas de salto e aterrissagem que envolvessem contramovimento, as análises foram feitas para a segunda aterrissagem. Os dados cinemáticos foram filtrados com filtro Butterworth de 4<sup>a</sup> ordem com um filtro passa-baixa com frequência de 6 Hz (PAPPAS; CARPES, 2012). Os dados cinéticos consideraram o pico de força e o tempo para o pico definidos pela curva de força e considerando uma força de 7 N como a definição do início do contato com o solo durante a aterrissagem (DE BRITTO et al., 2015).

Os dados foram agrupados em média e desvio-padrão para cada variável e para cada condição de vestimenta, sendo submetidos à estatística descritiva. Para verificar a distribuição de todos os dados, foi realizado o teste de normalidade de Shapiro-Wilk. Para as variáveis com distribuição paramétrica foram utilizados testes t pareados para verificar a diferença entre as condições de vestimenta. Para as

variáveis que não apresentaram distribuição paramétrica, foi utilizado o teste de Wilcoxon para verificar a diferença entre as condições de vestimenta. O nível de significância considerado foi de 0,05.

## 4 RESULTADOS

### 4.1 Variáveis cinéticas

Para as variáveis cinéticas de pico da força vertical de reação do solo (FRSV) e tempo para pico de força vertical (TPF) não foram encontrados efeitos do uso da bermuda compressiva, em comparação com a bermuda sem compressão, tanto para a perna direita quanto para a perna esquerda. Todos os resultados estatísticos das variáveis cinéticas estão apresentados nas Tabelas 1 e 2.

Para a FRSV não foram encontradas diferenças significativas entre as bermudas para o salto para frente na perna direita ( $p=0,841$ ) e na perna esquerda ( $p=0,843$ ); para o salto para frente com contramovimento na perna direita ( $p=0,645$ ) e na perna esquerda ( $p=0,626$ ); para o salto de queda de 20 cm na perna direita ( $p=0,658$ ) e na perna esquerda ( $p=0,726$ ); para o salto de queda de 40 cm na perna direita ( $p=0,493$ ) e na perna esquerda ( $p=0,586$ ); ou para o salto vertical na perna direita ( $p=0,512$ ) e na perna esquerda ( $p=0,310$ ).

O TPF não diferiu entre as duas condições de bermudas para o salto para frente na perna direita ( $p=0,487$ ) e na perna esquerda ( $p=0,587$ ); para o salto para frente com contramovimento na perna direita ( $p=0,807$ ) e na perna esquerda ( $p=0,748$ ); para o salto de queda de 20 cm na perna direita ( $p=0,764$ ) e na perna esquerda ( $p=1,0$ ); para o salto de queda de 40 cm na perna direita ( $p=0,901$ ) e na perna esquerda ( $p=0,902$ ); ou para o salto vertical na perna direita ( $p=0,441$ ) e na perna esquerda ( $p=0,556$ ).

### 4.2 Variáveis cinemáticas

Para as variáveis cinemáticas de altura máxima do salto e distância horizontal entre os joelhos não foram encontradas diferenças significativas entre as condições de vestimenta. Já para as variáveis cinemáticas relacionadas aos ângulos de flexão

do joelho e aos ângulos valgos do joelho foram encontradas algumas diferenças significativas entre as condições com o uso da bermuda compressiva ou da bermuda sem compressão. Todos os resultados estatísticos das variáveis cinemáticas estão apresentados nas Tabelas 1 e 2.

O ângulo de flexão do joelho no contato inicial com o solo foi menor com o uso da bermuda compressiva no salto para frente apenas na perna esquerda ( $p=0,011$ ), assim como no salto para frente com contramovimento apenas na perna esquerda ( $p=0,002$ ), no salto de queda de 20 cm com contramovimento na perna direita ( $p=0,024$ ) e na perna esquerda ( $p=0,007$ ), assim como no salto de queda de 40 cm com contramovimento para a perna direita ( $p=0,027$ ) e esquerda ( $p=0,0005$ ).

O pico do ângulo de flexão do joelho após o contato inicial foi menor com o uso da bermuda compressiva no salto para frente nas pernas direita ( $p=0,006$ ) e esquerda ( $p=0,015$ ), sendo que no salto para frente com contramovimento só foi observado esse efeito na perna esquerda ( $p=0,010$ ), no salto de queda de 20 cm com contramovimento houve diminuição do pico na perna direita ( $p=0,020$ ) e na perna esquerda ( $p=0,008$ ), assim como no salto de queda de 40 cm com contramovimento para a perna direita ( $p=0,010$ ) e esquerda ( $p=0,0007$ ), para o salto vertical ocorreu uma diminuição do pico na perna direita ( $p=0,011$ ). Para todas as diferenças significativas encontradas nas variáveis de flexão do joelho, o efeito da bermuda compressiva foi de diminuição dos valores angulares, em comparação com a bermuda sem compressão.

O ângulo valgo do joelho no contato inicial com o solo demonstrou uma diminuição com o uso da bermuda compressiva no salto para frente na perna direita ( $p=0,0009$ ) e na esquerda ( $p=0,002$ ), no salto para frente com contramovimento na perna direita ( $p=0,0005$ ) e na esquerda ( $p=0,033$ ), no salto de queda de 20 cm com contramovimento na perna direita ( $p=0,003$ ) e na esquerda ( $p=0,008$ ), no salto de queda de 40 cm com contramovimento na perna direita ( $p=0,0004$ ) e na esquerda ( $p=0,0008$ ), assim como no salto vertical na perna direita ( $p=0,006$ ) e na esquerda ( $p=0,028$ ).

O pico do ângulo valgo do joelho após o contato inicial com o solo demonstrou uma diminuição com o uso da bermuda compressiva no salto para frente na perna direita ( $p=0,0008$ ) e na esquerda ( $p=0,013$ ), no salto para frente com contramovimento na perna direita ( $p=0,001$ ) e na esquerda ( $p=0,018$ ), no salto de queda de 20 cm com contramovimento na perna direita ( $p=0,0004$ ) e na esquerda

( $p=0,039$ ), no salto de queda de 40 cm com contramovimento apenas na perna direita ( $p=0,011$ ), assim como no salto vertical na perna direita ( $p=0,011$ ) e na esquerda ( $p=0,035$ ).

A altura máxima do salto não diferiu entre as duas condições de bermudas testadas no salto para frente ( $p=0,092$ ), salto para frente com contramovimento ( $p=0,781$ ), salto de queda de 20 cm ( $p=0,740$ ), salto de queda de 40 cm ( $p=0,333$ ) e salto vertical ( $p=0,289$ ).

