

Débora Aparecida Knihs

**EFEITOS AGUDOS E SUBAGUDOS DA FADIGA INDUZIDA
POR DIFERENTES CARGAS DE TRABALHO SOBRE A
SIMETRIA DA RIGIDEZ E DA COORDENAÇÃO NO SALTO
VERTICAL**

Dissertação submetida ao Programa de
Pós Graduação em Educação Física da
Universidade Federal de Santa
Catarina para a obtenção do Grau de
Mestra em Educação Física.
Orientador: Prof. Dr. Juliano Dal Pupo.

Florianópolis
2019

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária
da UFSC.

Knihs, Débora Aparecida

Efeitos agudos e subagudos da fadiga induzida
por diferentes cargas de trabalho sobre a simetria
da rigidez e da coordenação no salto vertical /
Débora Aparecida Knihs ; orientador, Juliano Dal
Pupo, 2019.

143 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de
Santa Catarina, Centro de Desportos, Programa de Pós
Graduação em Educação Física, Florianópolis, 2019.

Inclui referências.

1. Educação Física. 2. Assimetria. 3. Biomecânica.
4. Modelo massa-mola. 5. Fase relativa contínua. I.
Dal Pupo, Juliano . II. Universidade Federal de
Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Educação
Física. III. Título.

Débora Aparecida Knihš

**EFEITOS AGUDOS E SUBAGUDOS DA FADIGA INDUZIDA
POR DIFERENTES CARGAS DE TRABALHO SOBRE A
SIMETRIA DA RIGIDEZ E DA COORDENAÇÃO NO SALTO
VERTICAL**

Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de
“Mestra em Educação Física” e aprovada em sua forma final pelo
Programa de Pós Graduação em Educação Física

Florianópolis, 25 de fevereiro de 2019.



Prof.ª. Dr.ª. Kelly Samara da Silva
Coordenadora do Curso

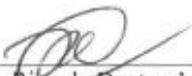
Banca Examinadora:



Prof. Dr. Juliano Dal Pupo (orientador)
Universidade Federal de Santa Catarina



Prof. Dr. Jonathan Ache Dias
Instituto Federal Catarinense



Prof. Dr. Ricardo Dantas de Lucas
Universidade Federal de Santa Catarina

Dedico este trabalho aos meus pais,
Élcio e Ivone, que sempre estiveram
ao meu lado, incondicionalmente.

AGRADECIMENTOS

Ao finalizar esta dissertação não posso deixar de agradecer aqueles que contribuíram de alguma forma para que isto fosse possível.

Primeiramente agradeço aos meus pais, Elcio e Ivone, que não deixaram de me apoiar nem por um minuto. Obrigado por me colocarem sempre à frente de suas próprias necessidades e tornar esta etapa da minha vida possível. Espero poder retribuir um dia.

Agradeço também a minha irmã, Daniele, que sempre me incentivou e me apoiou, me ajudando principalmente nos meses de adaptação do mestrado.

Ao meu namorado André, agradeço por todo o incentivo e companheirismo, estando presente também nas horas difíceis durante o desenvolvimento deste trabalho. Obrigada por me fazer buscar o meu melhor sempre.

Ao meu orientador, professor Juliano Dal Pupo, tenho muito a agradecer. Além de agradecer pela oportunidade de ingressar no mestrado sob sua orientação, gostaria de agradecer por toda paciência e dedicação dispendidos ao meu aprendizado, obrigada por me ensinar e me guiar. Obrigada por me acalmar e mostrar o caminho quando algo parecia improvável. Obrigada também pelas brincadeiras e pela amizade que tornou todo processo mais leve.

Agradeço aos membros da banca, Prof. Dr. Jonathan Ache Dias, Prof. Dr. Ricardo Dantas de Lucas, Prof^a. Dra. Gabriela Fischer e Prof. Dr. Luiz Francisco Reis, pelas contribuições e questionamentos tanto no processo de qualificação quanto de defesa desta dissertação. Ao Prof. Dr. Jonathan Ache Dias agradeço especialmente pela ajuda na elaboração das rotinas matemáticas necessárias.

Não posso deixar de fazer um agradecimento à Prof^a. Dra. Daniele Detanico, obrigada pelas contribuições acerca de meu trabalho, pelos ensinamentos compartilhados, pelas conversas, pela paciência e pelos inúmeros cafés. Tudo isso foi essencial, e ajudou a dar a leveza necessária a esta etapa. Obrigada pela amizade cultivada.

Aos meu amigos e colegas do BIOMECC, mestrandos, doutorandos, IC's e professores, mesmo não citando seus nomes (vocês são muitos), agradeço imensamente toda a ajuda, o companheirismo, a companhia para os almoços, as risadas, a troca de conhecimentos e experiências, agradeço inclusive pelos momentos não tão bons, pois isso me ajudou a crescer. Vocês todos são maravilhosos, obrigada.

Daniel Rocha, Haiko Zimmermann, Raphael Sakugawa, quero agradecer pela ajuda na coleta e dados e em outras etapas desta

dissertação. Japa, o meu muito obrigada pelo suporte e ajuda incondicional.

Gostaria de agradecer também aos meus amigos e familiares que não estavam diretamente ligados ao processo de mestrado mas que sempre me incentivaram e torceram por mim. Chico, obrigada por ter me ajudado e incentivado a entrar nesta jornada, sua amizade é muito importante.

Não menos importante, agradeço aos participantes do presente estudo pela disponibilidade e dedicação, sem vocês isto não seria possível.

Por fim, agradeço ao Programa de Pós-Graduação em Educação física da UFSC e a CAPES por auxiliarem durante este processo

“Ama-se mais o que se conquista com esforço”
(Benjamin Disraeli)

RESUMO

A fadiga muscular pode causar alterações biomecânicas no movimento. Diante da sugestão de que esta poderia acentuar ou mesmo provocar assimetrias entre os membros inferiores, questionou-se se a fadiga muscular poderia afetar parâmetros ligados ao controle de movimento dos saltos verticais, como a rigidez de membros inferiores e a coordenação intrasegmentar. Além disso, indagou-se quanto aos efeitos da fadiga muscular aguda e subaguda induzida por diferentes volumes de exercício. Assim, o objetivo geral do presente estudo foi verificar os efeitos agudos e subagudos da fadiga muscular induzida por exercícios envolvendo saltos verticais, com diferentes cargas de trabalho sobre a simetria da rigidez de membros inferiores e da coordenação intrasegmentar durante o salto vertical. Participaram do estudo 17 homens adultos, fisicamente ativos, que foram submetidos a realização de dois protocolos de fadiga (PA – 7x10 saltos; PB – 14x10 saltos), em que fora quantificado o índice de fadiga e a dor muscular tardia. Os protocolos foram realizados com uma semana de intervalo entre eles. Foram realizadas avaliações do salto vertical com contra movimento (CMJ) e do *step-off landing* (STL) antes, logo após, 24h e 48h após cada protocolo de fadiga. Foram mensuradas as variáveis de desempenho do salto vertical (altura, impulso e potência), rigidez dos membros inferiores (K_{LEG}) de cada um dos membros, assimetria de rigidez entre os membros inferiores, fase relativa contínua (FRC) dos acoplamentos coxa-tronco e coxa-perna de cada um dos lados corporais e assimetrias de FRC entre os lados corporais. Para todas as variáveis, com exceção das assimetrias, foi utilizada uma ANOVA TWO-WAY de medidas repetidas, com *post-hoc* de Bonferroni, para a comparação entre protocolos (A x B) e tempos (pré x pós x 24h x 48h). A significância considerada foi de $p \leq 0,05$. As assimetrias foram avaliadas através da análise de tamanho do efeito (effect size), utilizando-se a classificação de Batterham e Hopkins. Ambos os protocolos provocaram fadiga muscular, mas índices de fadiga maiores foram verificados para o PB. Dor muscular tardia foi observada após a aplicação dos protocolos de fadiga, sendo que a magnitude foi a mesma para os dois protocolos. Enquanto apenas a fadiga muscular produzida pelo PB foi capaz de alterar a altura e o impulso do salto logo após sua aplicação, a potência foi afetada no tempo *pós* por ambos os protocolos de fadiga. A recuperação das variáveis de desempenho do salto se deu 24h após a atividade fatigante, com exceção da altura do salto que teve sua recuperação somente no tempo *48h*. Em nenhum dos lados corporais

K_{LEG} foi afetada pela fadiga, em nenhuma das situações testadas. As assimetrias de K_{LEG} sofreram uma diminuição 24h após a aplicação do PB no movimento de CMJ. A FRC do acoplamento coxa-perna foi afetada pela fadiga de ambos os protocolos no CMJ. No STL a FRC do acoplamento coxa-tronco foi alterada pela fadiga provocada pelos dois protocolos e a FRC do acoplamento coxa-perna foi alterada somente pelo PB. Em relação as assimetrias de FRC, o PB alterou as assimetrias de FRC no CMJ, enquanto o PA modificou as assimetrias no STL. Conclui-se que a fadiga muscular não foi capaz de alterar a K_{LEG} de membros inferiores, mas foi capaz de alterar o desempenho do salto vertical, a FRC, bem com as assimetrias de K_{LEG} e de FRC. O protocolo com maior volume de trabalho é capaz de alterar a simetria de rigidez entre os membros inferiores de forma subaguda, enquanto ambos os protocolos são capazes de alterar a simetria de coordenação intrasegmentar entre os lados corporais de forma aguda e subaguda.

Palavras-chave: Assimetria. Membros inferiores. Biomecânica. Modelo massa-mola. Fase relativa contínua.

ABSTRACT

Muscular fatigue can cause biomechanical alterations in movement. Given the suggestion that this might accentuate or even cause asymmetries between the lower limbs, it was questioned whether muscular fatigue could affect parameters related to vertical jumping movement control, such as lower limb stiffness and intrasegmental coordination. In addition, it was inquired about the effects acutes and subacutes of fatigue induced by different volumes of exercise. Thus, the aim of the present study was to verify the acute and subacute effects of fatigue induced by different workloads, on symmetry of lower limb stiffness and intrasegmental coordination during vertical jump. Participated in the study 17 physically active adult males, who underwent two fatigue protocols (PA – 7x10 jumps; PB – 14x10 jumps), in which fatigue index and muscle pain were quantified. The protocols were performed one week apart. Countermovement jump (CMJ) and step-off landing (STL) were performed before, after, 24 hours and 48 hours after each fatigue protocol. The variables of vertical jump performance (height, impulse and power), lower limb stiffness (K_{LEG}) of each limb, asymmetry of stiffness between the lower limbs, continuous relative phase (CRP) of the trunk-thigh and thigh-leg of each of the body sides and CRP asymmetries between the body sides were mensured. For all variables, except for the asymmetries, a ANOVA TWO WAY repeated mensures with Bonferroni post-hoc was used to compare protocols (A x B) and times (pre x post x 24h x 48h). The significance considered was $p \leq 0.05$. The asymmetries were evaluated through effect size analysis using the Batternham and Hopinks classification. Both protocols caused fatigue, but higher fatigue rates were verified for PB. Muscle pain was observed after the application of the fatigue protocols, and the magnitude was the same for both protocols. While only the fatigue produced by the PB was able to change the height and impulse of the jump shortly after its application, the power was affected in the post time by both fatigue protocols. The recovery of jump performance variables occurred 24 hours after the fatiguing activity, except for the jump height that had its recovery only in time 48h. On none of the body sides K_{LEG} was affected by muscular fatigue, in any of the situations tested. The K_{LEG} asymmetries suffered a decrease 24h after the application of PB in the CMJ movement. The CRP of the thigh-leg coupling was affected by the fatigue of both protocols in the CMJ. In the STL the CRP of the trunk-thigh coupling was altered by the fatigue caused by the two protocols and the CRP of

the thigh-leg coupling was altered only by the PB. Regarding the asymmetries of CRP, the PB altered the asymmetries of CRP in the CMJ, while the PA modified the asymmetries in the STL. It was concluded that muscular fatigue was not able to change the lower limb K_{LEG} but was able to change the vertical jump performance, the CRP, as well as the K_{LEG} and CRP asymmetries. The protocol with higher workloads is capable of altering the symmetry of stiffness between the lower limbs in the subacute way, while both protocols are capable of altering, acutely and subacutely, the symmetry of intrasegmentar coordination between the bodily sides.

Keywords: Asymmetry. Lower limbs. Biomechanics. Spring-mass model. Continuous relative phase.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Modelo massa-mola para movimentos ocorridos na direção vertical (a) e não totalmente vertical (b).....	42
Figura 2. Localização dos marcadores reflexivos.....	65
Figura 3. Delineamento do estudo.....	67
Figura 4. Execução do salto com contra movimento sobre as plataformas de força.....	68
Figura 5. Execução do step-off landing sobre as plataforma de força.....	69
Figura 6. Ilustração dos ângulos segmentares utilizados para análise da FRC.....	72
Figura 7. Exemplo de diagrama de fase normalizado.....	73
Figura 8. Exemplo de definição de ângulo de fase.....	73
Figura 9. Dados de caracterização do protocolo A.....	77
Figura 10. Dados de caracterização do protocolo B.....	78
Figura 11. Comparação das respostas de dor nos protocolos de fadiga.....	79
Figura 12. Comparação da altura do CMJ entre os protocolos de fadiga ao longo do tempo.....	84
Figura 13. Comparação do impulso do CMJ entre os protocolos de fadiga ao longo do tempo.....	85
Figura 14. Comparação das variáveis potência pico e potência média entre os protocolos de fadiga ao longo do tempo.....	85
Figura 15. Comparação dos valores de K_{LEG} nos membros inferiores direito e esquerdo durante o CMJ, entre os diferentes protocolos e tempos.....	86
Figura 16. Assimetrias de K_{LEG} nos diferentes protocolos durante o CMJ.....	87
Figura 17. Comparação dos valores de K_{LEG} nos membros inferiores direito e esquerdo durante o STL, entre os diferentes protocolos e tempo.....	87
Figura 18. Assimetrias de K_{LEG} nos diferentes protocolos durante o STL.....	88
Figura 19. FRC do acoplamento coxa-tronco do lado corporal direito durante o CMJ, nos dois protocolos e quatro condições de tempo.....	89

Figura 20. FRC do acoplamento coxa-tronco do lado corporal esquerdo durante o CMJ, nos dois protocolos e quatro condições de tempo.....	90
Figura 21. FRC do acoplamento coxa-perna do lado corporal direito durante o CMJ, nos dois protocolos e quatro condições de tempo.....	91
Figura 22. FRC do acoplamento coxa-perna do lado corporal esquerdo durante o CMJ, nos dois protocolos e quatro condições de tempo.....	92
Figura 23. Assimetrias de FRC do acoplamento coxa-tronco, nos diferentes protocolos, durante a fase 1 do CMJ.....	92
Figura 24. Assimetrias de FRC do acoplamento coxa-tronco, nos diferentes protocolos, durante a fase 2 do CMJ.....	93
Figura 25. Assimetrias de FRC do acoplamento coxa-perna, nos diferentes protocolos, durante a fase 1 do CMJ.....	93
Figura 26. Assimetrias de FRC do acoplamento coxa-perna, nos diferentes protocolos, durante a fase 2 do CMJ.....	94
Figura 27. FRC do acoplamento coxa-tronco do lado corporal direito durante o STL, nos dois protocolos e quatro condições de tempo.....	95
Figura 28. FRC do acoplamento coxa-tronco do lado corporal esquerdo durante o STL, nos dois protocolos e quatro condições de tempo.....	96
Figura 29. FRC do acoplamento coxa-perna do lado corporal direito durante o STL, nos dois protocolos e quatro condições de tempo.....	97
Figura 30. FRC do acoplamento coxa-perna do lado corporal esquerdo durante o STL, nos dois protocolos e quatro condições de tempo.....	98
Figura 31. Assimetrias de FRC do acoplamento coxa-tronco, nos diferentes protocolos, durante a fase 1 do STL.....	98
Figura 32. Assimetrias de FRC do acoplamento coxa-tronco, nos diferentes protocolos, durante a fase 2 do STL.....	99
Figura 33. Assimetrias de FRC do acoplamento coxa-perna, nos diferentes protocolos, durante a fase 1 do STL.....	99
Figura 34. Assimetrias de FRC do acoplamento coxa-perna, nos diferentes protocolos, durante a fase 2 do STL.....	99

LISTA DE QUADROS

Quadro 1. Estudos que utilizaram exercícios envolvendo CAE para indução da fadiga muscular.....	37
Quadro 2. Estudos que analisaram o comportamento da rigidez durante ou após a realização de um protocolo de fadiga envolvendo saltos ou agachamentos.....	51
Quadro 3. Estudos que analisaram o comportamento da coordenação durante ou após a realização de um protocolo de fadiga envolvendo saltos ou agachamentos.....	53
Quadro 4. Estudos disponíveis na literatura sobre (as) simetrias de rigidez e coordenação na tarefa de salto.....	57

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Caracterização da amostra.....	63
Tabela 2. Reprodutibilidade das medidas do tempo <i>pré</i> entre os protocolos A e B para variáveis do CMJ.....	81
Tabela 3. Reprodutibilidade das medidas do tempo <i>pré</i> entre os protocolos A e B para variáveis do STL.....	83
Tabela 4. Comparação dos valores absolutos de FRC (°) do acoplamento coxa-tronco do lado corporal direito durante o CMJ, entre os diferentes protocolos e tempos.....	88
Tabela 5. Comparação dos valores absolutos de FRC (°) do acoplamento coxa-tronco do lado corporal esquerdo durante o CMJ, entre os diferentes protocolos e tempos.....	89
Tabela 6. Comparação dos valores absolutos de FRC (°) do acoplamento coxa-perna do membro inferior direito durante o CMJ, entre os diferentes protocolos e tempos.....	90
Tabela 7. Comparação dos valores absolutos de FRC (°) do acoplamento coxa-perna do membro inferior esquerdo durante o CMJ, entre os diferentes protocolos e tempos.....	91
Tabela 8. Comparação dos valores absolutos de FRC (°) do acoplamento coxa-tronco do lado corporal direito durante o STL, entre os diferentes protocolos e tempos.....	94
Tabela 9. Comparação dos valores absolutos de FRC (°) do acoplamento coxa-tronco do lado corporal esquerdo durante o STL, entre os diferentes protocolos e tempos.....	95
Tabela 10. Comparação dos valores absolutos de FRC (°) do acoplamento coxa-perna do membro inferior direito durante o STL, entre os diferentes protocolos e tempos.....	96
Tabela 11. Comparação dos valores absolutos de FRC (°) do acoplamento coxa-perna do membro inferior esquerdo durante o STL, entre os diferentes protocolos e tempos.....	97

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAE – Ciclo de Alongamento Encurtamento
CJ – Saltos verticais Contínuos
CMJ – Salto com Contra Movimento
CP – Coxa-perna
CT – Coxa-tronco
EVD – Escala Visual de Dor
FRC – Fase Relativa Contínua
FRS – Força de Reação do Solo
FRSmáx – Força Máxima de Reação do Solo
 K_{JOINT} – Rigidez Articular
 K_{LEG} – Rigidez do Membro Inferior
 K_{VERT} – Rigidez Vertical
LCA-R – Reconstrução de Ligamento Cruzado Anterior
MMII – Membros inferiores
PA – Protocolo A
PB – Protocolo B
PSE – Percepção Subjetiva de Esforço
SPSS – Statistical Package for the Social Science
STL – Step-off landing
TCLE – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
UFSC – Universidade Federal de Santa Catarina