A variável distância horizontal entre os marcadores do joelho não apresentou diferença significativa com o uso da bermuda compressiva para o salto para frente na perna direita ( $p=0,968$ ) e na perna esquerda ( $p=0,937$ ); para o salto para frente com contramovimento na perna direita ( $p=0,957$ ) e na perna esquerda ( $p=0,677$ ); para o salto de queda de 20 cm na perna direita ( $p=0,474$ ) e na perna esquerda ( $p=0,425$ ); para o salto de queda de 40 cm na perna direita ( $p=0,286$ ) e na perna esquerda ( $p=0,287$ ); ou para o salto vertical na perna direita ( $p=0,440$ ) e na perna esquerda ( $p=0,419$ ). Lembrando que os valores desta variável estão separados por perna direita e esquerda porque foram verificados durante o pico de flexão do joelho, portanto, os picos de flexão dos joelhos direito e esquerdo podem ser diferentes.

Para todas as diferenças significativas encontradas nas variáveis de ângulo valgo do joelho, o efeito da bermuda compressiva foi de diminuição dos valores angulares, em comparação com a bermuda sem compressão. As diferenças significativas encontradas nas variáveis cinemáticas angulares estão demonstradas nas Figuras 4 e 5.

Tabela 1 – Resultados estatísticos da comparação entre as condições de vestimenta, bermuda compressiva e bermuda sem compressão, para as pernas direita e esquerda, nos saltos para frente e vertical. Comparação com teste t pareado ou teste de Wilcoxon (-).

Variável	Salto para frente				Salto vertical			
	Perna direita		Perna esquerda		Perna direita		Perna esquerda	
	t	p	t	p	t	p	t	p
Pico FRS Vertical (N)	0,202	0,841	0,199	0,843	0,664	0,512	1,034	0,310
Tempo para Pico de Força (s)	-	0,487	0,549	0,587	0,782	0,441	-	0,556
Flexão do Joelho no CI (°)	-	0,090	2,709	0,011*	1,450	0,158	1,598	0,122
Pico de Flexão do Joelho (°)	-	0,006*	2,593	0,015*	2,738	0,011*	1,525	0,139
Valgo do Joelho no CI (°)	3,728	0,0009*	3,387	0,002*	2,974	0,006*	2,326	0,028*
Pico Valgo do Joelho (°)	3,797	0,0008*	2,641	0,013*	2,726	0,011*	2,215	0,035*
Distância entre Joelhos (cm)	0,039	0,968	0,079	0,937	0,783	0,440	0,821	0,419

\* Diferença estatisticamente significativa entre as condições de vestimenta ( $P < 0,05$ ).

Tabela 2 – Resultados estatísticos da comparação entre as condições de vestimenta, bermuda compressiva e bermuda sem compressão, para as pernas direita e esquerda, nos saltos para frente com contramovimento, de queda de 20 cm com contramovimento e de queda de 40 cm com contramovimento. Comparação com teste t pareado ou teste de Wilcoxon (-).

Variável	Salto para frente com contramovimento				Salto de queda de 20 cm com contramovimento				Salto de queda de 40 cm com contramovimento			
	Perna direita		Perna esquerda		Perna direita		Perna esquerda		Perna direita		Perna esquerda	
	t	p	t	p	t	p	t	p	t	p	t	p
Pico FRS Vertical (N)	0,466	0,645	0,492	0,626	-	0,658	0,354	0,726	0,695	0,493	-	0,586
Tempo para Pico de Força (s)	0,245	0,807	0,323	0,748	0,303	0,764	0,000	1,000	0,125	0,901	0,123	0,902
Flexão do Joelho no CI (°)	1,388	0,176	3,393	0,002*	2,381	0,024*	2,889	0,007*	2,331	0,027*	4,009	0,0005*
Pico de Flexão do Joelho (°)	1,616	0,118	2,772	0,010*	2,477	0,020*	2,849	0,008*	2,779	0,010*	3,869	0,0007*
Valgo do Joelho no CI (°)	3,975	0,0005*	2,242	0,033*	3,171	0,003*	2,858	0,008*	4,048	0,0004*	3,792	0,0008*
Pico Valgo do Joelho (°)	-	0,001*	-	0,018*	4,102	0,0004*	2,166	0,039*	2,716	0,011*	1,560	0,130
Distância entre Joelhos (cm)	0,054	0,957	0,420	0,677	0,726	0,474	0,810	0,425	1,088	0,286	1,086	0,287

\* Diferença estatisticamente significativa entre as condições de vestimenta ( $P < 0,05$ ).

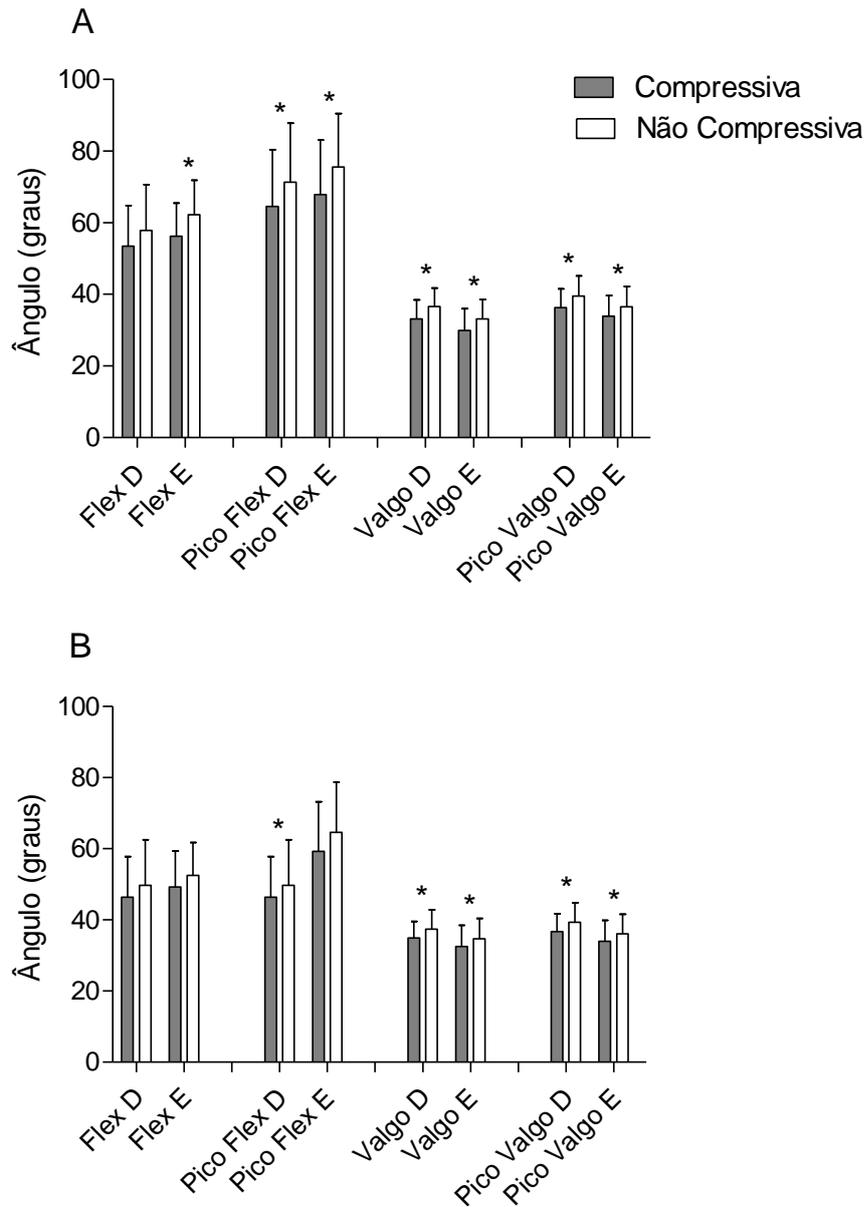


Figura 4 – Variáveis cinemáticas angulares do joelho, para as condições com bermuda compressiva e com bermuda sem compressão, para o salto para frente (A) e para o salto vertical (B); separadas em pernas direita e esquerda. \* indica diferença significativa entre as condições de vestimenta.

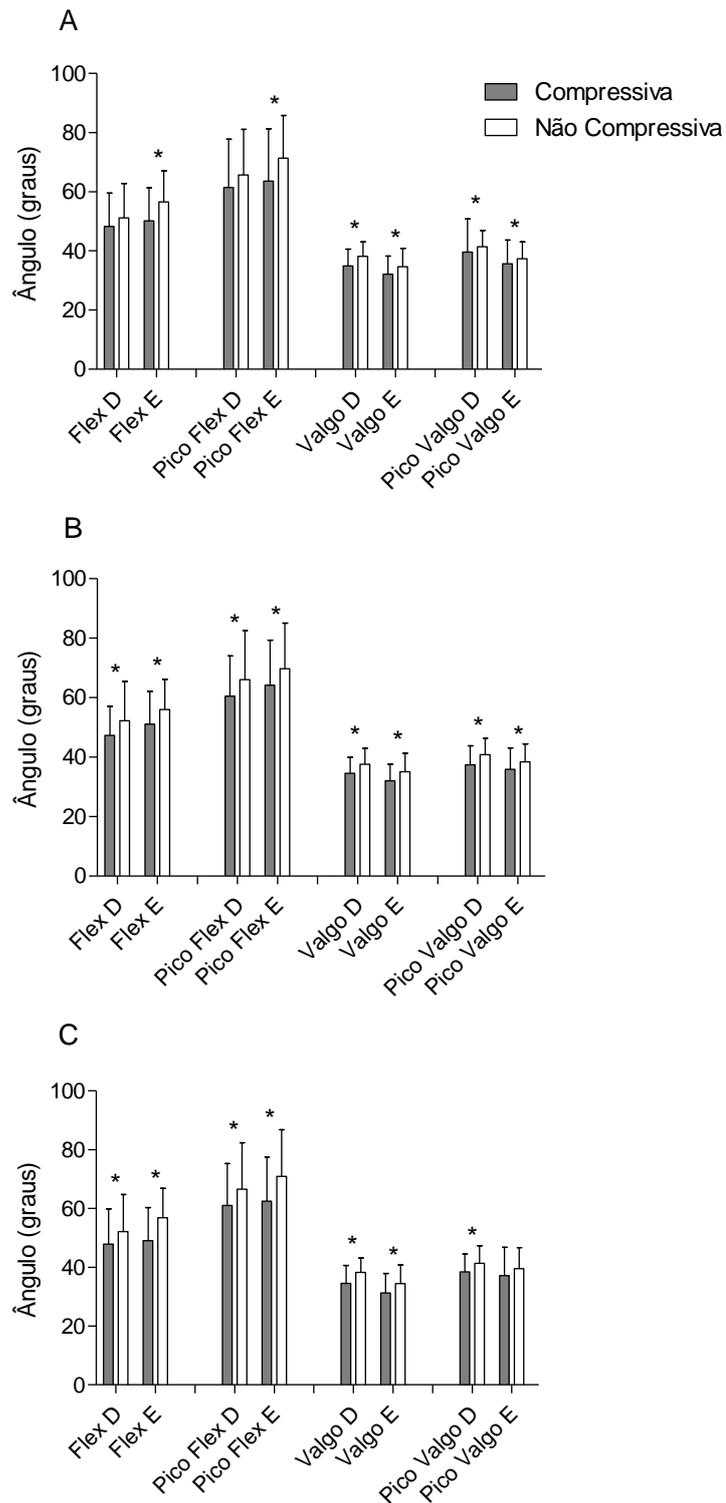


Figura 5 – Variáveis cinemáticas angulares do joelho, para as condições com bermuda compressiva e com bermuda sem compressão, para o salto para frente com contramovimento (A), para o salto de queda de 20 cm com contramovimento (B) e para o salto de queda de 40 cm com contramovimento (C); separadas em pernas direita e esquerda. \* indica diferença significativa entre as condições de vestimenta.

## 5 DISCUSSÃO

Esta pesquisa teve como objetivo determinar se o uso de uma bermuda compressiva poderia influenciar variáveis cinéticas e cinemáticas durante tarefas de salto e aterrissagem em mulheres fisicamente ativas. Estudos prévios mostraram que roupas compressivas como as que estudamos (bermudas) podem ter efeitos positivos sobre a amplitude de movimento realizada e desempenho de movimentos esportivos (BERNHARDT; ANDERSON, 2005; DOAN et al., 2003; DUFFIELD et al., 2008; MACRAE et al., 2011; MAKARUK; SACEWICZ, 2011). Por isso, nossa hipótese foi de que o uso da bermuda poderia diminuir a amplitude de movimentos em algumas articulações, sem sabermos ao certo se estas alterações corroborariam um menor risco de lesão de joelho por mecanismos de não contato, com as lesões de LCA, comuns em aterrissagens de salto. Para investigar isto, analisamos variáveis cinéticas e cinemáticas da aterrissagem de saltos em mulheres. Nossos resultados não mostram nenhum efeito do uso da bermuda compressiva sobre as variáveis cinéticas avaliadas, porém, observamos efeito em variáveis cinemáticas relacionadas aos ângulos do joelho, e que suportam nossa hipótese de que a bermuda compressiva pode apresentar influenciar a cinemática do salto, minimizando alguns indicadores de risco de lesão em tarefas de salto e aterrissagem.