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	25
1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO DO PROBLEMA.....	25
1.2 OBJETIVOS	28
1.2.1 Objetivo Geral	28
1.2.2 Objetivos Específicos.....	28
1.3 JUSTIFICATIVA.....	29
1.4 HIPÓTESES.....	311
1.5 DELIMITAÇÃO	31
1.6 DEFINIÇÃO DE TERMOS	31
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	33
2.1 FADIGA MUSCULAR.....	33
2.1.1 Ciclo alongamento-encurtamento e fadiga muscular	36
2.2 RIGIDEZ DOS MEMBROS INFERIORES	40
2.3 COORDENAÇÃO INTRASEGMANTAR DOS MEMBROS INFERIORES.....	47
2.3.1 Fase Relativa Contínua	49
2.4 EFEITO DA FADIGA SOBRE A RIGIDEZ E A COORDENAÇÃO DOS MEMBROS INFERIORES	50
2.5 ASSIMETRIAS DE RIGIDEZ E COORDENAÇÃO ENTRE OS MEMBROS INFERIORES	55
3 MÉTODOS	63
3.1 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA.....	63
3.2 PARTICIPANTES DO ESTUDO	63
3.2.1 Critérios de Inclusão	63
3.2.2 Critérios de Exclusão	64
3.3 PROCEDIMENTOS DE COLETA DE DADOS	64
3.4 PROTOCOLOS DE AVALIAÇÃO DO SALTO COM CONTRA MOVIMENTO E DO STEP-OFF LANDING.....	67
3.4.1 Salto com Contra Movimento (CMJ)	67

3.4.2 Step-off Landing (STL)	68
3.5 PROTOCOLOS DE FADIGA	69
3.6 TRATAMENTO DOS DADOS E VARIÁVEIS ANALISADAS .	70
3.6.1 Rigidez do membro inferior (K_{LEG})	70
3.6.2 Variáveis de desempenho no salto vertical	70
3.6.3 Coordenação intrasegmentar:	71
3.6.4 Assimetrias	74
3.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA	74
4 RESULTADOS	77
4.1 CARACTERIZAÇÃO DOS PROTOCOLOS DE FADIGA	77
4.2 REPRODUTIBILIDADE DOS DADOS BASELINE	79
4.3 VARIÁVEIS DE DESEMPENHO DO SALTO VERTICAL.....	84
4.4 RIGIDEZ DOS MEMBROS INFERIORES.....	86
4.5 COORDENAÇÃO INTRASEGMENTAR	88
5 DISCUSSÃO	101
5.1 PROTOCOLOS DE FADIGA E O DANO MUSCULAR GERADO.....	101
5.2 VARIÁVEIS DE DESEMPENHO DO SALTO VERTICAL.....	104
5.3 RIGIDEZ DOS MEMBROS INFERIORES.....	108
5.4 COORDENAÇÃO INTRASEGMENTAR	114
5.5 LIMITAÇÕES E SUGESTÕES DE ESTUDOS FUTUROS	121
6 CONCLUSÕES	123
REFERÊNCIAS	125
APÊNDICE A – Dados de análise post-hoc para a variável dor...	139
ANEXO A – Parece Consubstanciado do Comitê de Ética e Pesquisa	141

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO DO PROBLEMA

Fadiga muscular é conceituada na literatura como a falha em produzir e/ou manter níveis de força muscular ao longo de um esforço repetitivo ou sustentado (GREEN, 1997; ASCENSÃO et al., 2003). Tradicionalmente, a fadiga muscular se instala durante o exercício e tem caráter progressivo, estando consequentemente associada à incapacidade de sustentação do esforço físico (MORIN et al., 2011). A presença da fadiga muscular pode levar a diversas alterações biomecânicas do movimento, podendo causar implicações no desempenho atlético (TWIST; ESTON, 2005) e na predisposição de lesões (SEWARK; PATRICK, 1992; WORRELL, 1994;).

A fadiga muscular é considerada tarefa-dependente, assim, fatores como o tipo de contração muscular envolvida no exercício e a carga de trabalho (intensidade e volume) do exercício são fatores com influência direta nas consequências da fadiga (ENOKA; STUART, 1992). Exercícios que envolvem o ciclo de alongamento-encurtamento (CAE) têm sido amplamente investigados por possuírem grande aproximação com as ações musculares naturais realizadas pelo ser humano no cotidiano e no âmbito esportivo (KOMI, 2000; NICOL; AVELA; KOMI, 2006). O CAE é caracterizado por uma ação muscular excêntrica, na qual os músculos são alongados e é armazenada energia elástica, seguida imediatamente de uma ação muscular concêntrica, onde esta energia é utilizada (NICOL; AVELA; KOMI, 2006). Esta ação muscular pode ser observada nos saltos verticais, que são gestos motores presentes em diversos esportes coletivos e individuais, além de serem amplamente utilizados para treinamento físico de atletas.

A fadiga muscular induzida por exercícios envolvendo CAE possui respostas muito versáteis e complexas, sendo pontuada pelo processo de recuperação bimodal (KUITUNEN et al., 2002; NICOL; AVELA; KOMI, 2006). Neste processo há uma queda do desempenho da tarefa realizada logo após a execução do protocolo de fadiga, seguida de uma recuperação em 1-2 horas e novamente de uma queda do desempenho, que pode atingir os valores mais baixos em dois dias; por fim, a recuperação completa do desempenho parece acontecer entre 4 e 8 dias após a realização do protocolo (NICOL; AVELA; KOMI, 2006). A fadiga muscular advinda deste tipo de exercício pode ter efeitos prolongados em função do dano muscular gerado. O dano muscular é um fenômeno onde são provocadas micro lesões do tecido muscular por

conta de exercícios realizados de forma intensa ou que não sejam habituais do indivíduo em questão (BYRNE; TWIST; ESTON, 2004). Os sintomas do dano muscular incluem redução da função muscular, dor muscular tardia e processos inflamatórios instalados com altos níveis plasmáticos de creatina quinase, com seu auge de aparecimento nas 24-48 horas posteriores a prática do exercício (BYRNE; TWIST; ESTON, 2004).

Tem sido relatado que o volume/intensidade do exercício envolvendo o CAE pode levar a diferentes respostas nos “níveis” de fadiga instalados, conseqüentemente, podendo levar a diferentes alterações do sistema neuromuscular (KUITUNEN et al., 2002). Diversos estudos já analisaram os efeitos da fadiga muscular em atividades esportivas envolvendo o CAE com durações e intensidades distintas (KUITUNEN et al., 2002; DAL PUPO, 2014; PADUA et al, 2006; KUITUNEN et al., 2007). De modo geral, exercícios até a exaustão ou máximos parecem provocar maiores e mais prolongados prejuízos na função muscular (NICOL; KOMI; AVELA, 2006). No contexto esportivo, maiores perdas de força são relatadas, por exemplo, ao final de uma partida de futebol ou futsal (que são compostas por ações múltiplas envolvendo o CAE) quando comparado ao intervalo do jogo, sugerindo a progressão da incidência de fadiga no decorrer das partidas (SMALL et al., 2010; DAL PUPO, 2014b).

Tais alterações na função muscular podem afetar, além da performance, parâmetros ligados ao controle do movimento durante os saltos verticais, como a rigidez dos membros inferiores e a coordenação intrasegmentar (PADUA et al, 2006; KUITUNEN et al., 2007). A rigidez é a capacidade do corpo, ou partes dele, de resistir a uma deformação quando forças são aplicadas (BUTLER; CROWEL; DAVIS, 2003; SERPELL et al., 2012). A rigidez do membro inferior (K_{LEG}) pode ser mensurada através do modelo massa-mola (MALONEY; FLETCHER, 2018). Um sistema musculotendíneo muito rígido ou muito complacente tem sido associado a maior incidência de lesões dos membros inferiores (WATSFORD et al., 2010; PRUYN et al., 2012; MAQUIRRIAIN, 2012). Em termos de performance, um nível ótimo de rigidez parece ser determinante nos esportes que envolvam o CAE, (KUITUNEN; KOMI; KYRÖLÄINEN, 2002; BRUGHELLI; CRONIN, 2008; BRAZIER et al., 2014), pois permite absorver as forças de reação do solo (FRS), e através disto armazenar e reutilizar energia elástica de modo eficiente (ARAMPATZIS; BRÜGGEMANN; KLAPSING, 2001; BUTLER; CROWEL; DAVIS, 2003). Estudos tem apontado que a fadiga muscular parece modular a rigidez dos membros

inferiores durante tarefas envolvendo o CAE (HORITA, et al., 1996; RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2002; KUITUNEN et al., 2007; DAL PUPO et al., 2013; LAZARIDIS et al., 2017). Apesar de não haver consenso na literatura, a maioria dos estudos aponta para uma diminuição da K_{LEG} nos saltos verticais em função da fadiga (HORITA, et al., 1996; KUITUNEN et al., 2007; DAL PUPO et al., 2013; LAZARIDIS et al., 2017).

Com o aparecimento da fadiga muscular, alterações ou adaptações no padrão cinemático dos saltos verticais costumam ocorrer (RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2001; DAL PUPO et al., 2013), conseqüentemente, o padrão de coordenação inter e intrasegmentar pode ser influenciado. A mesma é conceituada como a relação entre o comportamento de diferentes segmentos corporais na realização de uma tarefa (HUGHES; WATKINS, 2008; DAL PUPO, 2014) e pode ser mensurada através da fase relativa contínua (FRC). A coordenação é considerada importante para otimização do desempenho, pois movimentos com maior nível de sincronismo entre os segmentos ou membros permitem, entre outras coisas, maiores transmissões de força (MALONEY, et al., 2016b). A literatura diverge em relação à modulações da coordenação durante o salto vertical em função da fadiga, sendo que alguns estudos apontaram alteração na coordenação do membro inferior (MADIGAN; PIDCOE, 2003; JAMES; DUFEK; BATES, 2006; DAL PUPO et al., 2013; LAZARIDIS et al., 2017), enquanto outros apontam que, devido à um drive neural pré-programado, a coordenação não se altera mesmo com a fadiga (RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2001; PEREIRA et al., 2014). Contudo, não há evidência se tal padrão é mantido independente do nível de fadiga instalado.

Tradicionalmente, os efeitos da fadiga muscular sobre os parâmetros biomecânicos do membro inferior costumam ser analisados apenas em um dos membros, ou lados corporais. Contudo, é sugerido que a fadiga tem o potencial de provocar ou acentuar assimetrias entre os membros inferiores (RADZAK et al., 2017), ou seja, pode promover desigualdades no comportamento biomecânico entre os mesmos. Ressalta-se que a presença de assimetrias em parâmetros cinéticos e/ou cinemáticos entre os membros inferiores pode indicar propensão a lesões ou discordâncias técnicas de desempenho (EXELL et al, 2016). Em modalidades esportivas como o voleibol e o basquetebol, ocorre a constante realização de saltos verticais ao longo do jogo; em especial, a fase de aterrissagem dos saltos é um momento crítico, em que o atleta deve utilizar de forma simétrica os membros inferiores para absorção

das forças que atuam no sistema, mantendo a rigidez ótima a fim da melhoria da performance e integridade das estruturas musculares e articulares (KUITUNEN; KOMI; KYRÖLÄINEN, 2002; WANG, 2009; BRAZIER et al., 2014). Porém, no decorrer de um jogo, a progressão da fadiga nos membros inferiores pode levar ao aparecimento de padrões irregulares na técnica do movimento durante os saltos, levando assim a assimetrias no padrão do movimento. Ainda, diferentes tempos de exposição à fadiga (por exemplo, jogar mais ou menos tempo em uma partida) podem levar a diferentes respostas agudas e tardias no sistema muscular e padrão motor (DAL PUPO, 2014b). Neste sentido, a duração da atividade poderia determinar o aparecimento de assimetrias funcionais dos membros inferiores. A assimetria entre membros inferiores tem sido tradicionalmente analisada, porém utilizando-se apenas a força como parâmetro. Destaca-se, no entanto, que outros parâmetros relacionados ao controle do movimento, como a rigidez e a coordenação, ainda necessitam ser explorados.

Baseado nestes pressupostos surge o seguinte problema de pesquisa: será que a fadiga muscular provocada por ações envolvendo o CAE, com diferentes cargas de trabalho, induz assimetrias de rigidez e coordenação de membros inferiores durante o desempenho do salto vertical?

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

Verificar os efeitos agudos e subagudos da fadiga muscular induzida por diferentes cargas de trabalho, sobre a simetria da rigidez de membros inferiores e da coordenação intrasegmentar, entre lados corporais, durante o salto vertical.

1.2.2 Objetivos Específicos

- a) Verificar e quantificar a ocorrência de fadiga muscular nos diferentes protocolos, a partir do índice de fadiga.
- b) Verificar e quantificar a magnitude de dor muscular tardia, antes, imediatamente após, 24h e 48h posteriormente a aplicação de protocolos de fadiga com diferentes cargas de trabalho.

- c) Analisar parâmetros relacionados ao desempenho do salto vertical (altura, impulso e potência), antes, imediatamente após, 24h e 48h posteriormente a aplicação de protocolos de fadiga com diferentes cargas de trabalho.
- d) Analisar e comparar a rigidez (K_{LEG}) dos membros inferiores direito e esquerdo durante a fase de aterrissagem do salto vertical, antes, imediatamente após, 24h e 48h posteriormente a aplicação de protocolos de fadiga com diferentes cargas de trabalho.
- e) Analisar e comparar a simetria da rigidez entre os membros inferiores durante a fase de aterrissagem do salto vertical, antes, imediatamente após, 24h e 48h posteriormente a aplicação de protocolos de fadiga com diferentes cargas de trabalho.
- f) Analisar e comparar a coordenação intrasegmentar dos membros inferiores direito e esquerdo, através da FRC, durante o salto vertical, antes, imediatamente após, 24h e 48h posteriormente a aplicação de protocolos de fadiga com diferentes cargas de trabalho.
- g) Analisar e comparar a simetria da coordenação intrasegmentar entre os lados corporais, durante o salto vertical, antes, imediatamente após, 24h e 48h posteriormente a aplicação de protocolos de fadiga com diferentes cargas de trabalho.

1.3 JUSTIFICATIVA

As implicações da fadiga possuem um papel preponderante no desempenho atlético, além de serem consideradas um fator para a predisposição de lesões (WORRELL, 1994; SEWARK; PATRICK, 1992). Devido a tais aspectos, diversos estudos têm sido realizados tendo como foco as origens e consequências da fadiga no esporte.

A fadiga muscular tem sido relacionada por muitos pesquisadores à alterações em variáveis biomecânicas relacionadas à técnica do movimento e ao controle do movimento, tais como a rigidez dos membros inferiores e a coordenação intersegmentar (DUTTO; SMITH, 2002; PADUA et al, 2006; KUITUNEN et al., 2007). Adicionalmente, tem sido apontado que assimetrias funcionais entre os membros inferiores podem surgir em função da fadiga muscular (RADZAK et al.,

2017). Porém, algo que ainda não está bem elucidado na literatura, é se a fadiga muscular potencializa o aparecimento de assimetrias das variáveis rigidez e coordenação entre os membros inferiores.

A coordenação possui associação com o desempenho esportivo de saltos verticais (RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2002); a rigidez por sua vez, além de influenciar no desempenho dos saltos, também está relacionada a lesões osteo-articulares dos membros inferiores (BUTLER; CROWEL; DAVIS, 2003). O comportamento assimétrico de variáveis cinéticas e cinemáticas dos membros inferiores tem sido relacionado a diminuição do desempenho e a acentuação de lesões (EXELL et al., 2016). Nesta perspectiva, o estudo da simetria da rigidez e da coordenação dos membros inferiores durante os saltos verticais se justifica, de forma a possivelmente contribuir, não somente com a melhoria do desempenho, mas também com estratégias de prevenção de lesões, através do diagnóstico de possíveis alterações de simetria que possam ser ocasionadas pela fadiga decorrente do exercício físico.

Além disso, vale ressaltar que a fadiga muscular provocada por CAE envolve uma recuperação que pode levar dias (NICOL; AVELA; KOMI, 2006). Assim, para esportes como o basquetebol e o voleibol, onde saltos verticais são continuamente realizados sob este tipo de fadiga, entender como este fenômeno pode alterar os padrões de controle deste movimento se torna importante. O acompanhamento dos possíveis padrões assimétricos de rigidez e coordenação surgidos a partir do aparecimento da fadiga pode auxiliar treinadores e preparadores físicos na formulação correta de prescrições que visem a melhoria do desempenho e a recuperação completa de seu atleta.

Por fim, como já exposto, apesar dos diversos estudos verificados na literatura que analisaram a relação entre fadiga muscular, coordenação e rigidez nos movimentos de saltos verticais e aterrissagens, poucos estudos analisaram estes aspectos na forma bilateral, como é o caso deste estudo. Além disso, a maioria das pesquisas analisaram apenas os efeitos agudos do protocolo indutor de fadiga nestas variáveis, enquanto o presente estudo tem como objetivo investigar os efeitos sobre estas variáveis também nas 24h e 48h posteriores. Neste sentido, este trabalho pretende contribuir com a literatura disponível, sendo pioneiro na análise de assimetrias das variáveis supracitadas em função da fadiga.

1.4 HIPÓTESES

H₁: O protocolo com maior carga de trabalho irá apresentar maiores índices de fadiga.

H₂: Haverá dor muscular tardia após a aplicação de ambos os protocolos de fadiga, porém, magnitudes de dor maiores sendo verificadas após o protocolo com maior carga de trabalho.

H₃: Haverá queda nos parâmetros do desempenho do salto vertical (altura, potência e impulso) após a aplicação de ambos os protocolos de fadiga, com mais ênfase após o protocolo de fadiga com maior carga de trabalho, sendo este efeito prolongado.

H₄: Ambos os protocolos de fadiga causarão diminuição da rigidez de membros inferiores imediatamente após sua aplicação, sendo este efeito prolongado.

H₅: Haverá modulação das assimetrias da rigidez entre os membros inferiores após a aplicação de ambos os protocolos de fadiga.

H₆: Ambos os protocolos de fadiga causarão alteração da coordenação intrasegmentar imediatamente após sua aplicação.

H₇: Haverá modulação das assimetrias da coordenação intrasegmentar entre os lados corporais após a aplicação de ambos os protocolos de fadiga.

1.5 DELIMITAÇÃO

Esta pesquisa se delimitou a estudar o comportamento da simetria da rigidez de membros inferiores e da coordenação intrasegmentar, em função da fadiga muscular, nos movimentos de salto com contra movimento e *step off landing*, em jovens adultos do sexo masculino.

1.6 DEFINIÇÃO DE TERMOS

- a) Assimetrias: Diferenças entre os lados corporais, seja no contexto estrutural (morfologia) ou comportamental (aspectos funcionais) (MARCHETTI, 2009).