Com relação aos resultados encontrados sobre as variáveis cinéticas avaliadas, não foi encontrado efeito da bermuda compressiva. Com os dados de força normalizados pelo peso corporal individual, nossas participantes tiveram um pico de FRSV de, em média, 2,5 vezes o peso corporal com a perna direita e 2,4 vezes o peso corporal com a perna esquerda, na condição com a bermuda compressiva, nos diferentes saltos. Já na condição com a bermuda sem compressão, esses valores ficaram em torno de 2,5 e 2,3 vezes o peso corporal, para as pernas direita e esquerda, respectivamente, também em uma média das diferentes tarefas de salto e aterrissagem. Nossos valores para esta variável são similares aos encontrados em outra pesquisa em que os participantes também realizavam saltos de queda, suportando 2,7 vezes o peso corporal na aterrissagem

(PAPPAS et al., 2007). Da mesma forma, o tempo para o pico de força vertical não mostrou diferenças significativas entre as condições de vestimenta.

Uma das razões para se analisar a força de reação do solo é que ela pode se tornar um fator de risco para lesões, de acordo com a forma com que o atleta absorve o impacto de duas atividades dinâmicas, especialmente se houver assimetrias entre as pernas. Homens e mulheres tendem a absorver o impacto primariamente com a articulação do joelho, sendo que mulheres tem a tendência de realizar aterrissagens de saltos com uma postura mais ereta (DECKER et al., 2003). O problema com um padrão de aterrissagem mais ereto é que a estabilização da articulação do joelho vai depender mais de tecidos moles, como os ligamentos, colocando essas estruturas sobre maior tensão (HEWETT et al., 2010). Além do que, atletas do sexo feminino que lesionaram o LCA demonstram forças de reação do solo 20% maiores do que atletas que não tiveram a lesão (HEWETT et al., 2005). O TPF é diretamente relacionado com a força de reação do solo porque quanto maior for o tempo para atingir o pico, mais tempo o atleta tem para realizar a dissipação dessa força. Ou seja, tempos para pico muito rápidos significam menor dissipação das forças que cruzam a articulação, e dependem do padrão de aterrissagem do salto. Além disso, um menor TPF limita o processamento de informação sensorial aferente para a produção da contração muscular que auxiliará na absorção do impacto. Portanto, o uso da bermuda compressiva não afetou de nenhuma maneira a dissipação das forças de reação do solo durante as aterrissagens das tarefas de salto.

Uma variável comum de ser analisada quando considerado o desempenho de um atleta é a altura máxima do salto. Neste estudo não encontramos efeitos da bermuda compressiva sobre a altura máxima do salto. Mesmo considerando cinco tipos diferentes de tarefas de salto e aterrissagem, a bermuda compressiva não aumentou a altura do salto ao longo das tentativas quando comparada com uma bermuda sem compressão em nenhum dos saltos. Em estudo anterior, onde participantes de ambos os sexos realizavam um salto similar ao nosso salto vertical, e também era requisitado que os participantes saltassem o mais alto possível, houve um aumento da altura máxima do salto com o uso da bermuda compressiva (DOAN et al., 2003). É possível que diferenças no material da bermuda compressiva utilizada influenciem o efeito na altura máxima do salto, como já foi visto na revisão de MacRae *et al.*, que encontraram resultados mistos em relação à melhora do

desempenho em tarefas de salto e aterrissagem (MACRAE et al., 2011). Além do material da bermuda compressiva, características dos participantes podem influenciar nos resultados dessa variável de desempenho, como o tipo de atividade praticada ou o sexo. Como nossos objetivos estavam ligados a uma lesão que ocorre mais no sexo feminino, nosso estudo avaliou apenas mulheres, diferente dos estudos supracitados.

A distância horizontal entre os marcadores dos joelhos é uma variável que poderia dar uma estimativa de como estaria o ângulo valgo dos joelhos das participantes durante as aterrissagens. Uma variável importante de ser estimada por se tratar de um dos principais fatores de risco da lesão de LCA por mecanismo de não contato, já que, com a aproximação dos joelhos e conseqüentemente o aumento do joelho valgo durante a aterrissagem de um salto ocorre uma rotação interna da tibia, colocando o ligamento cruzado anterior em uma posição de maior tensão (HEWETT et al., 2010). Porém, não foram encontradas diferenças com o uso da bermuda compressiva ou da bermuda sem compressão. É possível que, por ser uma variável que não foi normalizada entre as participantes, não tenhamos encontrado diferença significativa, já que quando foi analisado o ângulo valgo do joelho foram encontrados efeitos da roupa compressiva. Talvez diferenças antropométricas entre as participantes como, por exemplo, a largura do quadril, tenha influenciado para que um possível efeito da bermuda compressiva fosse mascarado; já que, a angulação natural do quadril, que naturalmente é levemente valga, influencia a angulação do joelho (MIZUNO et al., 2001).

O ângulo de flexão do joelho no contato inicial durante a aterrissagem das tarefas de salto sofreu um efeito do uso da bermuda compressiva em quatro das diferentes tarefas, exceto o salto vertical, com diferentes efeitos dependendo da perna sendo observada, direita ou esquerda. Sendo que, nos saltos para frente apenas a perna esquerda demonstrou diferença significativa, e nos saltos de queda, ambas as pernas demonstraram diferenças significativas, sempre com a condição de bermuda compressiva levando a menores valores angulares. Para o pico de flexão do joelho após o contato inicial com o solo, também foram encontrados efeitos do uso da bermuda compressiva, com diferentes efeitos para as pernas direita ou esquerda nos diferentes tipos de tarefas de salto. Novamente, para essa variável, a bermuda compressiva levou a menores ângulos de pico de flexão do joelho quando comparada com a bermuda sem compressão. Em estudo prévio, onde os

participantes também realizaram um salto desde uma caixa com 40 cm de altura, o pico de flexão do joelho após o contato inicial foi de aproximadamente 93° (PAPPAS et al., 2007). Durante outra pesquisa com salto de queda de 60 cm, as participantes do sexo feminino tiveram um pico de flexão do joelho de aproximadamente 98° (DECKER et al., 2003). Os estudos citados anteriormente encontraram valores um pouco maiores do que o que nossas participantes demonstraram. Nossos resultados mostraram um pico de flexão de joelho após o contato inicial de 64° a 75°. Porém, nos estudos de Pappas *et al.* e Decker *et al.*, os participantes não realizavam o contramovimento, ou seja, a tarefa de salto consistia em apenas cair de cima da caixa. Como em nosso estudo era requisitado que as participantes saltassem novamente imediatamente após a primeira aterrissagem, esse pode ter sido um fator para a diminuição desse pico de flexão do joelho.

O ângulo de flexão do joelho é um importante fator a ser analisado durante a aterrissagem de um salto, já que está relacionado com os fatores de risco da lesão de LCA. Mulheres tendem a realizar aterrissagens com uma postura mais ereta, com maiores contrações de quadríceps do que de isquiotibiais, demonstrando uma menor flexão de joelho, sendo essa uma posição de maior risco para o LCA (HEWETT et al., 2010). Ainda em relação a um padrão de aterrissagem mais ereto, atletas de futebol do sexo feminino classificadas em um padrão de pouca flexão de joelho durante a aterrissagem de um salto, demonstram também um pico maior do ângulo valgo do joelho, assim como maior momento adutor do joelho (POLLARD; SIGWARD; POWERS, 2010). Ou seja, características de aterrissagem consideradas de grande risco para o ligamento cruzado anterior. Em nosso estudo a bermuda compressiva diminuiu os valores de flexão de joelho durante as aterrissagens. Talvez o uso da bermuda compressiva com esse efeito não seja vantajoso para mulheres que já apresentam um padrão de menor flexão de joelho, e sim para outras pessoas, atletas do sexo masculino, por exemplo, que tem a tendência de exagerar no movimento de flexão do joelho durante aterrissagens de saltos.

O ângulo valgo do joelho no contato inicial e o pico do ângulo valgo do joelho após o contato inicial foram variáveis que tiveram efeito do uso da bermuda compressiva para as duas pernas em todas as diferentes tarefas de salto e aterrissagem, exceto a perna esquerda durante o salto de queda de 40 cm com contramovimento, onde o pico do ângulo valgo não teve diferença significativa com as condições de vestimenta. O valgo do joelho é uma importante variável a ser

analisada já que é considerada preditor de lesão de LCA (HEWETT et al., 2005). O efeito observado nas duas variáveis cinemáticas angulares que envolvem o valgo do joelho foi de diminuição de seus valores com o uso da bermuda compressiva. Portanto, em praticamente todas as situações de salto e aterrissagem analisadas nesta pesquisa, ocorreu uma diminuição do valgo do joelho durante a realização dessas tarefas dinâmicas pelas participantes. O que é um achado bastante interessante se considerarmos que o valgo do joelho é um dos principais fatores de risco conhecidos para a lesão do ligamento cruzado anterior (HEWETT et al., 2010).

Foi possível perceber em nossos resultados que as diferenças significativas entre os tipos de vestimenta ocorreram mais na perna esquerda do que na perna direita. O que também é um achado interessante já que a maioria das nossas participantes tinha preferência pela perna direita de acordo com as respostas do Inventário de Waterloo. Além do que, a lesão de LCA é uma lesão que ocorre mais unilateralmente (BODEN et al., 2000), e já foi mostrado que a primeira perna a tocar o solo durante uma aterrissagem é a perna preferida (FORD et al., 2015). O padrão de movimento demonstrado pelas participantes com a perna esquerda pode ser diferente do padrão da perna direita, o que pode ser um tema para futuras investigações que realizem comparações entre as pernas com o uso da bermuda compressiva.

Todas as variáveis relacionadas à amplitude de movimento apresentadas neste estudo, quando houve diferença significativa, o efeito da bermuda compressiva foi sempre de diminuição da amplitude de movimento em comparação com a bermuda sem compressão. O que concorda com o efeito de diminuição da amplitude de movimento do quadril previamente encontrado em outro estudo (DOAN et al., 2003). Um diferencial de nossos resultados é que foi encontrada essa diminuição na amplitude de movimento para a articulação do joelho, e não apenas no plano sagital (como demonstra a flexão de joelho), mas também no plano frontal (como demonstra o ângulo valgo do joelho). Uma diminuição do ângulo valgo do joelho funcionaria de forma preventiva contra a lesão de LCA, já que o risco de tensão do ligamento seria menor. Já a diminuição da flexão de joelho durante uma tarefa de salto e aterrissagem seria interessante para pessoas ou atletas que tendem a flexionar demais o joelho, tornando o movimento mais controlado, sem deixar de lado a dissipação das forças de impacto ou a capacidade de continuar realizando o movimento dinâmico com eficiência.

O que permanece para ser estudado é o mecanismo pelo qual a bermuda compressiva levou a essas reduções na amplitude de movimento. A compressão exercida pela bermuda, principalmente superiormente ao joelho, pode ter funcionado como um limitante na realização de movimentos, levando a uma menor amplitude. Ou a pressão sobre a pele realizada pela bermuda compressiva pode afetar os mecanorreceptores presentes nessa região, possivelmente proporcionando mais informações aferentes para o sistema nervoso, facilitando a resposta ao movimento. Além do que, outros estudos com roupas compressivas encontraram a diminuição da oscilação muscular durante tarefas dinâmicas (DOAN et al., 2003; MACRAE et al., 2011), o que poderia levar a um melhor desempenho na contração muscular, possibilitando uma melhora no controle da posição articular. Em membros superiores, pesquisadores mostraram que a roupa compressiva melhorou o senso de posição articular dos participantes após uma série de exercícios excêntricos (PEARCE et al., 2009). Sendo que um efeito similar de melhora na propriocepção do joelho foi encontrado com o uso de bandagens elásticas (PERLAU; FRANK; FICK, 1995). É importante salientar que nosso estudo verificou o efeito da bermuda compressiva de forma aguda, não se tendo informações sobre a persistência desse efeito e do que isso causaria no desempenho esportivo.

## 6 CONCLUSÕES

O uso de uma bermuda compressiva por mulheres fisicamente ativas realizando diferentes tarefas de salto e aterrissagem levou à diminuição da amplitude de movimento relacionada a ângulos de flexão do joelho no plano sagital, e a ângulos valgos do joelho no plano frontal. Entretanto, não foram observadas diferenças nas variáveis cinéticas avaliadas, como pico da força de reação do solo vertical e tempo para pico de força, ou na altura máxima do salto atingida pelas participantes.

Dessa forma, o uso da bermuda não influencia as forças de impacto observadas no salto, mas, considerando os padrões cinemáticos observados, contribui para a diminuição do valgo do joelho, um fator de risco conhecido para a lesão de LCA.

## REFERÊNCIAS

ALI, N.; ROBERTSON, D. G.; ROUHI, G. Sagittal plane body kinematics and kinetics during single-leg landing from increasing vertical heights and horizontal distances: implications for risk of non-contact ACL injury. **The Knee**, v. 21, n. 1, p. 38-46, Jan 2014.

ARENDT, E.; DICK, R. 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, p. 694-701, Nov-Dec 1995.

BARENDRECHT, M. et al. Neuromuscular training improves knee kinematics in particular in valgus aligned adolescent team handball players of both sexes. **J Strength Cond Res**, v. 25, n. 3, 2011.

BATES, N. A. et al. Kinetic and kinematic differences between first and second landings of a drop vertical jump task: implications for injury risk assessments. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 28, n. 4, p. 459-66, Apr 2013a.

\_\_\_\_\_. Timing differences in the generation of ground reaction forces between the initial and secondary landing phases of the drop vertical jump. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 28, n. 7, p. 796-9, Aug 2013b.