- b) Simetria: Semelhança entre os lados corporais (MARCHETTI, 2009).
- c) Dano Muscular: Fenômeno resultante de exercícios intensos ou que não sejam de prática comum do indivíduo, no qual ocorrem micro lesões no tecido muscular. Os sintomas deste fenômeno incluem: redução da função muscular, dor muscular tardia, rigidez muscular, e altos níveis de creatina quinase (BYRNE; TWIST; ESTON, 2004).
- d) Fadiga Muscular: Falha em produzir e/ou manter níveis de força/potência muscular ao longo de um esforço repetitivo ou sustentado (GREEN, 1997; ASCENSÃO et al., 2003).
- e) Carga de Trabalho: Multiplicação entre a intensidade e o volume da tarefa executada (NAKAMURA; MOREIRA; AOKI, 2010). Neste estudo a carga de trabalho é modulada alterando-se o volume da tarefa.
- f) Salto com contra movimento (CMJ): Técnica de salto vertical na qual é permitido ao sujeito realizar uma fase excêntrica anteriormente a fase concêntrica (UGRINOWITSCH; BARBANTI, 1998).
- g) *Step-off Landing*: Aterrisagem após a queda de uma altura pré-determinada ou aterrissagem de um salto (HARRY et al., 2017).
- h) Fase Relativa Contínua: Método para análise da coordenação intrasegmentar ao longo de um ciclo de movimento (HAMMIL, et al., 1999; DAL PUPO, 2014).
- i) Rigidez do membro inferior: É a capacidade do membro inferior de resistir a uma deformação quanto uma força de reação do solo é aplicada (BUTLER; CROWEL; DAVIS, 2003). Pode ser mensurada isoladamente em cada membro inferior.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Neste capítulo são apresentados tópicos contendo referencial teórico para uma maior compreensão da temática central desta dissertação. Aborda-se dentro dos tópicos tanto conceitos e esclarecimentos sobre os objetos de estudo, quanto pesquisas já realizadas sobre a temática. Primeiramente são abordados aspectos ligados a fadiga muscular, seguidos de explicações sobre a rigidez e a coordenação intersegmentar dos membros inferiores. Na sequência aborda-se os efeitos da fadiga sobre a rigidez de membros inferiores e a coordenação intersegmentar, e por fim, trata-se sobre as assimetrias destes parâmetros entre os membros inferiores ou lados corporais.

2.1 FADIGA MUSCULAR

A fadiga muscular pode ser conceituada como uma falha em produzir e/ou manter níveis de força/potência muscular ao longo de um esforço repetitivo ou sustentado (GREEN, 1997; ASCENSÃO et al., 2003), ou ainda como a incapacidade do músculo ou grupos musculares de manter a intensidade do exercício (ASCENSÃO et al., 2003) ou realizar uma tarefa (ENOKA, 1995). De acordo com Dal Pupo (2014) a fadiga muscular desencadeia uma série de efeitos agudos que ocorrem no corpo e prejudicam a performance durante a execução de exercícios intensos e/ou de resistência. A fadiga muscular pode levar à exaustão, que é a incapacidade completa de realização do exercício, mas isto não significa que exercícios que não levem à exaustão não gerem fadiga. Além de afetar a força muscular, tem sido demonstrado que a fadiga muscular também afeta outros parâmetros, como controle motor, rigidez do membro inferior e coordenação (DUTTO; SMITH, 2002; PADUA et al., 2006; KUITUNEN et al., 2007), resultando em uma mudança do desempenho da atividade efetuada (WILLIAMS; KLUG, 1995; MADIGAN; PIDCOE, 2003).

As causas da fadiga muscular ainda não estão bem elucidadas, sendo este fenômeno considerado multifatorial (ENOKA, 1995; ASCENSÃO, et al. 2003; MADIGAN; PIDCOE, 2003). O estabelecimento da fadiga depende de fatores como tipo de fibras musculares recrutadas, grupo muscular envolvido, intensidade, especificidade e duração do exercício, tipo de contração muscular (concêntrica, excêntrica, isométrica ou ainda concêntrica e excêntrica como é o caso do ciclo alongamento-encurtamento.) e o nível de

treinamento do sujeito (SAHLIN, 1992; SANTOS; DEZAN; SARRAF, 2003; MILLET; LEPERS, 2004; DAL PUPO, 2014).

A fadiga muscular pode ter duas origens: central e periférica. A fadiga muscular de origem central é aquela onde há uma falha na condução do impulso nervoso até o músculo (desde o cérebro até a junção neuromuscular), resultando em baixa frequência de estímulos nervosos e consequentemente menor recrutamento de unidades motoras, ou seja, quando a parte neural do processo de contração muscular é afetada (ASCENSÃO, et al., 2003; SANTOS; DEZAN; SARRAF, 2003). A fadiga muscular de origem central parece ocorrer em exercícios de longa duração e baixa intensidade (BERTUZZI; FRANCHINI; KISS, 2004) e está associada a atuação de neurotransmissores relacionados a coordenação motora e ao estado psicológico (ASCENSÃO et al., 2003; SANTOS; DEZAN; SARRAF, 2003). Já a fadiga muscular de origem periférica parece ocorrer em exercícios de curta duração e alta intensidade (BERTUZZI; FRANCHINI; KISS, 2004), e é caracterizada por eventos que ocorrem em nível intracelular no músculo, ou seja, quando é apresentado uma deficiência nos processos bioquímicos e contráteis do músculo, independente da velocidade do impulso neural (ASCENSÃO, et al., 2003; SANTOS; DEZAN; SARRAF, 2003). A fadiga muscular periférica está relacionada a acúmulo de metabólitos, depleção energética e alterações na liberação/reabsorção de cálcio (SAHLIN, 1992; WILLIAMS; KLUG, 1995; ASCENSÃO, et al., 2003; SANTOS; DEZAN; SARRAF, 2003).

De acordo com Enoka e Stuart (1992), a fadiga muscular é considerada tarefa-dependente, ou seja, o “nível” (intensidade) de fadiga depende dos aspectos da tarefa executada. Dentre estes aspectos podem ser citados a intensidade da atividade, o tempo de execução da tarefa, o tipo de contração realizada, o padrão de ativação dos músculos e o nível de motivação do indivíduo (ENOKA; STUART, 1992). Assim quanto maior a demanda da tarefa executada maior a magnitude de fadiga estabelecida. Ainda segundo os autores, parece existir também, uma relação entre o tempo de sustentação de um exercício ou tarefa e a produção de força de um músculo, ou grupo muscular, que é chamada de relação força-fadigabilidade (ENOKA; STUART, 1992; DETANICO, 2014). Segundo esta relação, quanto maior a produção de força, mais rápido se dará o processo de fadiga (ENOKA; STUART, 1992). De acordo com Green (1997), não é possível sustentar por muito tempo uma atividade repetitiva de intensidade elevada que envolva grandes grupos musculares, uma vez que este tipo de exercício eleva

demais a tensão no sistema muscular, metabólico e neural, causando o aparecimento precoce da fadiga muscular. Uma das variáveis presentes no exercício e que está relacionada a ‘tarefa-dependência’ da fadiga é a carga de trabalho. A carga de trabalho ou de treinamento é formada pela multiplicação da intensidade e do volume da tarefa executada (NAKAMURA; MOREIRA; AOKI, 2010). Assim, pode-se modular a carga de trabalho alterando-se somente a intensidade do exercício, somente o volume do exercício, ou ainda ambos (NAKAMURA; MOREIRA; AOKI, 2010). Modular a carga de trabalho de um exercício indutor de fadiga se torna relevante no sentido de possibilitar modular a magnitude de fadiga muscular que se pretende atingir, uma vez que a mesma tem caráter progressivo.

A fadiga muscular se instala durante ou logo após exercícios extenuantes (ASCENSÃO et al., 2003) e pode ter seus efeitos prolongados devido ao dano muscular que pode ser gerado. O dano muscular é um fenômeno onde são provocadas micro lesões do tecido muscular por conta de exercícios realizados de forma intensa ou que não sejam habituais do indivíduo em questão (BYRNE; TWIST; ESTON, 2004) e pode perdurar por dias ou até semanas (GREEN, 1997). Os sintomas do dano muscular incluem redução da função muscular, dor muscular tardia e altos níveis plasmáticos de creatina quinase, e têm seu auge de aparecimento nas 24-48 horas posteriores a prática do exercício (BYRNE; TWIST; ESTON, 2004).

Os efeitos da fadiga muscular pode ser mensurados de diversas formas, tais como comparando os níveis de força de contração voluntária máxima antes e após o estabelecimento da fadiga (LAZARIDIS et al., 2017), comparando o desempenho em tarefas esportivas como corrida ou saltos antes e após a instalação da fadiga (DUTTO; SMITH, 2002; PADUA et al, 2006), ou ainda, através da eletromiografia (GONÇALVES, 2006). Além disso, pode ser avaliada a partir de diferentes ações musculares (concêntrica, excêntrica ou isométrica) ou ações funcionais (CAE) (DAL PUPO, 2014).

Deve ser salientado que, embora a fadiga muscular seja prejudicial ao desempenho humano, este fenômeno é citado por alguns autores como um mecanismo de proteção que é ativado ante a possibilidade de prejuízos reversíveis ou irreversíveis das estruturas corporais em todos os níveis estruturais (WILLIAMS; KLUG, 1995; SANTOS; DEZAN; SARRAF, 2003). Ainda assim, a fadiga muscular tem sido apontada controversamente, por diversos estudos, como um dos fatores de risco de lesão nos esportes, isto porque ela causa, entre outras coisas, falhas na produção de força muscular, o que pode

desencadear desestabilizações musculares e ligamentares, que podem acarretar lesões (MADIGAN; PIDCOE, 2003).

2.1.1 Ciclo alongamento-encurtamento e fadiga muscular

O ciclo de alongamento-encurtamento (CAE) é um tipo de ação muscular que acontece em movimentos onde há uma ação excêntrica seguida instantaneamente de uma ação concêntrica (HORITA et al., 1996; UGRINOWITSCH; BARBANTI, 1998). No CAE, durante a fase excêntrica do movimento há um alongamento dos músculos, e acontece o armazenamento de energia elástica, e na fase concêntrica há um retorno desta energia (UGRINOWITSCH; BARBANTI, 1998; KOMI, 2000; BUTLER; CROWEL; DAVIS, 2003). Assim, o CAE é citado como uma ação muscular que auxilia na melhoria do desempenho de ações como correr e saltar, por promover maior utilização de energia elástica dos músculos em comparação a movimentos sem este processo (HORITA et al., 1996; UGRINOWITSCH; BARBANTI, 1998; BUTLER; CROWEL; DAVIS, 2003).

Segundo Komi (2000), o CAE permite o estudo da função muscular em situações de fadiga e não fadiga; e uma vez que possui uma semelhança maior com os movimentos realizados no campo esportivo (validade ecológica), tem sido citado como a ação mais adequada para o estudo da função muscular em situações de fadiga (KOMI, 2000; KRONBAUER; CASTRO, 2013), bem como para induzir a mesma.

Os exercícios indutores de fadiga muscular com uso do CAE envolvem elementos neurais, mecânicos e metabólicos e tem influência na mecânica muscular (KOMI, 2000). De acordo com Komi (2000) e Kronbauer e Castro (2013), os efeitos da fadiga muscular induzida por exercício envolvendo o CAE são similares ao efeitos do exercício excêntrico puro, pois a fadiga acontece por estresse mecânico. A fadiga muscular induzida por exercícios envolvendo CAE possui um processo de recuperação bimodal (KUITUNEN et al., 2002; NICOL; AVELA; KOMI, 2006). Neste processo há uma queda do desempenho da tarefa executada logo após a execução do protocolo de fadiga, seguida de uma recuperação em 1-2 horas e novamente de uma queda do desempenho, que pode atingir os valores mais baixos em dois dias; por fim, a recuperação completa do desempenho parece acontecer entre 4-8 dias após a realização do protocolo (NICOL; AVELA; KOMI, 2006). No entanto, o processo de recuperação bimodal pode ter uma duração diferente da apresentada, como demonstrado no estudo de Nicol et al.

(2003), onde a recuperação completa do desempenho ocorreu entre 24 e 48 horas.

Diversos estudos da área biomecânica investigaram a fadiga muscular durante ações musculares que envolvem o CAE ou ainda utilizaram exercícios envolvendo CAE como um mecanismo indutor de fadiga para o estudo do comportamento de outras variáveis antes e após a fadiga. Alguns exemplos de estudos, relacionados ao tema da presente pesquisa, que utilizaram como exercício indutor de fadiga exercícios envolvendo CAE estão apresentados no quadro a seguir:

Quadro 1. Estudos que utilizaram exercícios envolvendo CAE para indução da fadiga muscular.

Autor/Ano	Objetivo	Protocolo envolvendo CAE	Resultados
Horita et al. (1996)	Investigar o efeito da fadiga induzida por um exercício de CAE extenuante na relação entre a regulação do reflexo e da rigidez durante o drop jump.	Realização de CAE submáximos (± 3 min), em um instrumento de trenó, até a exaustão (queda de +30% do desempenho).	O protocolo induziu comprometimento muscular, o que levou a modulação na interação do reflexo e da rigidez no drop jump.
Rodacki, Fowler e Bennett (2001)	Investigar a coordenação multi-segmentar antes e após a execução de um protocolo de fadiga.	CMJ máximos sucessivos, até a ocorrência de uma queda maior que 30% do desempenho (altura do salto)	Com a normalização das análises pelo tempo de contato do salto (mais longo após a indução da fadiga) não houve diferença na coordenação.
Kuitunen et al. (2002)	Investigar os efeitos agudos e tardios da fadiga, induzida por um exercício de CAE exaustivo, na rigidez articular do joelho e do tornozelo.	100 drop jumps máximos em um instrumento de trenó, seguidos de exercícios de drop jumps á uma intensidade de 70% do máximo, até a exaustão.	O protocolo induziu redução aguda e prolongada da rigidez articular do joelho e do tornozelo.

(Continua)

(Continuação)

Dutto e Smith (2002)	Avaliar a rigidez do membro inferior e a rigidez vertical durante uma corrida até a exaustão.	Corrida na esteira até a exaustão a ~85% do VO ₂ máx de cada indivíduo.	Houveram mudanças em ambos os valores de rigidez após a indução da fadiga.
James, Dufek e Bates (2006)	Verificar a influência de um exercício fatigante envolvendo o CAE no risco de lesões de fratura por estresse em aterrissagens.	CMJ máximos sucessivos até uma redução de 20% do desempenho, em relação a um CMJ máximo (25-50 saltos).	O protocolo induziu fadiga, que causou mudanças no padrão de aterrissagem dos saltos, o que induz a um maior risco de lesões.
Kuitunen et al. (2007)	Investigar os efeitos da modulação da ativação muscular na rigidez dos MMII durante um exercício exaustivo de CAE	100 drop jumps máximos em um instrumento de trenó, seguidos de saltos submáximos até a exaustão.	A ativação muscular do tríceps sural está relacionada á rigidez do membro inferior.
McNeal, Sands, Stone (2010)	Investigar os efeitos da fadiga na produção de força, ativação muscular e cinemática de homens e mulheres.	Teste de 60s de saltos contínuos.	O protocolo causou redução na produção de força, na ativação muscular e alteração na técnica de execução do salto em ambos os sexos.
Dal Pupo et al. (2013)	Analisar a modulação do desempenho, coordenação e rigidez dos MMII durante um teste de 30 segundos de saltos contínuos.	Teste de 30 segundos de CMJ contínuos.	Fadiga causou redução da performance e modulações nos valores de rigidez e na coordenação dos membros inferiores.

(Continua)

(Continuação)

Mudie et al. (2016)	Avaliar o comportamento do padrão de movimento antes, durante e depois de um protocolo de fadiga.	Saltos unilaterais submáximos até a exaustão voluntária, executados a 2.2 Hz.	Houve variação no padrão de movimento durante o protocolo de fadiga, mas o desempenho foi mantido.
Lazaridis et al. (2017)	Comparar os parâmetros neuromusculares entre homens e meninas antes e imediatamente após a realização de um protocolo de fadiga.	10 séries de 10 saltos máximos com 30s de intervalo entre as séries.	O protocolo causou redução aguda da performance e alteração do controle motor em ambos os grupos.

Fonte: Autora (2018)

Pode-se verificar por meio do quadro que apesar de todos os estudos utilizarem o protocolo com exercícios envolvendo CAE com o mesmo objetivo (gerar fadiga muscular), a maioria dos protocolos diferiu entre si. Ou seja, são apresentadas diversas possibilidades de indução de fadiga através de diferentes exercícios envolvendo CAE. Dentre os estudos pesquisados (referentes a temática), o exercício que envolve CAE mais utilizado para indução da fadiga é o de saltos, muito provavelmente por sua grande validade ecológica.

Os saltos, além de serem uma ação motora presente em uma ampla gama de esportes (UGRINOWITSCH; BARBANTI, 1998; RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2002), permitem o estudo de uma série de variáveis cinéticas e cinemáticas quando utilizados em estudos (RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2001; GRANATA; PADUA; WILSON, 2002; MCNEAL; SANDS; STONE, 2010; DAL PUPO et al., 2013; BEERSE; WU, 2017; LAZARIDIS et al., 2017). Dentre os diferentes protocolos de salto citados na literatura o salto com contra movimento (CMJ) é o mais utilizado, devido a sua grande similaridade com o gesto motor que é realizado na prática e também por envolver o uso do CAE. O CMJ consiste basicamente em realizar, com as mãos na cintura e os pés afastados na largura dos ombros, um salto máximo precedido de um agachamento (LINTHORNE, 2001; DAL PUPO; DETANICO; SANTOS, 2012), de forma bipodal (DAL PUPO et al., 2013; LAZARIDIS, et al., 2017) ou unipodal (MUDIE et al., 2016; BEERSE; WU, 2017). Três são as fases presentes na execução do CMJ:

impulsão, voo e aterrissagem. A fase de impulsão ocorre do início da fase excêntrica do movimento até o momento em que os pés estão prestes a deixar o solo e é a fase determinante para o atingimento da altura do salto; a fase de voo vai do momento em que os pés deixam o solo até o momento em que os pés estão prestes a tocar o solo novamente; e a fase de aterrissagem ocorre desde o retorno dos pés ao solo até o momento em que o sujeito fica na posição ereta novamente.

Além dos saltos, outro movimento que pode ser utilizado para o estudo de parâmetros cinéticos e cinemáticos sob condição de fadiga é o *drop landing* ou *step-off landing* (STL). Este consiste em uma aterrissagem proveniente de um salto ou de uma altura pré-determinada (JAMES; DUFEK; BATES, 2006; EDWARDS; STEELE; MCGHEE, 2010; HARRY et al., 2017; TENG; KONG; LEONG, 2017) e permite estudar a fase de aterrissagem de um salto de maneira isolada, evitando fatores intervenientes que possam interferir na biomecânica da aterrissagem (EDWARDS; STEELE; MCGHEE, 2010). O STL se constitui desde a queda do caixote até o momento em que o sujeito retorna a posição vertical, e não envolve o CAE. Assim como o CMJ, o STL pode ser executado de forma bilateral (JAMES; DUFEK; BATES, 2006; HUGHES; WATKINS, 2008; WANG, 2009; HARRY et al., 2017) ou unilateral (TENG; KONG; LEONG, 2017) e normalmente padroniza-se a posição do sujeito com as mãos na cintura (WANG, 2009; EDWARDS; STEELE; MCGHEE, 2010).