BELL, D. R. et al. Jump-landing biomechanics and knee-laxity change across the menstrual cycle in women with anterior cruciate ligament reconstruction. **J Athl Train**, v. 49, n. 2, p. 154-62, Mar-Apr 2014.

BERNHARDT, T.; ANDERSON, G. S. Influence of moderate prophylactic compression on sport performance. **J Strength Cond Res**, v. 19, n. 2, p. 292-7, 2005.

BEYNNON, B. D. et al. The Effects of Level of Competition, Sport, and Sex on the Incidence of First-Time Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury. **Am J Sports Med**, v. 42, n. 8, p. 1806-1812, Jul 11 2014.

BODEN, B. P. et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. **Orthopedics**, v. 23, n. 6, p. 573-8, Jun 2000.

BODEN, B. P. et al. Non-contact ACL injuries Mechanisms and risk factors. **J Am Acad Orthop Surg**, v. 18, n. 9, p. 520-7, 2010.

BOTTARO, M.; MARTORELLI, S.; VILACA, J. Neuromuscular compression garments: effects on neuromuscular strength and recovery. **J Hum Kinet**, v. 29A, p. 27-31, Sep 2011.

BOWERMAN, S. J. et al. A comparison of factors influencing ACL injury in male and female athletes and non-athletes. **Physical Therapy in Sport**, v. 7, n. 3, p. 144-152, 2006.

BUTLER, R. J. et al. Changes in landing mechanics in patients following anterior cruciate ligament reconstruction when wearing an extension constraint knee brace. **Sports Health**, v. 6, n. 3, p. 203-9, May 2014.

BUTLER, R. J. et al. The effect of extension constraint knee bracing on dynamic balance, gait mechanics, and joint alignment. **PM R**, v. 6, n. 4, p. 309-15, Apr 2014.

CHAMBAT, P. ACL tear. **Orthop Traumatol Surg Res**, v. 99, n. 1 Suppl, p. S43-52, Feb 2013.

CHAPPELL, J. D. et al. 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, p. 235-41, Feb 2007.

CHAPPELL, J. D. et al. Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. **Am J Sports Med**, v. 33, n. 7, p. 1022-9, Jul 2005.

CORTES, N. et al. Landing technique affects knee loading and position during athletic tasks. **J Sci Med Sport**, v. 15, n. 2, p. 175-81, Mar 2012.

COUZAN, S. et al. A randomized double-blind trial of upward progressive versus degressive compressive stockings in patients with moderate to severe chronic venous insufficiency. **J Vasc Surg**, v. 56, n. 5, p. 1344-1350 e1, Nov 2012.

DE BRITTO, M. A. et al. Quadriceps and hamstrings prelanding myoelectric activity during landing from different heights among male and female athletes. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 24, n. 4, p. 508-512, 2014.

DE BRITTO, M. A. et al. Kinetic asymmetries between forward and drop jump landing tasks. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 17, n. 6, p. 661, 2015.

DECKER, M. J. et al. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. **Clinical Biomechanics**, v. 18, n. 7, p. 662-669, 2003.

DOAN, B. K. et al. Evaluation of a lower-body compression garment. **J Sports Sci**, v. 21, n. 8, p. 601-10, Aug. 2003.

DUFFIELD, R. et al. The effects of compression garments on intermittent exercise performance. **Int J Sports Physiol Perform**, v. 3, n. 4, p. 454-468, 2008.

ELIAS, L. J.; BRYDEN, M. P.; BULMAN-FLEMING, M. B. Footedness is a better predictor than is handedness of emotional lateralization. **Neuropsychologia**, v. 36, n. 1, p. 37-43, Jan 1998.

FORD, K. R. et al. Identification of preferred landing leg in athletes previously injured and uninjured: A brief report. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, Oct. 9 2015.

GIANOTTI, S. M. et al. Incidence of anterior cruciate ligament injury and other knee ligament injuries: a national population-based study. **J Sci Med Sport**, v. 12, n. 6, p. 622-627, Nov. 2009.

GIOTIS, D. et al. Effects of knee bracing on tibial rotation during high loading activities in anterior cruciate ligament-reconstructed knees. **Arthroscopy**, v. 29, n. 10, p. 1644-52, Oct. 2013.

GRAY, J. et al. A survey of injuries to the anterior cruciate ligament of the knee in female basketball players. **Int J Sports Med**, v. 6, n. 6, p. 314-316, Dec. 1985.

GRIFFIN, L. Y. et al. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. **J Am Acad Orthop Surg**, v. 8, n. 3, p. 141-150, May./Jun. 2000.

HASHEMI, J. et al. Increasing pre-activation of the quadriceps muscle protects the anterior cruciate ligament during the landing phase of a jump: an in vitro simulation. **Knee**, v. 17, n. 3, p. 235-241, Jun. 2010.

HEWETT, T. E. et al. Understanding and preventing ACL injuries Current biomechanical and epidemiologic considerations - Update 2010. **N Am J Sports Phys Ther**, v. 5, n. 4, p. 234-251, 2010.

HEWETT, T. E. et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. **Am J Sports Med**, v. 33, n. 4, p. 492-501, Apr. 2005.

HEWETT, T. E.; PATERNO, M. V.; MYER, G. D. Strategies for enhancing proprioception and neuromuscular control of the knee. **Clin Orthop Relat Res**, v. 402, p. 76-94, 2002.

HILL, J. et al. Compression garments and recovery from exercise-induced muscle damage: a meta-analysis. **Br J Sports Med**, Jun 20 2013.

HIROKAWA, S. et al. Muscular co-contraction and control of knee stability. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 1, n. 3, p. 199-208, 1991.

KIRIALANIS, P. et al. Occurrence of acute lower limb injuries in artistic gymnasts in relation to event and exercise phase. **Br J Sports Med**, v. 37, n. 2, p. 137-9, Apr. 2003.

KIRKENDALL, D. T.; GARRETT, W. E., JR. The anterior cruciate ligament enigma. Injury mechanisms and prevention. **Clin Orthop Relat Res**, n. 372, p. 64-68, Mar. 2000.

KRAEMER, W. J. et al. Influence of compression garments on vertical jump performance in NCAA division I volleyball players. **J Strength Cond Res**, v. 10, n. 3, p. 180-183, 1996.

- LOHMANDER, L. S. et al. The long-term consequence of anterior cruciate ligament and meniscus injuries: osteoarthritis. **Am J Sports Med**, v. 35, n. 10, p. 1756-69, Oct. 2007.
- MACRAE, B. A.; COTTER, J. D.; LAING, R. M. Compression garments and exercise: garment considerations physiology and performance. **Sports Med**, v. 41, n. 10, p. 815-843, 2011.
- MAFFULLI, N.; DEL BUONO, A. Anterior cruciate ligament tears in children. **Surgeon**, v. 11, n. 2, p. 59-62, Apr. 2013.
- MAKARUK, H.; SACEWICZ, T. The effect of drop height and body mass on drop jump intensity. **Biology of Sport**, v. 28, n. 1, p. 63-67, 2011.
- MIZUNO, Y. et al. Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. **J Orthop Res**, v. 19, n. 5, p. 834-840, Sep. 2001.
- MYER, G. D. et al. Augmented feedback supports skill transfer and reduces high-risk injury landing mechanics: a double-blind, randomized controlled laboratory study. **Am J Sports Med**, v. 41, n. 3, p. 669-677, Mar. 2013.
- PADUA, D. A. et al. Seven steps for developing and implementing a preventive training program: lessons learned from JUMP-ACL and beyond. **Clin Sports Med**, v. 33, n. 4, p. 615-632, Oct. 2014.
- PAPPAS, E.; CARPES, F. P. Lower extremity kinematic asymmetry in male and female athletes performing jump-landing tasks. **J Sci Med Sport**, v. 15, n. 1, p. 87-92, Jan 2012.
- PAPPAS, E. et al. Biomechanical differences between unilateral and bilateral landing from a jump Gender differences. **Clin J Sport Med**, v. 17, n. 4, 2007.
- \_\_\_\_\_. Peak biomechanical variables during bilateral drop landings: comparisons between sex (female/male) and fatigue (pre-fatigue/post-fatigue). **N Am J Sports Phys Ther**, v. 4, n. 2, p. 83-91, 2009.
- PARK, S. K. et al. Alterations in knee joint laxity during the menstrual cycle in healthy women leads to increases in joint loads during selected athletic movements. **Am J Sports Med**, v. 37, n. 6, p. 1169-1177, Jun. 2009.
- PATERNO, M. V. et al. Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. **Am J Sports Med**, v. 38, n. 10, p. 1968-1978, Oct. 2010.
- PEARCE, A. J. et al. Wearing a sports compression garment on the performance of visuomotor tracking following eccentric exercise: a pilot study. **J Sci Med Sport**, v. 12, n. 4, p. 500-502, Jul. 2009.

- PERLAU, R.; FRANK, C.; FICK, G. The effect of elastic bandages on human knee proprioception in the uninjured population. **Am J Sports Med**, v. 23, n. 2, p. 251-255, Mar./Apr. 1995.
- POLLARD, C. D.; SIGWARD, S. M.; POWERS, C. M. Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 25, n. 2, p. 142-146, Feb. 2010.
- SHULTZ, S. J. et al. ACL research retreat V: An update on ACL injury risk and prevention, March 25-27, 2010, Greensboro, NC. **J Athl Train**, v. 45, n. 5, p. 499-508, 2010.
- SINSURIN, K. et al. Altered peak knee valgus during jump-landing among various directions in basketball and volleyball athletes. **Asian J Sports Med**, v. 4, n. 3, p. 195-200, 2013.
- TAYLOR, K. A. et al. Measurement of in vivo anterior cruciate ligament strain during dynamic jump landing. **J Biomech**, v. 44, n. 3, p. 365-371, Feb. 3 2011.
- THOMAS, J. R.; NELSON, J. K.; SILVERMAN, S. J. **Métodos de pesquisa em educação física**. Porto Alegre: Artemed, 2012.
- WILLIAMS, G. N. et al. Dynamic knee stability: current theory and implications for clinicians and scientists. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 31, n. 10, p. 546-566, 2001.
- ZAZULAK, B. T. et al. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic study. **Am J Sports Med**, v. 35, n. 7, p. 1123-1130, Jul. 2007.

## **ANEXOS**

## Anexo A – Inventário de Waterloo para preferência de membros inferiores

Responda cada questão do inventário de Waterloo a seguir da melhor forma para você. Se você SEMPRE usa um pé para a atividade descrita, circule DS ou ES (para direito sempre, ou, esquerdo sempre). Se você frequentemente (mas não sempre) usa o pé direito ou esquerdo, circule DF ou EF, respectivamente de acordo com sua resposta. Se você usa ambos os pés com a mesma frequência para a atividade descrita, assinale AMB.

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

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

## Anexo B – Medidas para o Plug-in-Gait

### Shoulder Offset =

Distance from marker on shoulder to the middle of shoulder joint, this shifts the shoulder joint to a position just below the shoulder marker the same distance as measured.

### Elbow Width =

Distance Between inside and outside edge of elbow, easiest way to measure is have person hold arm out straight out front, palm up, then measure the distance across the elbow on top.

### Knee Width =

Distance Between inside edge of knee and outside edge of knee, you are looking for the flexion axis, where the skin doesn't move as much, have person bend knee a couple times to see where it is.

### Ankle Width =

Distance Between inside and outside of ankle, the malleolus are the bony parts that stick out at the ankle, what is the distance between them.

### Wrist Width =

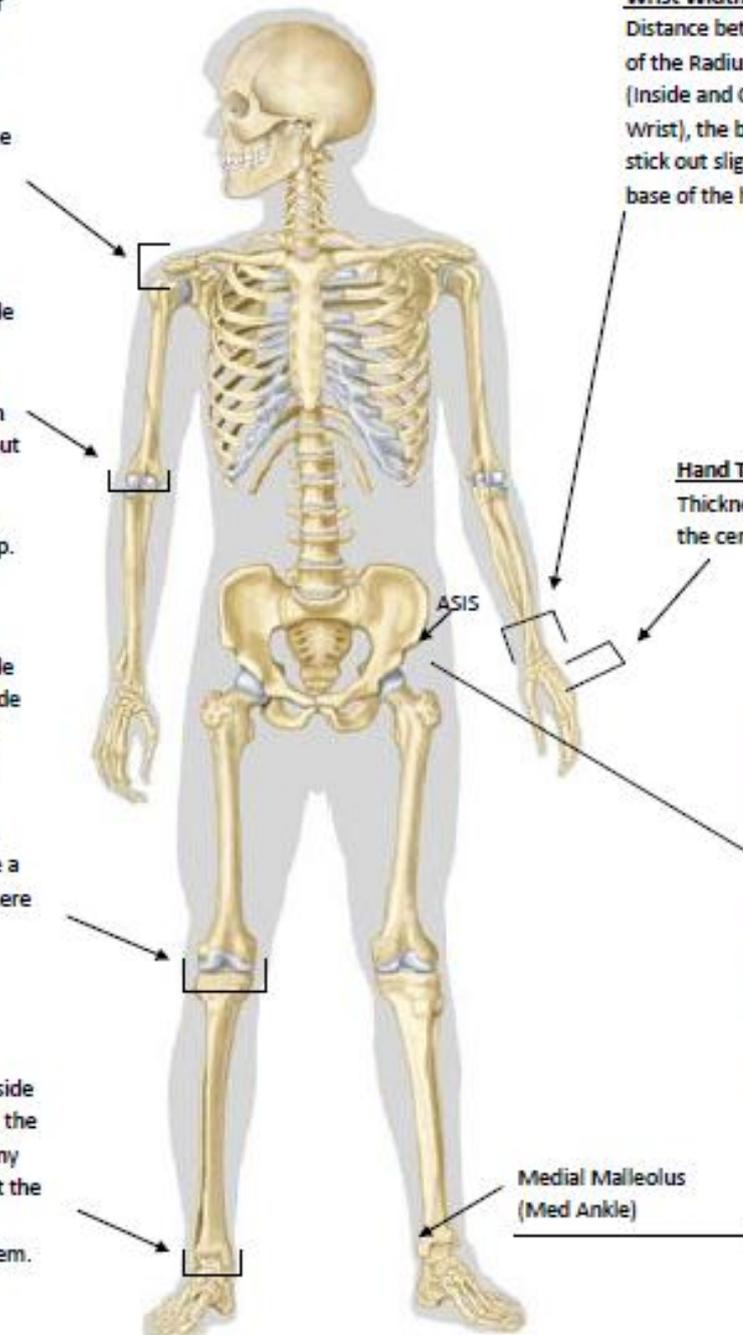
Distance between the end of the Radius and Ulna (Inside and Outside of Wrist), the bones that stick out slightly at the base of the hand.