Em suma, a partir dos estudos consultados, pode-se concluir que a fadiga muscular promove alterações em parâmetros neuromusculares e que a “intensidade” da mesma depende, entre outros fatores, da carga de trabalho da tarefa executada. Além disso, as alterações provocadas pela fadiga podem perdurar, por meio do dano muscular, por dias ou semanas. Por fim, os exercícios indutores de fadiga que envolvem CAE têm sido amplamente utilizados na literatura, por promoverem a fadiga mais próxima da condição real. O exercício envolvendo CAE mais comum para a indução de fadiga é o salto vertical, que também pode ser utilizado para o estudo de parâmetros biomecânicos em condição de fadiga, tanto no movimento como um todo (CMJ), como isolando a fase de aterrissagem (STL).

2.2 RIGIDEZ DOS MEMBROS INFERIORES

A rigidez dos membros inferiores vem sendo constantemente alvo de investigações, sobretudo nas últimas décadas (LATASH; ZATSIORSKY, 1993; KUITUNEN et al., 2007; DAL PUPO et al.,

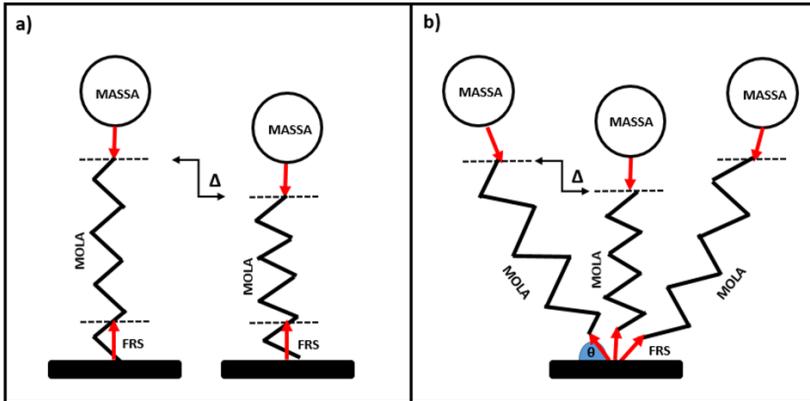
2013; BRAZIER et al., 2014), principalmente devido a sua associação com o desempenho esportivo e lesões.

O conceito de rigidez vem da Lei de *Hooke*, e se aplica a objetos deformáveis que armazenam energia e a retornam em forma de energia elástica (BUTLER; CROWEL; DAVIS, 2003; MCMAHON; COMFORT; PEARSON, 2012). Rigidez, no contexto humano, pode ser definida como a capacidade de um corpo, ou partes dele, de resistir a uma deformação quando forças externas são aplicadas (BRUGHELLI; CRONIN, 2008; SERPELL et al., 2012; RODRIGEZ, et al., 2017).

A rigidez é formada pelo somatório de valores de rigidez dos ossos, ligamentos, tendões e músculos (LATASH; ZATSIORSKY, 1993; BUTLER; CROWEL; DAVIS, 2003). Um modelo preciso para sua mensuração deveria levar em consideração todas estas estruturas anatômicas, além de outros fatores como a viscosidade muscular, o atraso no tempo de reflexo muscular e o controle do sistema nervoso central, entre outros (BUTLER; CROWEL; DAVIS, 2003). Porém, um modelo desta complexidade se torna inviável, pois muitas suposições teriam que ser realizadas, uma vez que algumas expressões matemáticas necessárias ainda não foram totalmente desenvolvidas. Diante disto, um modelo mais simples, baseado em um sistema massa-mola, foi criado para estimar a rigidez de membros inferiores, no qual a massa é representada pela massa corporal e a mola é representada pelos membros inferiores (Figura 1) (BUTLER; CROWEL; DAVIS, 2003).

Neste modelo, se nenhuma força for aplicada, nenhuma força será gerada, porém se uma força for aplicada causando uma deformação na mola, esta armazenará energia e a retornará de forma a retomar o formato inicial da mola (MCMAHON; COMFORT; PEARSON, 2012). Este modelo de massa-mola tem sido amplamente utilizado para a avaliação da rigidez nas mais diversas atividades que envolvam o CAE (SERPELL et al., 2012), tendo em vista que, em atividades como corrida, caminhada e saltos os membros inferiores se comportam como uma mola (HOBARA; INOUE; KANOSUE, 2013).

Figura 1. Modelo massa-mola para movimentos ocorridos na direção vertical (a) e não totalmente vertical (b). Legenda: FRS = força de reação do solo; Δ = deslocamento; θ = ângulo de entrada do membro inferior no solo.



Fonte: Autora (2018), adaptado de Butler, Crowell III e Davis e Maloney e Fletcher.

Esta propriedade biomecânica pode ser determinada em diferentes níveis fisiológicos, desde o mais interno deles, que é a determinação da rigidez de uma única fibra muscular, passando pela determinação da rigidez do tecido, rigidez da unidade musculotendínea, rigidez da articulação, rigidez de um membro (inferior) e por fim chegando ao nível mais global, rigidez do corpo humano inteiro. Os três últimos níveis são denominados/classificados na literatura como: rigidez articular (K_{JOINT}), rigidez dos membros inferiores (K_{LEG}) e rigidez vertical (K_{VERT}) e são os tipos mais comumente mensurados.

Geralmente, mensura-se K_{VERT} em tarefas de saltos, uma vez que a mesma descreve a resistência do corpo a deformações em movimentos lineares realizados na direção vertical (BUTLER; CROWEL; DAVIS, 2003; BRAZIER et al., 2014). A K_{LEG} retrata a rigidez do membro inferior em atividades não totalmente verticais, como é o caso da passada (BUTLER; CROWEL; DAVIS, 2003), por isso é mais comumente avaliada em atividades de corrida e caminhada (BRAZIER et al., 2014) ou ainda em situações onde a rigidez é avaliada de forma isolada entre os membros. Por fim, K_{JOINT} é a resistência à mudança no deslocamento angular para flexão de cada uma das articulações após a aplicação de força, e tem influência em K_{LEG} e K_{VERT} (BUTLER; CROWEL; DAVIS, 2003; BRAZIER et al., 2014).

Diversas são as maneiras e equações para se calcular a rigidez dos membros inferiores, dependendo do objetivo da pesquisa e da instrumentação disponível para tal (BUTLER; CROWEL; DAVIS, 2003; SERPELL et al., 2012). Na maioria dos estudos a rigidez é mensurada utilizando-se uma plataforma de força e cinemática 2D (SERPELL, et al., 2012), sendo que as equações mais comumente utilizadas para o cálculo de K_{VERT} , K_{LEG} e K_{JOINT} são as expostas a seguir:

$$K_{\text{VERT}} = \frac{F_{\text{MÁX}}}{\Delta y} \quad (\text{Equação 1})$$

Onde: $F_{\text{MÁX}}$ = força máxima, Δy = deslocamento do centro de massa.

$$K_{\text{LEG}} = \frac{F_{\text{MÁX}}}{\Delta L} \quad (\text{Equação 2})$$

Onde: $F_{\text{MÁX}}$ = força máxima, ΔL = mudança no comprimento do membro

$$K_{\text{JOINT}} = \frac{M}{\Delta \theta} \quad (\text{Equação 3})$$

Onde: M = momento articular, $\Delta \theta$ = mudança no ângulo articular.

É consenso que determinado nível de rigidez é necessário para alcançar um melhor desempenho esportivo, devido a uma utilização mais eficiente do ciclo de alongamento-encurtamento (ARAMPATZIS; BRÜGGEMANN; KLAPSING, 2001; KUITUNEN; KOMI; KYRÖLÄINEN, 2002; BUTLER; CROWEL; DAVIS, 2003; BRAZIER et al., 2014). Porém, níveis muito altos ou muito baixos de rigidez parecem contribuir para a maior incidência de lesões (BUTLER; CROWEL; DAVIS, 2003; PADUA et al., 2006; WANG, 2009; PRUYN et al., 2012; MAQUIRRIAIN, 2012). Assim, parece haver um nível ideal de rigidez a ser atingido (BRAZIER et al., 2014), que pode, além de auxiliar na melhoria do desempenho, auxiliar na prevenção de lesões.

A associação ou relação direta entre nível de rigidez e lesão é um tanto difícil de ser evidenciada, contudo, alguns estudos procuraram mostrar evidências que permitem realizar alguma inferência.

Níveis altos de rigidez parecem estar relacionados à maior incidência de lesão nos tecidos ósseos, como fraturas por estresse e osteoartrite, pois provocam redução da amplitude de movimento das

articulações, acentuação dos picos de força experimentados e altas taxas de carregamento (BUTLER; CROWEL; DAVIS, 2003; WATSFORD et al., 2010; BRAZIER et al., 2014). Wang (2009) em sua pesquisa sobre a regulação da rigidez em diferentes cargas de impacto indica que o aumento significativo da rigidez da articulação do joelho aumenta o risco de lesões no joelho, principalmente em se tratando de lesões do ligamento cruzado anterior. Williams et al. (2004) verificaram em seu estudo que corredores com arco plantar alto apresentavam maiores níveis de rigidez do membro inferior e possuíam uma maior incidência de lesões ósseas em comparação com corredores com arco plantar baixo. Por fim, Rodriguez e colaboradores (2017) observaram que níveis elevados de rigidez nos membros inferiores são convergentes com maiores incidências de lesões de não-contato em jogadoras profissionais de netball.

Por outro lado, níveis muito baixos de rigidez permitem uma amplitude de movimento demasiadamente grande, podendo causar, por exemplo, instabilidade articular e grande sobrecarga aos tecidos moles, como ligamentos, músculos e tendões. Assim, níveis muito baixos de rigidez parecem estar relacionados a lesões dos tecidos moles, como lesões ligamentares e tendinopatias (GRANATA; PADUA; WILSON, 2002; BUTLER; CROWEL; DAVIS, 2003; MAQUIRRIAIN, 2012; BRAZIER et al., 2014). Williams et al. (2004) verificaram que corredores com arco plantar baixo apresentam maior complacência do membro inferior (menor rigidez) e possuem maior incidência de lesões nos tecidos moles. Maquirriain (2012) em seu estudo sobre a rigidez do membro inferior em atletas com tendinopatia do tendão de calcâneo verificou que, dos 51 atletas testados, 84% apresentavam rigidez do membro acometido diminuída. Sugere-se que os menores níveis de rigidez apresentados pelas mulheres em relação aos homens podem explicar a maior incidência de lesões ligamentares nesta população (GRANATA; PADUA; WILSON, 2002; HUGHES; WATKINS, 2008).

O sistema músculo-tendíneo parece sofrer adaptações ou modulações de acordo com a tarefa e a situação em que a mesma está sendo executada. A intensidade do exercício e a condição de fadiga muscular apresentada costumam impactar em um maior ou menor nível de rigidez. Essas modulações são evidenciadas uma vez que normalmente o corpo busca estratégias para otimizar o desempenho na tarefa executada.

Estudos apontam que a rigidez dos membros inferiores pode ser considerada um atributo chave para a melhoria do desempenho em esportes cujo desfecho envolva atividades de corrida e salto

(ARAMPATZIS; BRÜGGEMANN; KLAPSING, 2001; KUITUNEN; KOMI; KYRÖLÄINEN, 2002; BRUGHELLI; CRONIN, 2008; MAQUIRRIAIN, 2012; HOBARA; INOUE; KANOSUE, 2013; BRAZIER et al., 2014), uma vez que, um nível adequado de rigidez nestas atividades é necessário para absorver as forças de reação do solo (FRS), e através disto armazenar e reutilizar energia elástica com mais eficiência (LATASH; ZATSIORSKY, 1993; ARAMPATZIS; BRÜGGEMANN; KLAPSING, 2001; KUITUNEN; KOMI; KYRÖLÄINEN, 2002; BUTLER; CROWEL; DAVIS, 2003; WATSFORD et al., 2010). Hobara e colaboradores (2010) demonstraram em seu estudo, que atletas possuem níveis de rigidez maiores em comparação com a população geral, em um teste saltos máximos consecutivos. Além disso, há evidências que atletas de potência possuam maior rigidez dos membros inferiores em comparação a atletas de resistência (HOBARA, et al., 2008).

O comportamento da rigidez durante a realização de exercícios físicos ainda é controverso na literatura. Alguns autores sugerem que a rigidez dos membros inferiores aumenta concomitantemente as demandas físicas da tarefa executada (RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2001; BUTLER; CROWEL; DAVIS, 2003). Granata, Padua e Wilson (2002) por exemplo, verificaram que conforme a frequência de saltos aumenta há um aumento significativo de K_{LEG} . Arampatzis, Brüggemann e Klapsing (2001) também observaram aumento na rigidez dos membros inferiores após a execução de séries de *drop jumps*. Em se tratando de atividade de corrida, também há evidências na literatura sobre o aumento da rigidez simultaneamente ao aumento da demanda da atividade. Em um estudo realizado com corredores, verificou-se que com o aumento da velocidade da corrida, ocorria um aumento na rigidez do joelho (KUITUNEN; KOMI; KYRÖLÄINEN, 2002). Adicionalmente, Stefanyshyn e Nigg (1998) encontraram relações entre aumento da rigidez articular do tornozelo e aumento da velocidade da corrida.

Um dos motivos apontados para explicar o aumento da rigidez concomitante ao aumento da velocidade ou da frequência da atividade é a necessidade dos membros inferiores de resistir a um colapso na fase de aterrissagem, e ainda retornar maiores quantidades de energia elástica na fase propulsiva, levando assim a uma maior firmeza do membro (ARAMPATZIS; BRÜGGEMANN; KLAPSING, 2001; GRANATA; PADUA; WILSON, 2002; BUTLER; CROWEL; DAVIS, 2003). Em suma, a rigidez parece aumentar conforme aumentam demandas como a

frequência e altura dos saltos e a velocidade da corrida (BUTLER; CROWEL; DAVIS, 2003).

Por outro lado, existem estudos que não encontraram diferenças nos valores de rigidez dos membros inferiores durante a realização de exercícios, ou ainda que encontraram redução da rigidez. Em seu estudo sobre a regulação da rigidez em diferentes cargas de impacto, Wang (2009) verificou que quando as cargas de impacto são aumentadas de 40cm para 60cm há uma diminuição da rigidez dos membros inferiores, porém se as cargas são novamente aumentadas de 60cm para 80cm não há modificação na rigidez da perna. Hobara, Inoue, Kanosue (2013) também não encontraram diferença significativa nos níveis de rigidez com o aumento da frequência de saltos. Hughes e Watkins (2008) apontam que a diminuição da rigidez durante uma demanda física pode acontecer como um mecanismo protetor de lesões e adicionalmente Brughelli e Cronin (2008) sugerem que uma complacência maior do membro inferior (menor rigidez) permite uma melhor utilização do CAE.

Cabe salientar que a rigidez pode ser modulada conscientemente a fim de modificar as FRS experienciadas e o tempo de contato com o solo na fase de aterrissagem (ARAMPATZIS; BRÜGGEMANN; KLAPSING, 2001). Arampatzis, Brüggemann e Klapsing (2001) realizaram um estudo onde dez atletas mulheres realizavam *drop jumps* e eram instruídas verbalmente a aterrissar de forma mais macia, e verificaram que a rigidez foi alterada conforme o comando de voz. Uma vez que consiga modular a rigidez apropriadamente, um atleta pode realizar uma melhor utilização do CAE, armazenado energia elástica na fase de aterrissagem e gerando mais força na fase de impulso, o que por sua vez pode levar a um adiamento da fadiga muscular em atividades como correr e saltar (WILLIAMS, 2004; BRAZIER et al., 2014). Além disso, a rigidez também pode ser modulada a fim de prevenir lesões, através da diminuição das forças de impacto experimentadas (BUTLER; CROWEL; DAVIS, 2003). De acordo com a literatura, a rigidez pode ser modificada através de comando de voz (ARAMPATZIS; BRÜGGEMANN; KLAPSING, 2001), treinamento pliométrico (BURGESS, 2007; HOBARA et al., 2010), treinamento de com pesos (KUBO et al., 2007) ou treinamento isométrico (BURGESS, 2007; KUBO et al., 2007).

Em resumo, pode-se verificar por meio dos estudos consultados que, através do modelo massa-mola é possível o estudo da rigidez de três formas: K_{VERT} , K_{LEG} , e K_{JOINT} , sendo que K_{LEG} permite o estudo da

rigidez de cada um dos membros inferiores de forma isolada. Além disso, pode-se verificar nos estudos citados que níveis muito extremos de rigidez parecem estar relacionados a lesões dos membros inferiores, mas, certos níveis são necessários para uma melhor absorção das FRS e utilização do CAE, assim promovendo um aumento de desempenho esportivo. Por fim, ainda é controverso na literatura qual o comportamento da rigidez durante a realização de exercícios, mas tem se observado que esta pode ser modulada através de treinamento.

2.3 COORDENAÇÃO INTRASEGMANTAR DOS MEMBROS INFERIORES

No corpo humano, a coordenação pode ser conceituada como a relação entre o comportamento de diferentes segmentos corporais na realização de uma tarefa (HUGHES; WATKINS, 2008; DAL PUPO, 2014). Este comportamento se refere não somente ao movimento realizado, mas também a sequência de movimentos, ao tempo de execução do movimento, assim como, a ordem e intensidade de ativação mioelétrica da musculatura analisada (RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2001).

A coordenação pode ser intrasegmentar, quando analisada entre dois ou mais segmentos do mesmo membro (ex.: coxa e perna) (HUGHES; WATKINS, 2008; DAL PUPO et al., 2013) ou intersegmentar quando se trata da coordenação entre dois membros (ex.: membro inferior direito e membro inferior esquerdo) (HUGHES; WATKINS, 2008; GHELLER et al., 2015). Segundo Hughes e Watkins (2008) em movimentos que envolvam o corpo inteiro, cada segmento pode ser pensado como um oscilador independente, que oscila através de uma determinada amplitude de movimento. A coordenação entre dois osciladores é o grau de acoplamento entre estes.

Estudos apontam que a coordenação possui grande influência na performance atlética (DOWLING; VAMOS, 1993; RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2002; YIN et al., 2015), uma vez que movimentos com maior nível de sincronismo entre os segmentos ou membros permitem, entre outras coisas, maiores transmissões de força (MALONEY, et al., 2016b). Além disso, Gittoes e Wilson (2010) ressaltam que conhecer e compreender os padrões coordenativos de um indivíduo, em esportes como a corrida, pode ser relevante para a identificação dos pontos a serem melhorados em termos de desempenho. Apenas o estudo de Aragón-Vargas e Gross (1997) não associou variáveis coordenativas à performance no movimento de salto vertical,

sugerindo que a potência mecânica estaria mais associada a performance de saltos.

Levando em consideração a afirmação de que maiores níveis de sincronismo permitem maiores transmissões, pode hipotetizar-se que movimentos descoordenados afetem, por exemplo, a absorção de forças em movimentos de aterrissagens, o que levaria a uma maior propensão a lesões. Corroborando com esta hipótese, Yin e colaboradores (2015), ressaltam que uma coordenação adequada na aterrissagem de um salto, além de ser essencial para o desempenho esportivo, pode ajudar a evitar lesões. Adicionalmente, Miller et al. (2008) verificaram que corredores com propensão a síndrome do trato iliotibial apresentam padrões coordenativos alterados, e Blache et al. (2016) verificaram que após 6 meses de reconstrução do ligamento cruzado anterior os pacientes ainda apresentavam assimetrias de coordenação entre os membros, o que poderia levar a uma reincidência da lesão.

A coordenação dos membro inferiores durante o salto vertical tem sido alvo de diversos estudos (RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2002; HUGHES; WATKINS, 2008; GHELLER et al., 2015; BLACHE, et al., 2016), principalmente em se tratando da manutenção da performance em saltos verticais com o aparecimento da fadiga muscular (RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2001; PADUA et al., 2006; DAL PUPO et al., 2013). Para Rodacki, Fowler e Bennett (2002), o desempenho do salto vertical depende em boa parte da coordenação dos segmentos na realização desta tarefa. Bobbert e Van Soest (1994) concordam que o “*timing*” das ações musculares é um dos elementos coordenativos mais importantes no desempenho do salto vertical. Os autores ainda apontam que as ações musculares devem acontecer primeiramente na articulação do quadril, depois do joelho e por fim do tornozelo, ou seja, do sentido proximal para o distal. Além disso, cabe ressaltar que a coordenação nos saltos verticais parece depender também do ângulo inicial utilizado pelo sujeito para realizar o salto, sendo os ângulos onde os joelhos estão mais flexionados considerados os mais apropriados (GHELLER, et al., 2015). Raffalt, Alkjaer, Simonsen (2016) sugerem que em indivíduos não praticantes de esportes que envolvam saltos, o desempenho deste gesto motor irá refletir, de maneira grosseira, o nível de coordenação de todo o corpo.

Dentre as formas de avaliação da coordenação de membros inferiores durante os saltos verticais verificadas na literatura estão: a) análise e comparação do tempo de movimento (extensão) entre os segmentos (RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2001); e b) fase relativa contínua (DAL PUPO, et al., 2013), que será explanada mais

detalhadamente a seguir, por ser o método utilizado na presente dissertação.

2.3.1 Fase Relativa Contínua

A análise de parâmetros cinemáticos durante a execução de saltos fornece informações sobre os mecanismos utilizados pelo sujeito para o controle da performance, principalmente em situação de fadiga muscular (DAL PUPO et al., 2013). Neste sentido, a análise da coordenação dos membros inferiores através dos ângulos de movimento pode ser muito esclarecedora.

A Fase Relativa Contínua (FRC) é derivada de uma abordagem de sistemas dinâmicos e é utilizada para a análise da coordenação entre duas articulações ou dois segmentos, ou seja, coordenação intrasegmentar, ao longo de um ciclo de movimento, como por exemplo um salto ou uma passada na corrida (HAMMIL, et al., 1999; DAL PUPO, 2014). Segundo Hughes e Watkins (2008) a FRC fornece uma medida bastante adequada do tempo relativo de movimento entre os segmentos corporais.

Resumidamente, o método de cálculo da FRC, envolve a plotagem da posição angular do segmento ou articulação analisada em contraste com a velocidade angular deste mesmo segmento/articulação, no “diagrama de fase”. Após isto são realizados processos normalização deste diagrama e se alcança o “ângulo de fase”. Através da comparação do “ângulo de fase” de dois segmentos ou articulações se obtém a FRC, que é a diferença entre estes (HAMILL et al., 1999; DAL PUPO, 2014).

Em se tratando de FRC, dois termos bastante utilizados são “em fase” e “fora de fase”, onde o primeiro indica que os segmentos ou articulações analisados estão com os deslocamentos angulares em sincronia, em suma, o movimento está coordenado; Quanto mais próximo de 0° mais “em fase” o movimento se encontra. Já quando o movimento não está coordenado, ou seja, o deslocamento angular dos segmentos/articulações está dessincronizado diz-se que o movimento está “fora de fase”; Quanto mais próximo de 180° mais “fora de fase” o movimento se encontra (HAMILL et al., 1999; DAL PUPO, 2014). Além disso, a FRC pode ser positiva ou negativa, sendo que uma FRC negativa aponta o segmento distal analisado possui um “ângulo de fase” maior que o segmento proximal; uma FRC positiva aponta justamente o contrário: que o segmento proximal possui uma “ângulo de fase” maior que o segmento distal (HAMILL, et al., 1999).

Na corrida, poucos estudos realizaram a análise da coordenação através da FRC (MILLER, et al., 2008; GITTOES; WILSON, 2010; DAL PUPO, 2014). Porém, em se tratando de análise da FRC durante saltos verticais há uma maior abrangência de estudos disponíveis na literatura. Por exemplo, Gheller et al. (2015) utilizaram a FRC para verificar a coordenação dos membros inferiores em saltos verticais executados a partir de diferentes ângulos articulares, os autores verificaram que o segmento coxa-tronco se encontrava mais “em fase” em saltos realizados com ângulo inicial mais profundo, enquanto o segmento perna-coxa se encontrava mais “em fase” no CMJ realizado a partir de um ângulo inicial maior que 90° e no SJ realizado a partir da posição preferida de cada sujeito. Além disso, os autores verificaram a altura do salto era maior quando os saltos eram realizados a partir de posições onde a flexão do joelho era maior. Dal Pupo e colaboradores (2013) investigaram a FRC dos membros inferiores durante a realização de um teste de saltos verticais contínuos com duração de 30s e observaram que a FRC do segmento coxa-perna não sofreu alteração ao longo do teste, porém a FRC do segmento tronco-coxa se manteve mais “em fase” no final do teste. Os autores concluíram que mudanças de coordenação entre membros ocorreram nos últimos 10% do teste e sugerem que isto se deva a um mecanismo neuromotor compensatório para a perda de força gerada pela fadiga muscular ao longo do teste. Outro estudo utilizou a FRC para avaliar as assimetrias de coordenação dos membros inferiores entre sujeitos saudáveis e sujeitos que haviam sido submetidos a reconstrução do ligamento cruzado anterior (LCA-R), durante a execução de saltos verticais unilaterais (BLACHE, et al., 2016). Os autores verificaram que a coordenação estava afetada em participantes com LCA-R mesmo após seis meses da cirurgia, e sugeriram que isto pode ser um fator desencadeador da reincidência de lesões.

Pode ser concluído através da literatura consultada que, a coordenação além de estar ligada ao desempenho de gestos esportivos, pode estar relacionada a incidência de lesões. Esta pode ser analisada de forma intrasegmentar ou intersegmentar, ou ainda das duas formas conjuntamente. Uma das maneiras mais utilizadas na literatura para a avaliação da coordenação é a fase relativa contínua, a qual fornece uma medida de sincronismo entre os segmentos de um membro.

2.4 EFEITO DA FADIGA SOBRE A RIGIDEZ E A COORDENAÇÃO DOS MEMBROS INFERIORES

Como elucidado anteriormente, sugere-se que a fadiga muscular cause alterações em parâmetros neuromusculares e biomecânicos, dentre eles a rigidez dos membros inferiores e a coordenação (HORITA et al., 1996; RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2001; LAZARIDIS et al., 2017), porém ainda existem algumas divergências na literatura.

No que se refere a rigidez (K_{VERT} , K_{LEG} , K_{JOINT}) a maioria dos estudos consultados defende que a rigidez sofre alteração em função da fadiga muscular (HORITA et al., 1996; RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2001; DUTTO; SMITH, 2002; MADIGAN; PIDCOE, 2003; MORIN, et al., 2006; DAL PUPO et al., 2013; LAZARIDIS et al., 2017). No entanto alguns estudos estão em discordância a estes achados (PÁDUA, et al., 2006; FISCHER; STORNILOLO; PEYRÉ-TARTARUGA, 2015; MUDIE et al., 2016). Um quadro resumo dos estudos consultados, que envolveram protocolos de fadiga com saltos ou agachamentos, e mensuraram as alterações da rigidez pode ser visualizado a seguir:

Quadro 2. Estudos que analisaram o comportamento da rigidez durante ou após a realização de um protocolo de fadiga envolvendo saltos ou agachamentos.

Autor/Ano	Design do estudo	Alteração da Rigidez
Horita, et al. (1996)	Com o objetivo de investigar o efeito do exercício de CAE sobre a relação entre a regulação do reflexo e da rigidez, 10 homens realizaram um protocolo de fadiga envolvendo drop jumps submáximos em um instrumento de trenó. A mensuração foi realizada antes, logo após, 2h, 2 e 4 dias após.	Diminuição.
Kuitunen et al. (2002)	Cinco sujeitos do sexo masculino realizaram um protocolo de fadiga induzida de 100 drop jumps + CMJ contínuos até a exaustão, a fim de estudar os efeitos agudos e prolongados da fadiga sobre a K_{JOINT} do joelho e do tornozelo. As mensurações foram realizadas antes, imediatamente após, 2h, 2 e 7 dias após.	Diminuição aguda e prolongada.
Pádua et al. (2006)	Onze homens e 10 mulheres realizaram protocolos de saltos em duas diferentes frequências antes e após realizarem um protocolo indutor de fadiga composto por agachamentos submáximos, a fim de determinar o efeito da fadiga na K_{VERT} , ativação muscular e estratégias articulares.	Sem alterações.

(Continua)

(Continuação)

Kuitunen et al. (2007)	A fim de examinar os efeitos da modulação da ativação muscular sobre a rigidez durante um exercício de CAE, oito sujeitos do sexo masculino realizaram um protocolo de fadiga induzida de 100 drop jumps + CMJ contínuos até a exaustão em um instrumento de trenó.	Sem alterações durante os drop jumps. Redução de 27% nos CMJ contínuos.
Dal Pupo et al. (2013)	O objetivo foi avaliar a modulação do desempenho, rigidez vertical e coordenação ao longo do teste de 30' de saltos contínuos.	Diminuição a partir de 50% do teste.
Fischer; Storniolo; Peyré-Tartaruga (2015)	O estudo investigou os efeitos da fadiga induzida por um protocolo de 60s de saltos com contra movimento, em parâmetros cinéticos, espaço-temporais e modelo massa-mola durante a corrida em diferentes velocidades realizada por atletas recreacionais.	Sem alterações.
Mudie, et al. (2016)	Vinte homens e vinte mulheres realizaram saltos unilaterais em uma frequência de 2.2 Hz a uma altura submáxima. Foi verificado o efeito da fadiga local no padrão de movimento quando o desempenho era mantido sob situação de fadiga.	Sem alterações.
Lazaridis et al. (2017)	O objetivo do estudo foi verificar as diferenças entre os parâmetros neuromecânicos do membro inferior entre homens e menino pré-pubescentes, após um protocolo de fadiga intenso envolvendo 10 séries de 10 saltos máximos.	Diminuição, mais acentuada no grupo de adultos.

Fonte: Autora (2018)

Como se pode verificar no Quadro 2, a maioria dos estudos aponta alterações da rigidez na situação de fadiga muscular. Se discute que esta modulação da rigidez diante da fadiga muscular possa se dar em função de um mecanismo protetor contra possíveis lesões (MADIGAN; PIDCOE, 2003; HUGHES; WATKINS, 2008). Além disso, outra justificativa para a modulação da rigidez é o próprio estresse mecânico muscular (HORITA et al., 1996). Os estudos que não encontraram modulação da rigidez em situações de fadiga muscular justificam seus achados com a sugestão de que estratégias de controle motor ou mudanças na coordenação motora dos membros inferiores foram utilizadas para a manutenção da rigidez (PADUA, et al., 2006; MUDIE et al., 2016).

Ainda se tratando de alterações nos parâmetros neuromusculares e biomecânicos em função da fadiga muscular, aponta-se que, a mesma afete também a coordenação motora. É insinuado que a queda do desempenho após uma atividade fatigante possa ocorrer devido a mudanças na coordenação motora, mudanças na capacidade funcional do músculo, ou ainda pela junção destes dois fatores (RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2002). Complementando, Dal Pupo et al. (2013) sugerem que após o aparecimento da fadiga muscular, reorganizações das estruturas de movimento e novos padrões de coordenação podem aparecer.

Estas modificações da coordenação muitas vezes são percebidas através de alterações nas estratégias de controle motor, nas angulações articulares ou no padrão de ativação muscular (PADUA, et al., 2006). Alguns estudos tem encontrado tais modificações da coordenação dos membros inferiores com a presença da fadiga muscular (JAMES; DUFEK; BATES, 2006; MUDIE, et al., 2016; LAZARIDIS et al., 2017). Mas, existem estudos que não encontraram tais modificações (RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2001; PEREIRA et al., 2014). Um quadro resumo dos estudos consultados, que envolveram protocolos de fadiga com saltos e mensuraram as alterações da coordenação, pode ser visualizado a seguir:

Quadro 3. Estudos que analisaram o comportamento da coordenação durante ou após a realização de um protocolo de fadiga envolvendo saltos ou agachamentos.

Autor/Ano	Design do estudo	Alteração da Coordenação
Rodacki, Fowler e Bennett (2001)	Com o objetivo de investigar a coordenação multi-segmentar antes e após a fadiga, 12 sujeitos realizaram a execução de um protocolo de fadiga envolvendo CMJ máximos sucessivos.	Sem alteração
Madigan e Pidcoe (2003)	Doze sujeitos do sexo masculino realizaram um protocolo de fadiga envolvendo saltos e agachamentos unilaterais, a fim de investigar os efeitos da fadiga de membros inferiores sobre a cinética e cinemática dos membros inferiores durante aterrissagens.	Aumento na flexão máxima de joelhos durante a aterrissagem.

(Continua)

(Continuação)

Madigan e Pidcoe (2003)	Doze sujeitos do sexo masculino realizaram um protocolo de fadiga envolvendo saltos e agachamentos unilaterais, a fim de investigar os efeitos da fadiga de membros inferiores sobre a cinética e cinemática dos membros inferiores durante aterrissagens.	Aumento na flexão máxima de joelhos durante a aterrissagem.
James, Dufek, Bates (2006)	O objetivo do estudo foi verificar a implicação de um exercício fatigante envolvendo o CAE no risco de lesões de fratura por estresse durante aterrissagens.	Menor flexão de joelhos na aterrissagem, e maior amplitude de movimento.
Dal Pupo et al. (2013)	O objetivo foi avaliar a modulação do desempenho, rigidez vertical e coordenação ao longo do teste de 30' de saltos contínuos.	Sem alterações na FRC do acoplamento coxa-perna. Alterações na FRC do acoplamento tronco-coxa, bem como na variabilidade da FRC dos acoplamentos coxa-perna e tronco-coxa.
Pereira et al. (2014)	Sete sujeitos do sexo masculino realizaram CMJ intermitentes até a fadiga, com o intuito de descrever a coordenação inter segmental durante saltos realizados até a fadiga.	Sem alterações no padrão coordenativo.
Lazaridis et al. (2017)	O objetivo do estudo foi verificar as diferenças entre os parâmetros neuromecânicos do membro inferior entre homens e menino pré-pubescentes, após um protocolo de fadiga intenso envolvendo saltos máximos.	Alteração na flexão máxima de joelhos e controle motor.

Fonte: Autora (2018)

Como pode-se verificar, a maioria dos estudos consultados encontrou modificações na coordenação em situações de fadiga muscular. Estas modificações são atribuídas a compensações realizadas para a manutenção de outros parâmetros sob fadiga, atrasos na resposta muscular ou ainda a mecanismos protetores. Já os estudos que não verificaram diferenças na coordenação em função da fadiga muscular teorizam que este fato tenha ocorrido devido a existência de um padrão motor de estimulação pré-programado que não permite alterações

mesmo em situações de fadiga (RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2001). Por fim, cabe ressaltar que, segundo Brazier et al. (2014), se um atleta não estiver suficientemente recuperado de um exercício de alta intensidade, estratégias de controle motor alteradas por atraso na resposta muscular podem aumentar o risco de lesão.

Em conclusão ao achado da maioria dos estudos consultados, pode-se apontar que, no movimento de salto vertical, tanto a rigidez quanto a coordenação de membros inferiores sofrem alterações em função da fadiga muscular induzida.

2.5 ASSIMETRIAS DE RIGIDEZ E COORDENAÇÃO ENTRE OS MEMBROS INFERIORES

Simetria, no contexto humano, pode ser entendida como a igualdade dos parâmetros avaliados entre os lados esquerdo e direito (RADZAK et al., 2017). Assim, pela lógica, assimetrias são as diferenças entre os lados corporais, seja no contexto estrutural (morfologia) ou comportamental (aspectos funcionais) (MARCHETTI, 2009). Dentro dos fatores funcionais as principais causas das assimetrias em esportistas podem ser a preferência lateral voluntária e a demanda específica da modalidade esportiva praticada (MARCHETTI, 2009; FORT-VANMEERHAEGHE et al., 2016).

A simetria, e a assimetria, dos membros inferiores vem sendo alvo de estudos em diferentes tarefas motoras, como a marcha, a corrida e os saltos (DIVERT et al., 2005; PAPPAS; PARADISIS; VAGENAS, 2015; MALONEY et al., 2016b; RADZAK et al., 2017) e também com diversos enfoques, entre eles a força, a rigidez e a coordenação (MARCHETTI, 2009; BLACHE, et al., 2016; FORT-VANMEERHAEGHE et al., 2016; RADZAK et al., 2017). Segundo Exell et al. (2016) a presença de assimetrias em parâmetros cinéticos e/ou cinemáticos entre os membros inferiores pode indicar propensão a lesões ou discordâncias técnicas de desempenho.

A mensuração das assimetrias entre os membros inferiores é importante para o desempenho de atletas, pois parece que menores níveis de assimetria estão relacionados a um melhor desempenho esportivo (MALONEY; FLETCHER; RICHARDS, 2015; MALONEY et al., 2016b). Isto porque, por exemplo, as assimetrias de rigidez entre os membros podem influenciar na deformação do membro, o que por sua vez afeta a transmissão de força (MALONEY, et al., 2016b). Em hipótese, o mesmo acontece quando há uma assimetria de coordenação entre os membros. Maloney et al. (2016a) verificaram que atletas com

velocidade de mudança de direção mais rápida possuem menores assimetrias de altura de salto no drop jump unilateral em relação a atletas mais lentos. Já Exell et al. (2016), observaram correlações positivas entre a presença de assimetria nos níveis de trabalho dos tornozelos e a potência e pico de força vertical durante *sprints*.