### Hand Thickness =

Thickness of your hand at the center of your palm

### Leg Length =

Distance Between ASIS (Point where Pelvis bone turns down, just out and down from Belly Button) and the Medial Malleolus (Point where bone sticks out at base of Tibia, inside of ankle) While standing or laying down on back.



## **APÊNDICES**

## Apêndice A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)

### **TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)**

#### **Grupo de Pesquisa em Neuromecânica Aplicada – Campus Uruguiana**

Esse termo de consentimento, cuja cópia lhe foi entregue, é apenas parte de um processo de consentimento informado de um projeto de pesquisa do qual você está sendo convidado a participar. Este termo deve lhe dar uma idéia básica do que se trata o projeto, e o que sua participação envolverá. Se você quiser mais detalhes sobre algo mencionado aqui, ou informação não incluída aqui, sinta-se livre para solicitar. Por favor, leia atentamente esse termo, a fim de que você tenha entendido plenamente o objetivo desse projeto, e o seu envolvimento nesse estudo como sujeito participante. O investigador tem o direito de encerrar o seu envolvimento nesse estudo, caso isso se faça necessário, se você não estiver apto a realizar as atividades no momento da avaliação, ou se a comunicação entre o pesquisador e você se torne ineficaz. De igual forma, você pode retirar o seu consentimento em participar no mesmo a qualquer momento se assim o desejar.

O projeto de pesquisa: “Avaliação neuromecânica do risco de lesão em diferentes técnicas de aterrissagem”, o convida para participar deste estudo, que será realizado pelo Grupo de Neuromecânica Aplicada (GNAP) da Universidade Federal do Pampa (UNIPAMPA). Sua participação envolve a visita ao laboratório de neuromecânica da UNIPAMPA durante aproximadamente 1 hora, em um dia e horário de sua disponibilidade, quando será feita uma avaliação da mecânica de movimento durante saltos verticais e horizontais, com diferentes vestimentas.

O projeto de pesquisa tem como objetivo avaliar parâmetros neuromecânicos relacionados às assimetrias na execução na aterrissagem em tarefas de salto, considerando o risco de lesão em diferentes técnicas de aterrissagem. Em atividades que envolvem saltos verticais, há risco de lesão do ligamento cruzado anterior do joelho, devido às características de movimento do joelho na aterrissagem. Na visita ao laboratório serão realizadas medidas antropométricas e da força de contato no solo durante o salto (impacto), e realização de diferentes técnicas de salto, assim como será feita uma análise do movimento através da utilização de câmeras. Os participantes do estudo terão completa assistência pelos pesquisadores durante a realização do projeto no intuito de minimizar quaisquer riscos a sua saúde física, mental ou social. Os sujeitos serão recomendados a relatar qualquer desconforto que possam sentir, ou qualquer mal-estar que possam experimentar. O principal benefício em sua participação voluntária será o recebimento dos resultados dos testes, que serão gratuitos, e irão fornecer importantes informações sobre seu padrão de aterrissagem e impulsão servindo de base para seus treinamentos, já que estas ferramentas de avaliação não estão disponíveis na grande maioria das escolas esportivas ou clubes. Indiretamente, você estará contribuindo para aumentar o

conhecimento no tema e promover técnicas de treinamento e prevenção de lesões de ligamento cruzado anterior do joelho durante os saltos. Todas as informações obtidas como parte desse estudo permanecerão confidenciais e sua identidade não será revelada. Para confirmar sua participação, assine as duas vias deste termo, sendo que uma permanecerá em seu poder e outra ficará com o pesquisador responsável pelo projeto.

Os horários podem ser agendados por telefone, email ou pessoalmente, sendo possível a disponibilidade de carona para ir ao campus e também para retornar, bastando combinar com os pesquisadores o dia, horário e o endereço.

Eu \_\_\_\_\_ estou ciente das informações acima e concordo em participar do projeto de pesquisa: **Avaliação neuromecânica do risco de lesão em diferentes técnicas de aterrissagem**, por livre e espontânea vontade.

Caso deseje maiores informações contate: Felipe P Carpes (Fone –(55) 96612010 – [felipecarpes@gmail.com](mailto:felipecarpes@gmail.com)).

Caso deseje contatar o CEP/Unipampa: Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Pampa (Fone – (55) 3413 4321, Ramal: 2289 - [cep@unipampa.edu.br](mailto:cep@unipampa.edu.br).) O CEP/Unipampa fica no Prédio Administrativo da Unipampa – Campus Uruguaiana, sala 23.

As ligações para os telefones de contato podem ser feitas a cobrar.

\_\_\_\_\_  
Assinatura Participante ou responsável

\_\_\_\_\_  
Assinatura Pesquisador

\_\_\_\_\_  
Nome por extenso

\_\_\_\_\_  
Nome por extenso

**Data:** \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

## Apêndice B – Questionário

Grupo de Pesquisa em Neuromecânica Aplicada  
Questionário*Dados Pessoais:*

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

Data de nascimento: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_ Idade: \_\_\_\_\_ Sexo: F ( ) M ( )

Raça: ( ) Branco ( ) Negro ( ) Pardo ( ) Amarelo ( ) Outro

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

Endereço: \_\_\_\_\_

Ocupação: \_\_\_\_\_

Quais esportes você já praticou? Por quanto tempo?

---

---

---

---

Que atividade física ou esporte você pratica no momento? Quantas vezes por semana?

---

---

---

---

Você possui algum histórico de lesão (rompimentos, torções, fraturas) ou sente dor muscular após o exercício? Se sim, quando e em que parte do corpo?

---

---

---

---