Enquanto a simetria dos membros inferiores está relacionada a um melhor desempenho esportivo, a assimetria nos padrões motores dos mesmos parece estar relacionada a lesões (WATSFORD et al., 2010; PRUYN et al., 2012; DAI et al., 2014 MALONEY, et al., 2016b). Doherty et al. (2014) sugerem que as assimetrias entre os membros pode afetar a absorção de forças e isto pode acentuar o risco de lesões. Neste sentido, a verificação de assimetrias pode detectar riscos futuros de lesões, proporcionando a elaboração de programas de treinamento preventivos (FORT-VANMEERHAEGHE et al., 2016). Por exemplo, após acompanhar um time de futebol durante toda uma temporada, Pruyne e colaboradores (2012) verificaram que jogadores que apresentavam maior número de lesões dos tecidos moles possuíam maiores diferenças bilaterais de rigidez. Em um estudo que comparou a cinética entre os membros inferiores após reconstrução de ligamento cruzado anterior (LCA-R), os autores verificaram que havia 24% de assimetrias cinéticas entre os membros, em tarefas de aterrissagens (DAI et al., 2014). Ainda, Doherty et al., (2015) observaram elevadas assimetrias cinemáticas entre os membros inferiores de sujeitos com histórico de torção de tornozelo a seis meses. E indivíduos com LCA-R possuem maiores assimetrias de coordenação interarticular em comparação com indivíduos que não foram submetidos a este procedimento (população saudável) (BLACHE et al., 2016).

A maioria dos estudos disponíveis na literatura sobre assimetrias de membros inferiores aborda o contexto de assimetrias na produção de força. A relação entre lesões e/ou diminuição do desempenho e assimetrias de força possivelmente esteja ligada a incapacidade do membro mais fraco de produzir ou absorver a mesma capacidade de força que o membro mais forte (FORT-VANMEERHAEGHE et al., 2016). Cabe ressaltar que, um índice de assimetria de força de até 15% entre os membros inferiores é considerado aceitável, por ser uma variação morfológica normal (FORT-VANMEERHAEGHE et al., 2016). Já em se tratando de pesquisas que envolvam assimetrias de rigidez dos membros inferiores e/ou de coordenação, os estudos ainda não são tão difundidos. Os estudos disponíveis na literatura que abordam estes temas, e utilizaram como objeto de estudo a tarefa de salto, podem ser visualizados no Quadro 4.

Quadro 4. Estudos disponíveis na literatura sobre (as)simetrias de rigidez e coordenação na tarefa de salto.

Autor/Ano	Objetivo	Amostra	Parâmetro estudado (rigidez ou coordenação)	Resultados (assimetrias entre membros)
Pruyn et al. (2012)	Verificar assimetrias de K_{LEG} ao longo de uma temporada da Liga Australiana de Futebol profissional e relacionar estes parâmetros estavam relacionados a incidência de lesões nos tecidos moles dos membros inferiores.	39 atletas profissionais	Rigidez (K_{LEG})	O grupo de jogadores lesionados apresentou maiores assimetrias de K_{LEG} em relação ao grupo não lesionado.
Pappas e Carpes (2012)	Verificar assimetrias cinemáticas dos membros inferiores entre atletas recreacionais em tarefas de salto horizontal e drop landing.	13 homens e 15 mulheres atletas recreacionais	Coordenação (Angulações)	<p>Saltos horizontais (Masc): Flexão Quadril: 1,8°; Flexão Joelho: 3,9°; Flexão Tornozelo: 3,5°</p> <p>Saltos horizontais (Fem): Flexão Quadril: 1,9°; Flexão Joelho: 4,6°; Flexão Tornozelo: 3,7°</p> <p>Drop Landing (Masc): Flexão Quadril: 2,1°; Flexão Joelho: 3,6°; Flexão Tornozelo: 3,4°</p> <p>Drop Landing (Fem): Flexão Quadril: 2,2°; Flexão Joelho: 3,8°; Flexão Tornozelo: 3,8°</p>

(Continua)

(Continuação)

Hobara, Inoue, Kanousue (2013)	Investigar o efeito da frequência de saltos nas diferenças bilaterais de K_{LEG} em saltos unilaterais.	10 homens saudáveis	Rigidez (K_{LEG})	Não houveram assimetrias de K_{LEG} entre os membros dominante e não dominante para as frequências testadas. Tendência de maiores assimetrias em frequências menores.
Maloney, Fletcher e Richards (2015)	Investigar a prevalência de assimetrias de K_{VERT} em três tarefas diferentes.	12 homens saudáveis	Rigidez (K_{VERT})	Em todos os três métodos testados foram encontradas assimetrias de K_{VERT} entre os membros, sendo que houveram diferenças estatísticas entre os valores de assimetrias entre os métodos. Salto Bilateral: -5,3%; Drop Jump Bilateral: -21,8%; Drop Jump Unilateral: -15,1%
Maloney et al. (2016)b	Verificar os determinantes de K_{VERT} durante o drop jump unilateral	18 homens saudáveis	Rigidez (K_{VERT} e K_{JOINT})	Foram encontradas assimetrias moderadas de K_{VERT} entre os membros. Rigidez do tornozelo foi um dos fatores mais determinantes para a assimetria de K_{VERT} entre os membros.

(Continua)

(Continuação)

Blache et al. (2016)	Avaliar a assimetria da coordenação inter-articular entre a perna lesionada e a não lesionada durante saltos unilaterais.	12 homens com LCA-R, e 12 homens saudáveis (controle)	Coordenação (FCR e variabilidade da FCR)	No grupo de sujeitos lesionados, houveram assimetrias entre os membros para a FRC dos acoplamentos tornozelo Joelho e tornozelo-quadril e para a variabilidade da FRC nos acoplamentos tornozelo-joelho e joelho-quadril.
Renner et al. (2018)	Examinar as diferenças entre o padrão de carga e de movimento ao longo do tempo (12 meses) e entre membros de pacientes com reconstrução do ligamento cruzado anterior	23 atletas com reconstrução de ligamento cruzado anterior	Rigidez (K_{LEG})	Foram verificadas assimetrias entre os membros para K_{LEG} até 5 meses após a cirurgia.

Fonte: Autora (2018)

A assimetria entre membros inferiores pode ser avaliada/detectada por meio de diversas tarefas motoras, dentre elas o salto vertical. Os saltos têm sido utilizados para o estudo de assimetrias de rigidez e coordenação entre os membros inferiores por ser um movimento com uma grande especificidade e que envolve o uso do CAE (FORT-VANMEERHAEGHE, et al., 2016). De acordo com Maloney, Fletcher e Richards (2015) exercícios cíclicos e acíclicos utilizados para a mensuração das assimetrias podem exibir valores diferentes entre si, bem como entre movimentos bilaterais e unilaterais. Ou seja, saltos realizados de maneira unilateral ou bilateral podem fornecer medidas dispares de assimetrias. Em um estudo recente sobre métodos de determinação de assimetrias de rigidez foi verificado que os exercícios de salto bilateral, drop jump bilateral e drop jump unilateral são todos capazes de detectar assimetrias de rigidez, sendo o drop jump bilateral considerado pelos autores o mais eficiente (sensível) (MALONEY, FLETCHER; RICHARDS, 2015). Dentre os estudos verificados na literatura a maioria utiliza saltos unilaterais para avaliação de assimetrias de rigidez e/ou coordenação (PRUYN et al., 2012; HOBARA; INOUE; KANOSUE, 2013; BLACHE et al., 2016; MALONEY, et al., 2016b). Apenas um estudo optou pela execução de saltos bilaterais (PAPPAS; CARPES, 2012). Ainda assim, cabe ressaltar que, Maloney, Fletcher e Richards (2015) destacam que a tarefa escolhida para a mensuração da assimetria deve ser o mais parecida possível com a demanda esportiva dos sujeitos investigados. Assim, o salto bilateral pode ser mais apropriado em algumas situações, para uma maior especificidade.

O valor de assimetria entre os membros inferiores pode ser determinado de diferentes maneiras (BISHOP et al, 2016). Dentre elas a comparação estatística (teste *t*) dos valores absolutos obtidos para o parâmetro de interesse entre os membros inferiores (WASTFORD et al., 2010; HOBARA; INOUE; KANOSUE, 2013; BLACHE et al., 2016) e o uso da equação do ângulo de simetria (DOHERTY et al., 2014; MALONEY; FLETCHER; RICHARDS, 2015; MALONEY et al., 2016a; EXELL et al., 2016; RADZAK et al., 2017). Outra maneira bastante fundamentada na literatura é o uso de equações para a determinação do percentual de assimetrias (BISHOP et al., 2016). Uma das equações propostas é a equação do Índice de Simetria Bilateral (ISB), $ISB = [(Lado1 - Lado2) / Valor\ de\ referência] \times 100$, porém Zifchock e colaboradores (2008b) apontam desvantagens na utilização desta equação, uma vez que dependendo do valor de referência escolhido o valor de assimetria a ser obtido pode ser alterado. Por

exemplo, se a rigidez do membro é 20 para o Lado1 e 15 para o Lado2, e o Lado1 for utilizado como referência o resultado de assimetria será de 25%; já se o Lado2 for utilizado como referência então o valor obtido será de 33,3%. Outras equações já utilizadas foram: $((\text{membro inferior direito} - \text{membro inferior esquerdo}) / \text{membro inferior direito}) \times 100$ (NEWTON et al, 2006) e $((\text{membro dominante} - \text{membro não dominante}) / \text{membro dominante}) \times 100$ (MAULDER; CRONIN, 2005). No entanto, é ressaltado que nem sempre o valor utilizado como referência será o maior valor, e assim os valores podem ser superestimados (MEDEIROS, 2013). Por fim, parece que a equação utilizada por Impellizzeri et al. (2007) e Fort-Vanmeerhaeghe, et al. (2016): $((\text{membro inferior forte} - \text{membro inferior fraco}) / \text{maior valor}) \times 100$, seja a mais indicada para a obtenção dos valores relativos de assimetrias. Esta equação é utilizada para calcular assimetrias durante o CMJ, e os resultados são fornecidos sempre em valores positivos (IMPELLIZZERI et al, 2007; BISHOP et al, 2016). Isto pode ser uma limitação se o objetivo de uma pesquisa longitudinal incluir o diagnóstico do membro responsável pela assimetria, pois ao longo do tempo o membro mais forte pode mudar (BISHOP et al, 2016), mas quando o objetivo de uma pesquisa longitudinal for somente verificar mudanças na magnitude de assimetria, o uso desta equação parece não possui restrições.

O percentual de assimetria entre membros inferiores considerado “normal” ainda é controverso na literatura, principalmente em relação a assimetrias de rigidez e coordenação. Hobara, Inoue e Kanosue (2013) assumiram que diferenças bilaterais (assimetrias) acima de 10% eram consideradas significantes. Medeiros (2013), na revisão de literatura de sua dissertação verificou que os estudos consultados apontavam 15% como um valor limítrofe. No entanto, a maioria dos estudo consultados considerava a significância da assimetrias através de testes estatísticos (MALONEY; FLETCHER; RICHARDS, 2015, 2015; BLACHE et al., 2016; MALONEY et al., 2016b; EXELL et al., 2016; RADZAK et al., 2017).

O efeito da fadiga muscular na modulação (acentuação ou diminuição) das assimetrias de membros inferiores ainda é um tanto divergente na literatura. Marchetti (2009) e Girard et al. (2017) não verificaram aumento da assimetria entre os membros inferiores para as variáveis analisadas após um protocolo de fadiga. Já Radzak et al. (2017) verificaram diferença na presença de assimetria de K_{VERT} após um protocolo de fadiga exaustivo e segundo os autores a fadiga tem o potencial de acentuar assimetrias. Assim, levando em consideração as

afirmações de que assimetrias podem interferir no desempenho e proporcionar uma maior ocorrência de lesões, e tendo em vista que a fadiga muscular pode trazer à tona assimetrias não existentes ou acentuar ainda mais as assimetrias já existente, fica evidente a importância de estudar o comportamento das assimetrias de membros inferiores em situação de fadiga muscular.

Em geral, pode-se resumir, a partir das informações obtidas por meio da literatura consultada que, as assimetrias entre membros inferiores consistem em desigualdades presentes entre os membros direito e esquerdo e que estas possuem influência no desempenho esportivo e possivelmente nas lesões de membros inferiores. Apesar de muitos estudos abordarem o tema assimetrias de força entre os membros inferiores, ainda são poucos os estudos que sobre a temática de assimetrias de rigidez e coordenação entre os membros inferiores, destacando a necessidade de uma expansão da literatura sobre esta. Ainda vale destacar, que o salto vertical vem sendo amplamente utilizado na literatura para o estudo das assimetrias, e que é apontado que o tipo de salto utilizado em cada estudo deve ser uma escolha específica do pesquisador. Os métodos para o cálculo das assimetrias, bem como o valores de referência para este fenômeno ainda são controversos na literatura. Por fim, ressalta-se que a fadiga pode influenciar no aparecimento ou acentuação das assimetria de membros inferiores, portanto torna-se evidente a relevância de um estudo de assimetrias sob condições de fadiga muscular.

3 MÉTODOS

3.1 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA

Está pesquisa é caracterizada como experimental, por contar com avaliações antes e após a aplicação de um tratamento (protocolo de fadiga). A pesquisa experimental busca identificar fatores relevantes para a ocorrência de um fenômeno (SANTOS, 2011), assim, na presente pesquisa, buscou-se verificar possíveis alterações na simetria da rigidez e da coordenação (variáveis dependentes) dos membros inferiores após o aparecimento da fadiga muscular (variável independente).

3.2 PARTICIPANTES DO ESTUDO

Participaram deste estudo 17 adultos jovens do sexo masculino, selecionados de forma intencional não probabilística, a fim de que atendessem aos requisitos da pesquisa. As características dos sujeitos podem ser visualizadas na Tabela 1. O n amostral foi calculado através do *software G*POWER*, visando um número de sujeitos suficiente para a obtenção do poder de teste de 80%, sendo apontado um n mínimo de 15 participantes. Os avaliados assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), devidamente aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), sob o número de parecer 2.676.183.

Tabela 1. Caracterização da amostra

	Média	Desvio Padrão	Valor Mínimo	Valor Máximo
Idade (anos)	26,8	3,3	21,1	36,0
Massa Corporal (Kg)	79,3	11,5	64,8	107,9
Estatura (cm)	181,2	6,4	170,0	193,0
Percentual de Gordura	13,2	4,4	8,6	22,1

3.2.1 Critérios de Inclusão

- a) Sujeitos do sexo masculino com idade entre 18 e 35 anos;
- b) Realizar esportes que envolvam saltos e/ou exercícios físicos regulares, 2-3 vezes por semana, a no mínimo um ano, sendo que, os sujeitos que não realizavam esportes envolvendo saltos deveriam ter experiência prévia com o movimento de salto vertical contínuo.

- c) Ter um bom padrão motor no movimento de salto vertical contínuo (manutenção do tronco o mais vertical possível, manutenção das mãos no quadril durante todo o salto, flexão os joelhos a $\sim 90^\circ$ na fase de transição entre os saltos, extensão completa dos joelhos na fase de voo, equilíbrio sobre a plataforma), obtendo aprovação para a realização da pesquisa durante a familiarização dos testes;
- d) Não realizar ingestão de cafeína seis horas antes das sessões de coleta.
- e) Não realizar ingestão de álcool 24 horas antes das sessões de coleta.

3.2.2 Critérios de Exclusão

- a) Possuir lesões ou patologias que impossibilitem ou dificultem a realização dos testes;
- b) Possuir histórico de lesões no ano anterior as testagens;
- b) Não concluir satisfatoriamente os protocolos de fadiga ou testes de salto;
- c) Não comparecer as testagens nos dias solicitados;
- d) Realizar exercícios físicos envolvendo membros inferiores 24h antes e/ou durante os períodos de testagem.

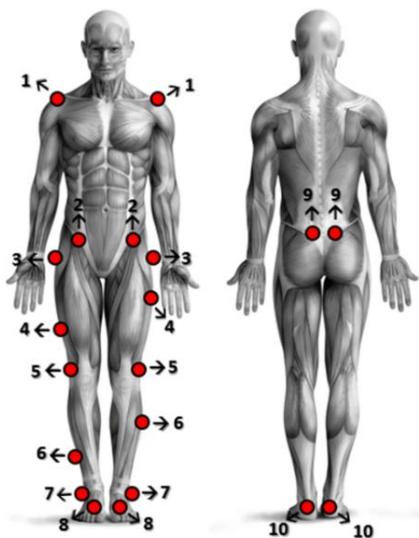
3.3 PROCEDIMENTOS DE COLETA DE DADOS

Os sujeitos da pesquisa foram submetidos a realização de dois protocolos de fadiga (variáveis independentes), sendo o protocolo A de menor volume e o B de maior volume, caracterizando protocolos com cargas de trabalho diferentes. Foram realizadas avaliações do salto vertical com contra movimento (CMJ) e do *step-off landing* (STL) (variáveis dependentes) antes, logo após, 24h e 48h após cada protocolo de fadiga. Os sujeitos trajaram apenas uma bermuda de ciclismo e tênis para a realização dos testes, sendo que o tênis utilizado foi padronizado para todos os dias de coleta de dados.

Inicialmente foi realizado o protocolo A e uma semana mais tarde, o protocolo B. A ordem de realização dos protocolos foi selecionada a fim de evitar os potenciais mecanismos protetores possivelmente acionados em função da realização de um protocolo de alta carga de trabalho, e que poderiam influenciar no comportamento biomecânico do segundo protocolo. Todas as coletas de dados foram realizadas no Laboratório de Biomecânica (BIOMECA) da UFSC, por uma equipe experiente com o processo de coleta de dados. Cada avaliado realizou um total de sete visitas ao laboratório.

Na primeira visita, o sujeito conheceu a pesquisa através de uma conversa com a pesquisadora e realizou uma familiarização com o CMJ e o STL, na qual a pesquisadora, julgando o padrão de movimento, decidiu sobre a participação do avaliado no estudo. Além disso, o sujeito realizou neste dia uma breve avaliação antropométrica, com medidas de estatura, massa corporal e dobras cutâneas, para a mensuração de seu percentual de gordura (equação de Petroski de 1995), e também medidas de comprimentos e diâmetros dos segmentos dos membros inferiores.

Figura 2. Localização dos marcadores reflexivos.



Legenda: 1- Acrômio; 2- Espinha íliaca ântero-superior; 3- Trocanter maior; 4- Coxa média; 5- Epicôndilo lateral do fêmur; 6- Perna média; 7- Maléolo lateral; 8- Falange proximal do hálux; 9- Espinha íliaca póstero-superior; 10- Calcâneo. Nota: Coxa média e Perna média são marcados em alturas diferentes (lado esquerdo superior) para facilitação da análise de dados. Fonte: Autora (2018).

No segundo dia o avaliado retornou ao laboratório, onde inicialmente respondeu a escala de Percepção Subjetiva de Esforço (PSE) (adaptada por Foster et al. 2001 da Escala CR10 de Borg) e a Escala Visual de Dor (EVD). Ambas constituem-se de escalas intervalares de 0 a 10, onde 0 representa nenhum esforço/ausência de dor e 10 representa esforço máximo/dor insuportável. A EVD foi aplicada solicitando-se que o sujeito realizasse agachamentos e palpasse os membros inferiores para a identificação da dor nas regiões do

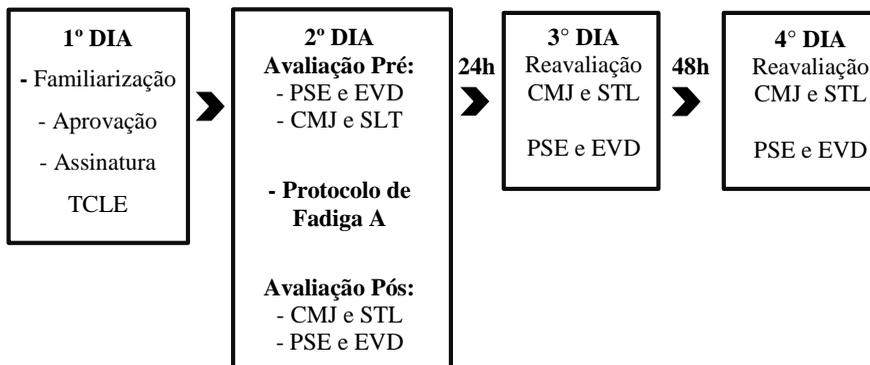
quadríceps, isquiotibiais, glúteos e gastrocnêmios. Em seguida, o sujeito realizou um breve aquecimento, composto por dez minutos de bicicleta ergométrica a 90W de intensidade, e por dois CMJ e dois STL, submáximos. Após o aquecimento, foi realizada com fita dupla-face e esparadrapo a colocação de marcadores reflexivos (14mm), em ambos os lados corporais, sobre os seguintes pontos de anatômicos: acrômio, trocanter maior, espinhas ilíacas ântero-superiores, espinhas ilíacas pósterio-superiores, coxa média, epicôndilo lateral do fêmur, perna média, maléolo lateral, calcâneo e falange proximal do hálux, totalizando 20 marcadores (Figura 2). Os marcadores foram fixados preferencialmente sobre a pele, ou sobre roupas justas, para evitar o deslocamento excessivo dos mesmos durante o movimento.

Posteriormente a marcação dos pontos, o participante executou sobre duas plataformas de força AMTI[®] (OR6-7-OP-2000, Estados Unidos - 2000 Hz), afastadas entre si 20 cm, os protocolos de CMJ e SLT na condição pré-fadiga (baseline). Foi realizada a captura tridimensional (3D) do movimento dos protocolos e para tal foi utilizado um sistema de cinemetria envolvendo oito câmeras integradas entre si (VICON[®], MX systems, Oxford MetricsGroup, UK – 200Hz), devidamente calibradas e que realizavam a identificação dos marcadores reflexivos através de iluminação infravermelha. Ressalta-se que o sistema VICON[®] estava sincronizado com as plataformas de força AMTI[®]. Logo após, o avaliado executou, sob a plataforma de força piezoelétrica Kistler[®] (Quattro Jump, 9290 AD, Suíça – 500Hz) o protocolo de fadiga A. Durante os intervalos e após a execução do protocolo de fadiga, o sujeito voltou a responder a escala de PSE. Imediatamente após o protocolo de fadiga, o sujeito executou novamente, sob as plataformas AMTI[®], os protocolos de CMJ e STL na condição pós-fadiga.

O avaliado retornou ao laboratório nas 24h e 48h posteriores ao protocolo de fadiga (3^o e 4^o visitas, respectivamente), para responder a EVD e realizar novamente os protocolos de CMJ e STL na condição pós-fadiga, após um breve aquecimento, idêntico ao do dia anterior.

Após no mínimo sete dias (contando a partir do primeiro dia de coletas) o avaliado retornou novamente ao laboratório, para realizar o protocolo B, seguindo os mesmos procedimentos das visitas 2, 3 e 4. O delineamento do estudo pode ser verificado na Figura 3 a seguir.

Figura 3. Delineamento do estudo.



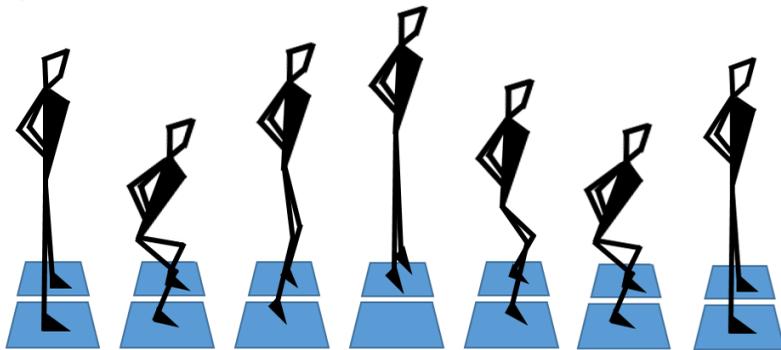
CMJ = Salto com contra movimento. STL = *Step-off Landing*. PSE = Percepção Subjetiva de Esforça. EVD = Escala Visual de Dor. Os procedimentos realizados no 2º, 3º e 4º dias foram executados novamente na semana seguinte.

3.4 PROTOCOLOS DE AVALIAÇÃO DO SALTO COM CONTRA MOVIMENTO E DO STEP-OFF LANDING

3.4.1 Salto com Contra Movimento (CMJ)

Uma vez o sujeito posicionado sobre as plataformas de força AMTI®, o CMJ foi realizado da seguinte maneira: o avaliado em posição ortostática com as mãos na cintura e os pés afastados na largura dos ombros, com um pé posicionado em cada plataforma. A partir desta posição o avaliado realizou um salto máximo precedido de um movimento preparatório excêntrico, onde os joelhos foram flexionados a aproximadamente 90° (Figura 4). Deve-se ressaltar que na fase de voo do CMJ o sujeito permaneceu com os joelhos e quadril em completa extensão. Cada avaliado realizou três CMJ na situação pré-fadiga, bem como três CMJ em cada uma das outras situações (imediatamente após, e 24h e 48h posteriores ao protocolo de fadiga). O intervalo entre cada um dos CMJ para a situação pré-fadiga foi de 30 segundos. Já nas situações após a indução da fadiga, os três CMJ foram realizados com o menor intervalo possível, a fim de evitar os efeitos da recuperação. Os comandos sonoros emitidos para o avaliado para a realização do CMJ foram: Preparar! (no qual o sujeito posiciona as mãos na cintura) e Saltar! (no qual o sujeito realiza o CMJ).

Figura 4. Execução do salto com contra movimento sobre as plataformas de força.



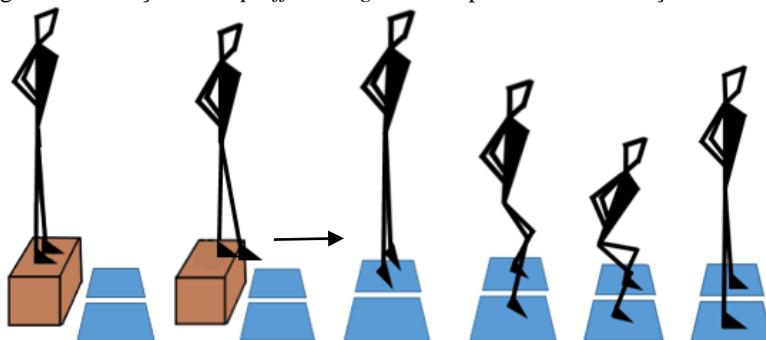
Fonte: Autora (2018), adaptado de Villa e García-Lopez (2003).

3.4.2 Step-off Landing (STL)

Logo em seguida à realização do protocolo de avaliação do CMJ, foi realizado o protocolo de avaliação do STL. Este protocolo permite analisar a fase de aterrissagem de um salto de maneira isolada, evitando fatores intervenientes e padronizando assim a altura de queda para todos os sujeitos. O STL foi executado, assim como o CMJ, sobre duas plataformas de força AMTI®.

O STL foi realizado da seguinte maneira: o avaliado em posição ortostática, com as mãos no quadril e os pés afastados na largura dos ombros, sobre um caixote de 45cm de altura. Após um comando de voz, o avaliado deu um passo à frente com o membro preferido, deixando o caixote e aterrissando com cada um dos pés sobre uma das plataformas, de maneira natural, e retornando a posição ortostática (Figura 5). Deve-se ressaltar que não foram validadas as tentativas nas quais os avaliados realizaram um salto ao saírem do caixote. Cada avaliado realizou três STL na situação pré-fadiga, bem como três STL em cada uma das outras situações (imediatamente após, e nas 24h e 48h posteriores ao protocolo de fadiga). O intervalo entre cada um dos STL para a situação pré-fadiga foi de 30 segundos. Já após a indução da fadiga os intervalos entre os STL foram os menores possíveis, a fim de evitar os efeitos da recuperação.

Figura 5. Execução do *step-off landing* sobre as plataformas de força



Fonte: Autora (2018) adaptado de Villa e García-Lopez (2003)

3.5 PROTOCOLOS DE FADIGA

Foram utilizados para a indução da fadiga muscular dois protocolos de saltos, constituídos de saltos verticais contínuos (CJ) realizados com esforço máximo. Os saltos foram executados com o avaliador posicionado no centro da plataforma de força *Kistler*®, com as mãos na cintura, pés afastados na largura dos ombros, e a fase excêntrica do salto ocorrendo até aproximadamente 90°.

Cada protocolo de fadiga (A e B) possuía uma carga de trabalho diferente, sendo que, o protocolo A era composto por menor volume (7 séries de 10 CJ), e o protocolo B era composto por maior volume (14 séries de 10 CJ). Para os dois protocolos, o intervalo entre as séries foi de 1 minuto. A magnitude da fadiga induzida foi verificada, através do cálculo do Índice de Fadiga (DAL PUPO et al., 2014), que permite verificar a queda percentual do desempenho do salto (altura e/ou potência do salto) no decorrer do protocolo, através de uma equação (4). Os avaliados receberam estímulo verbal durante a realização dos protocolos para que efetuem todos os saltos com a máxima intensidade possível. Além disso, os mesmos responderam a escala de PSE nos intervalos entre as séries, a fim de confirmar o esforço realizado durante a série. Foi também questionada a PSE relativa a execução do protocolo como um todo.

$$\text{Índice de Fadiga} = \left(\frac{\text{média dos 4 saltos iniciais} - \text{média dos 4 saltos finais}}{\text{média dos 4 saltos iniciais}} \right) \times 100$$

(Equação 4)

3.6 TRATAMENTO DOS DADOS E VARIÁVEIS ANALISADAS

A FRS obtida a partir das plataformas de força foi utilizada para obtenção de variáveis de interesse para o estudo. Da mesma forma, as capturas tridimensionais dos movimentos foram utilizadas para obtenção das coordenadas x e y de cada marcador reflexivo durante o movimento, e posterior obtenção, através da digitalização dos marcadores, das variáveis cinemáticas de interesse.

3.6.1 Rigidez do membro inferior (K_{LEG})

A rigidez foi mensurada no STL e no CMJ, a partir do modelo massa-mola, cuja equação leva em consideração a razão entre a FRS e a mudança no comprimento do membro inferior (Equação 5). A FRS durante a fase de aterrissagem foi obtida das plataformas através do *software Nexus*[®] e a mudança no comprimento do membro inferior foi obtida por reconstrução tridimensional do movimento. Uma vez obtida a filmagem tridimensional dos movimentos, foi realizada a reconstrução do mesmo no *software Nexus*[®], e então através do *software MATLAB*[®] foi identificado o comprimento do membro inferior (distância entre o trocanter maior e maléolo lateral) na posição vertical e na posição de maior flexão na fase de aterrissagem, e através disto foi calculada a mudança no comprimento do membro inferior. K_{LEG} foi mensurada para cada membro inferior individualmente.

$$K_{leg} = \left(\frac{FRS_{m\acute{a}x}}{\Delta L} \right) \quad \text{(Equação 5)}$$

Onde: $FRS_{m\acute{a}x}$ é a força máxima de reação do solo e ΔL é a mudança no comprimento do membro inferior.

3.6.2 Variáveis de desempenho no salto vertical

Altura do Salto: A altura do CMJ foi calculada por meio da cinemática 3D, que é considerada o padrão ouro para tal mensuração (ARAGÓN-VARGAS, 2000). Através dos *softwares Nexus*[®] e *Matlab*[®] foi

verificado o deslocamento vertical do marcador reflexivo do ponto anatômico do trocanter, sendo que o maior deslocamento foi considerado a altura máxima saltada (DIAS et al., 2011).

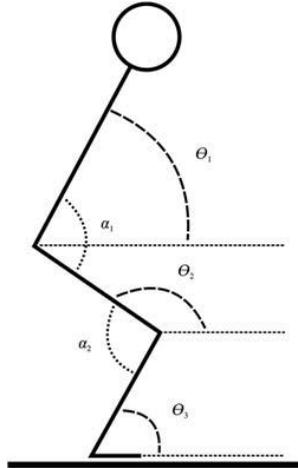
Impulso: O impulso foi obtido durante a fase de propulsiva (positiva) do CMJ, por meio da integração da FRS no tempo. Por último, o impulso foi dividido pela massa corporal dos sujeitos para determinação do impulso vertical relativo (KIRBY et al., 2011).

Potência (Pico e Média): A potência foi calculada por meio da divisão da FRS pela velocidade na fase positiva do salto. A potência pico é considerada o valor mais alto na curva de potência, enquanto a potência média é o valor médio da curva durante a fase positiva do salto (DAL PUPO; DETANICO; SANTOS, 2012). A FRS foi obtida das plataformas AMTI[®] através do *software Nexus*[®], e a velocidade foi calculada a partir da FRS no *software Matlab*[®], no qual também foi realizado o cálculo das variáveis de potência.

3.6.3 Coordenação intrasegmentar:

A coordenação intersegmentar do membro inferior foi analisada por meio da *Fase Relativa Contínua (FRC)*: As filmagens 3D do CMJ e STL foram reconstruídas no *software Nexus*[®] e assim foram obtidas as coordenadas x e y , no plano sagital, de cada marcador reflexivo. A partir das coordenadas dos marcadores de interesse, foi calculada a FRC através do *software MATLAB*[®], sendo que, para cada salto/aterrissagem a FRC foi analisada em ambos os lados corporais. Os ângulos segmentares utilizados para a análise foram: ângulo do tronco (formado entre o segmento do tronco e uma linha horizontal), ângulo da coxa (formado entre o segmento coxa e uma linha horizontal) e ângulo da perna (formado entre o segmento perna e uma linha horizontal) (Figura 6).

Figura 6. Ilustração dos ângulos segmentares utilizados para análise da FRC.



Legenda: Θ_1 = ângulo do tronco; Θ_2 = ângulo da coxa; Θ_3 = ângulo da perna.
 Fonte: Dal Pupo et al. (2013).

Para a obtenção da FRC foram cumpridas as seguintes etapas, conforme descritas em Dal Pupo (2014):

1ª Etapa - Obtenção do diagrama de fase: É realizada a plotagem, em um plano cartesiano, da posição angular de cada segmento analisado (no eixo das abcissas - x) em contraste com a velocidade angular do mesmo segmento (no eixo das ordenadas - y), formando o diagrama de fase.

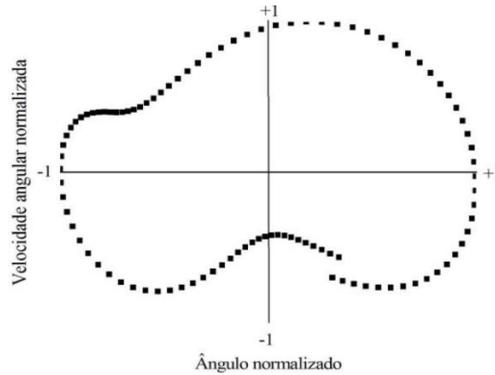
2ª Etapa – Normalização do diagrama de fase: Em seguida, é realizado o processo de normalização deste diagrama (para cada segmento), onde os valores são transformados em valores entre +1 e -1 (Figura 6). Os valores da posição angular (eixo horizontal) foram normalizados através da equação 6, enquanto os valores da velocidade angular (eixo vertical) foram normalizados através da equação 7.

$$\text{Eixo horizontal: } \theta_i = 2 * \frac{[\theta_i - \min(\theta_i)]}{\max(\theta_i) - \min(\theta_i)} \quad (\text{Equação 6})$$

$$\text{Eixo vertical: } \omega_i = \frac{\omega_i}{\max[\max(\omega_i), \max(-\omega_i)]} \quad (\text{Equação 7})$$

Onde: θ = ângulo do segmento; i = determinado ponto ou valor dentro do ciclo;
 ω = velocidade angular do segmento.

Figura 7. Exemplo de diagrama de fase normalizado.



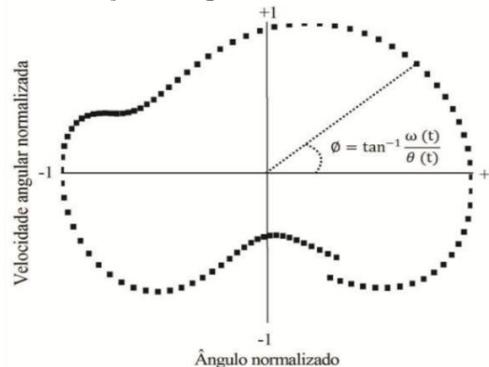
Fonte: Dal Pupo (2014).

3ª Etapa – Obtenção do ângulo de fase: Na sequência é obtido o ângulo de fase de cada segmento, que é o ângulo formado pela posição relativa dos valores em um determinado momento, dentro do diagrama de fase já normalizado (Figura 7). O ângulo de fase é determinado para cada ponto através da equação 8. O ângulo é formado entre uma linha traçada da origem até um ponto (x,y) e a horizontal direita.

$$\phi = \tan^{-1} \frac{\omega(t)}{\theta(t)} \quad (\text{Equação 8})$$

Onde: ϕ = ângulo de fase; ω = velocidade angular; θ = ângulo do segmento.

Figura 8. Exemplo de definição do ângulo de fase



Fonte: Dal Pupo (2014).

4ª Etapa - Por fim, a FRC é a diferença entre o ângulo de fase de dois segmentos. O valor do segmento distal é subtraído do valor do segmento proximal, assim, valores mais próximos de 0° apontam que os segmentos estão mais “em fase”, enquanto valores mais próximos de 180° apontam que os segmentos estão mais “fora de fase”.

A FRC foi mensurada nas fases descendente (fase 1) e ascendente (fase 2) da impulsão do CMJ, e nas fase descendente (fase 1) e ascendente (fase 2) da aterrissagem do STL. Para fins de análises estatísticas e comparações, as fases foram representadas pelo valor médio RMS. Em ambas as fases, de ambos os movimentos, a FRC foi analisada para os acoplamentos coxa-tronco (CT) e coxa-perna (CP).

3.6.4 Assimetrias

As assimetrias entre os membros inferiores ou lados corporais foram verificadas a partir da seguinte equação: $((\text{membro inferior com maior valor} - \text{membro inferior com menor valor}) / \text{maior valor}) \times 100$, conforme descrito por Impellizzeri et al. (2007) e Fort-Vanmeerhaeghe, et al. (2016). Diferenças de até 10% entre os membros inferiores ou lados corporais foram consideradas normais. Vale ressaltar que foram analisadas as magnitudes das assimetrias, mas não qual lado corporal era o responsável por estas.

3.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Primeiramente, foi realizada a estatística descritiva das variáveis analisadas (média e desvio padrão). Foi testada a esfericidade e a homogeneidade dos dados através dos testes de Mauchly e Levene, respectivamente. Uma ANOVA TWO-WAY de medidas repetidas, com post-hoc de Bonferroni, foi utilizada para a comparação entre protocolos (A x B) e tempos (pré x pós x 24h x 48h). O *software* SPSS® (*Statistical Package for the Social Sciences*) v.17.0 (SPSS Inc., EUA) foi utilizado para realizar as análises estatísticas necessárias. O nível de significância adotado foi de $p \leq 0,05$.

Para a análise das assimetrias foi utilizado o Tamanho de Efeito (*effect size*), calculado no *software* GPOWER® v.3.1, sendo que os tamanhos de efeito foram calculados sempre em relação ao valor do tempo *pré*. A classificação utilizada foi a classificação de Batterham e Hopkins (2006), onde $<0,1$ = *trivial*; 0,1-0,3 *trivial/small*; 0,3-0,5 *small*; 0,5-0,7 *small/moderate*; 0,7-1,1 *moderate*; 1,1-1,3 *moderate/large*; 1,3-

1,9 *large*; 1,9-2,1 *large/very large*; >2,1 *very large*. Na presente dissertação só foram considerados efeitos relevantes aqueles maiores que 0,5, ou seja *small/moderate* e em diante.

Em relação a reprodutibilidade das medidas pré-fadiga, tanto do CMJ quanto do STL, inicialmente foi calculado, no *software* SPSS, o Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI), cuja classificação utilizada para análise foi a seguinte: <0,50 correlação pobre; 0,50-0,75 correlação moderada; 0,75-0,90 correlação boa; e >0,90 correlação excelente. Foi calculado também, no *software* Excel 2013, o Erro Típico de medida (ET) (desvio padrão / raiz quadrada de dois), cuja unidade de medida é a mesma que a unidade de medida da variável analisada. Por fim, foi calculada a Mínima Mudança Detectável (sigla em inglês: SWC), na planilha disponibilizada por Hopkins. A SWC foi calculada para os tamanhos 0,2, 0,6 e 1,2. Interessante destacar que, para uma reprodutibilidade ideal, o ET deve ser menor que o SWC, pois, se o SWC é maior que o ET, significa que a mudança detectada não necessariamente é efeito do que está sendo testado, podendo ser apenas erro de medida.

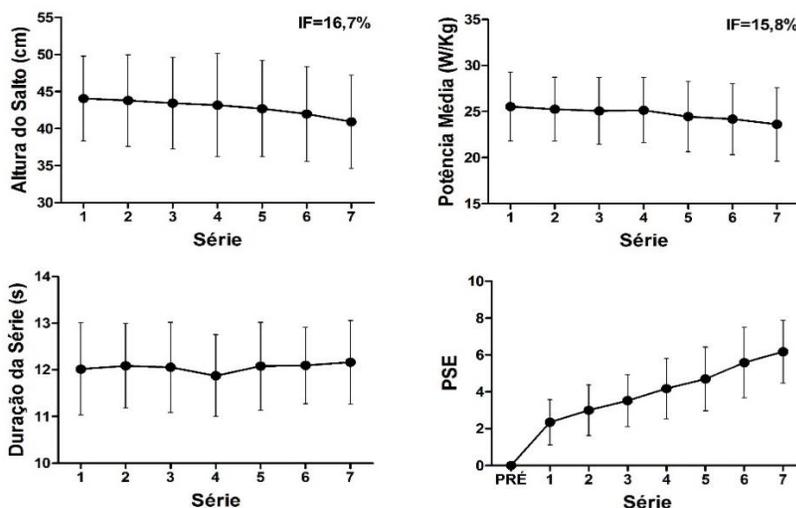
4 RESULTADOS

Para um melhor entendimento dos resultados do presente estudo, este capítulo será dividido em cinco subcapítulos. O primeiro deles tratará dos resultados de caracterização dos protocolos de fadiga, bem como dos resultados de dor muscular tardia gerados através destes. O subcapítulo seguinte tratará sobre a reprodutibilidade dos dados pré-fadiga entre os protocolos A e B. O terceiro subcapítulo contém os resultados relativos as variáveis de desempenho do salto vertical. O penúltimo subcapítulo é dedicado aos resultados da rigidez dos membros inferiores, tanto em relação aos valores absolutos para cada membro inferior, quanto em relação as assimetrias inter membros. E por fim, o quinto subcapítulo se refere a coordenação intrasegmentar dos membros inferiores, também em relação aos valores absolutos e assimetrias.

4.1 CARACTERIZAÇÃO DOS PROTOCOLOS DE FADIGA

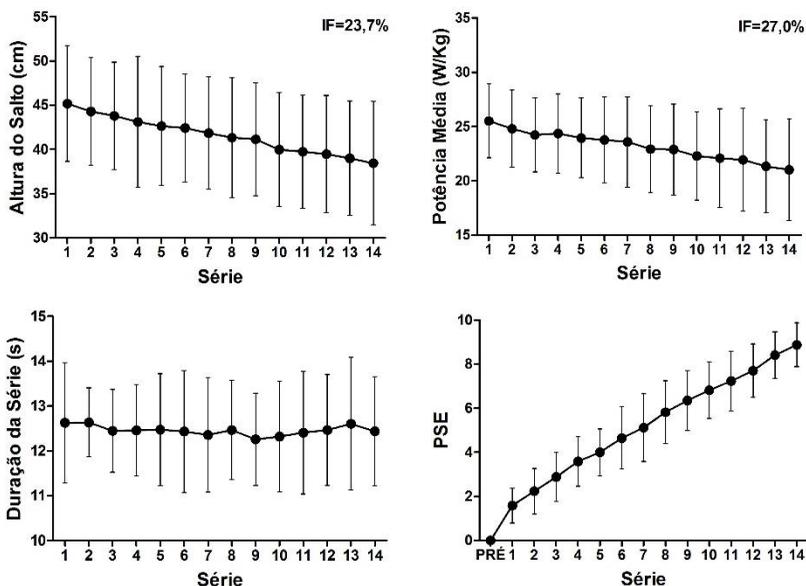
Os dados de altura do salto, potência média, tempo de duração e PSE são exibidos ao longo das 7 séries para o protocolo A (Figura 9), e das 14 séries para o protocolo B (Figura 10).

Figura 9. Dados de caracterização do protocolo A.



Legenda: IF = índice de fadiga; PSE = percepção subjetiva de esforço.

Figura 10. Dados de caracterização protocolo B.



Legenda: IF = índice de fadiga; PSE = percepção subjetiva de esforço.

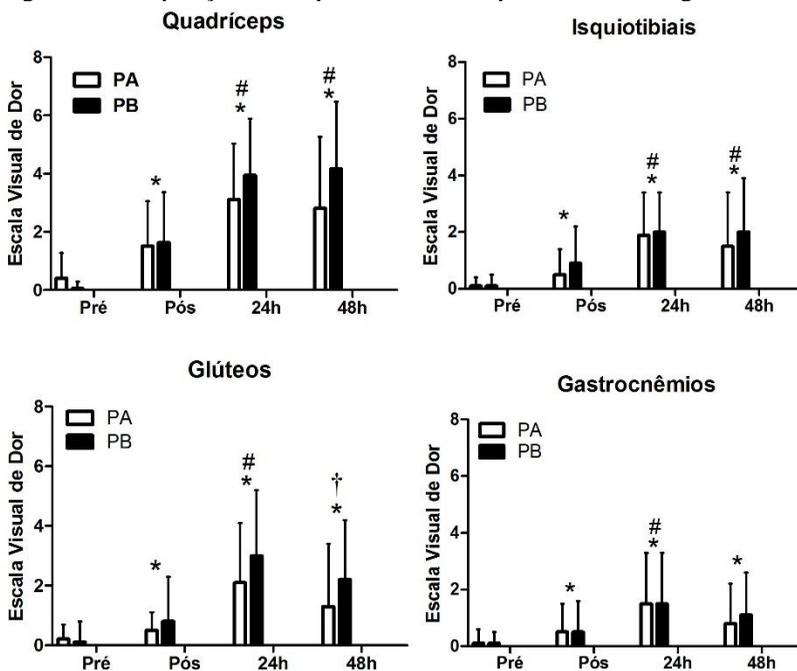
Quando comparados os índices de fadiga entre os protocolos, verificou-se que houve diferença significativa entre os mesmos, tanto considerando a altura do salto ($F=0,71$; $p=0,03$) quanto para a potência média do salto ($F=2,50$; $p=0,02$), com o protocolo B apresentando os maiores valores. Complementarmente, a PSE geral do protocolo A ($4,8 \pm 1,5$) foi menor que a do B ($7,5 \pm 1,4$) ($F=0,03$; $p < 0,01$). Assim, a intenção de provocar maiores níveis de fadiga por meio do protocolo de maiores cargas de trabalho foi confirmada.

As respostas da dor muscular das regiões quadríceps, isquiotibiais, glúteos e gastrocnêmios obtidas nos dois protocolos e nos diferentes tempos, podem ser visualizadas na Figura 11. Não houve interação (protocolo x tempo) para nenhuma das regiões testadas (quadríceps $F=2,28$ $p=0,12$; isquiotibiais $F=0,38$ $p=0,70$; glúteos $F=1,00$ $p=0,35$; gastrocnêmios $F=0,19$ $p=0,83$); apenas foi observado efeito no tempo para todas as regiões ($p < 0,01$).

Como pode ser visualizado, em todas as regiões corporais testadas a dor apresentou-se elevada nos tempos *pós*, *24h* e *48h* em relação ao tempo *pré*. Adicionalmente, também para todas as regiões, a dor teve um aumento ainda maior no tempo *24h* em comparação ao

tempo *pós*. Em relação ao tempo *48h*, a dor manteve-se estável em comparação ao tempo *24h* para as regiões do quadríceps e isquiotibiais; enquanto a região dos glúteos apresentou uma diminuição da dor que se tornou-se semelhante a dor no tempo *pós*. Para a região dos gastrocnêmios no tempo *48h* a dor manteve-se estável em relação as situações *pós* e *24h*. Os valores de significância do teste de post-hoc podem ser visualizados no apêndice A.

Figura 11. Comparação das respostas de dor nos protocolos de fadiga.



Legenda: PA= protocolo A; PB = protocolo B; * indica diferença em relação ao tempo *pré*. # indica diferença em relação ao tempo *pós*. † indica diferença em relação ao tempo *24h*.

4.2 REPRODUTIBILIDADE DOS DADOS BASELINE

Primeiramente, na Tabela 2 são apresentados os resultados de reprodutibilidade das variáveis contidas no CMJ na condição baseline. De maneira geral, as variáveis de desempenho apresentaram uma reprodutibilidade excelente indicada pelo Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI), com exceção do impulso que apresentou uma

reprodutibilidade moderada. As variáveis de rigidez presentes no CMJ apresentaram boa reprodutibilidade. Por fim, para as variáveis da coordenação intersegmentar, a maioria apresentou reprodutibilidade entre moderada e boa, com exceção da FRC do acoplamento coxa-perna do membro inferior direito durante a fase 2 do movimento, que exibiu uma reprodutibilidade pobre com erros típicos bastante elevados.

As variáveis presentes no STL (Tabela 3) tiveram reprodutibilidade um pouco melhor em comparação aquelas presentes no CMJ. Enquanto as variáveis de rigidez apresentaram reprodutibilidade excelente, a maioria das variáveis da coordenação intersegmentar apresentaram reprodutibilidade entre moderada e boa, com erros típicos moderados. A FRC do acoplamento coxa-perna do membro inferior E durante a fase 1 do movimento foi exceção, exibindo uma excelente reprodutibilidade, com erro típico bastante baixo.

Tabela 2. Reprodutibilidade das medidas do tempo pré entre os protocolos A e B para variáveis do CMJ.

Variável	Pré PA Média ± DP	Pré PB Média ± DP	CCI (95% IC)	ET abs. (95% IC)	ET rel. (95% IC)	SWC _{0,2}	SWC _{0,6}	SWC _{1,2}
Altura do Salto (cm)	48,6±6,9	49,1±6,3	0,97 (0,93-0,99)	1,40 (1,03-2,11)	2,8%	1,29	3,86	7,71
Potência Média (W/Kg)	27,5±3,6	27,2±3,4	0,98 (0,94-0,99)	0,69 (0,51-1,05)	2,5%	0,69	2,07	4,14
Potência Pico (W/Kg)	53,4 ±7,2	52,6±6,8	0,98 (0,94-0,99)	1,34 (1,00-2,04)	2,5%	1,38	4,14	8,28
Impulso (N.s)	4,0±0,4	4,1±0,3	0,69 (0,14-0,88)	0,25 (0,19-0,39)	6,1%	0,05	0,16	0,32
K _{LEG} D (kN/m)	5,1±2,1	5,0±2,4	0,85 (0,59-0,95)	1,13 (0,84-1,75)	22,3%	0,40	1,19	2,37
K _{LEG} E (Kn/m)	5,3±2,0	5,2±1,5	0,86 (0,61-0,95)	0,87 (0,64-1,34)	16,5%	0,31	0,93	1,86
FRC Coxa-Tronco D Fase 1 (°)	14,9±2,5	15,5±3,0	0,59 (0,19-0,86)	2,06 (1,51-3,24)	13,5%	0,36	1,07	2,13
FRC Coxa-Tronco E Fase1 (°)	13,9±2,9	15,4±3,8	0,71 (0,19-0,90)	2,25 (1,66-3,48)	15,3%	0,51	1,52	3,05
FRC Coxa-Tronco D Fase 2 (°)	24,9±7,5	24,3±9,3	0,76 (0,31-0,91)	5,29 (3,90±8,18)	21,5%	1,33	3,99	7,99
FRC Coxa-Tronco E Fase 2 (°)	23,9±8,2	25,2±9,1	0,83 (0,53-0,94)	4,57 (3,38-7,07)	18,6%	1,47	4,41	8,81

(Continua)

(Continuação)

FRC Coxa-Perna D Fase 1 (°)	33,7±16,8	41,4±23,3	0,86 (0,62-0,95)	9,79 (7,24-15,1)	26,1%	3,56	10,69	21,38
FRC Coxa-Perna E Fase 1 (°)	32,6±18,5	51,4±39,8	0,75 (0,13-0,92)	19,06 (13,8-33,2)	45,3%	4,80	14,43	28,86
FRC Coxa-Perna D Fase 2 (°)	34,6±8,5	33,3±7,7	0,20 (-1,20-0,72)	7,56 (5,64-11,5)	22,3%	0,55	1,64	3,27
FRC Coxa-Perna E Fase 2 (°)	33,1±10,4	35,4±9,7	0,80 (0,40-0,93)	5,67 (4,11-9,91)	16,5%	1,65	4,96	9,91

Legenda: PA= protocolo A; PB= protocolo B; D= lado direito; E= lado esquerdo; K_{LEG}= rigidez do membro inferior; FRC= fase relativa contínua; CCI = coeficiente de correlação intraclasse; ET = erro típico; SWC = mínima mudança detectável.

Tabela 3. Reprodutibilidade das medidas tempo pré entre os protocolos A e B para variáveis presentes no STL.

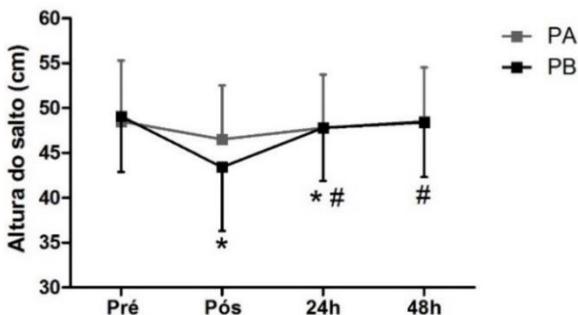
Variável	Pré PA Média ± DP	Pré PB Média ± DP	ICC (95% IC)	ETabs. (95% IC)	ET rel. (95% IC)	SWC_{0,2}	SWC_{0,6}	SWC_{1,2}
K _{LEG} D (kN/m)	2,0±0,9	2,1±0,7	0,93 (0,80-0,97)	0,30 (0,22-0,46)	14,6%	0,16	0,47	0,94
K _{LEG} E (kN/m)	1,8±0,9	1,6±0,7	0,93 (0,81-0,97)	0,26 (0,19-0,41)	15,3%	0,14	0,43	0,87
FRC Coxa-Tronco D Fase 1 (°)	33,8±7,2	33,3±8,0	0,61 (0,14-0,87)	5,65 (4,14-8,91)	16,8%	1,01	3,04	6,08
FRC Coxa-Tronco E Fase 1 (°)	32,6±9,5	33,2±9,0	0,79 (0,41-0,92)	5,43 (4,01-8,41)	16,5%	1,51	4,53	9,07
FRC Coxa-Tronco D Fase 2 (°)	21,4±10,4	21,0±11,1	0,81 (0,45-0,93)	5,99 (4,39-9,45)	28,2%	1,79	5,38	10,76
FRC Coxa-Tronco E Fase 2 (°)	19,6±10,5	21,1±11,0	0,76 (0,30-0,92)	9,35 (4,84-10,4)	46,0%	1,70	5,11	10,21
FRC Coxa-Perna D Fase 1 (°)	18,0±6,5	23,4±7,4	0,89 (0,70-0,96)	3,03 (2,24-4,69)	14,6%	1,25	3,76	7,52
FRC Coxa-Perna E Fase 1 (°)	16,6±6,7	21,3±8,2	0,92 (0,78-0,97)	2,81 (2,08-4,36)	14,8%	1,40	4,19	8,39
FRC Coxa-Perna D Fase 2 (°)	25,8±13,0	28,0±9,6	0,63 (0,04-0,87)	8,39 (6,20-12,9)	31,1%	1,57	4,71	9,42
FRC Coxa-Perna E Fase 2 (°)	21,1±8,2	23,1±8,9	0,66 (0,04-0,88)	6,06 (4,48-9,39)	27,4%	1,21	3,63	7,25

Legenda: PA= protocolo A; PB= protocolo B; D= lado direito; E= lado esquerdo; K_{LEG}= rigidez do membro inferior; FRC= fase relativa contínua; CCI = coeficiente de correlação intraclasse; ET = erro típico; SWC = mínima mudança detectável.

4.3 VARIÁVEIS DE DESEMPENHO DO SALTO VERTICAL

A seguir são apresentados os resultados das variáveis de desempenho no CMJ obtidos pré e pós-protocolos de fadiga. A altura do salto (Figura 12) apresentou interação entre os protocolos e o tempo ($F=4,28$, $p=0,03$), indicando que os efeitos no tempo foram diferentes entre os protocolos.

Figura 12. Comparação da altura do CMJ entre os protocolos de fadiga ao longo do tempo.

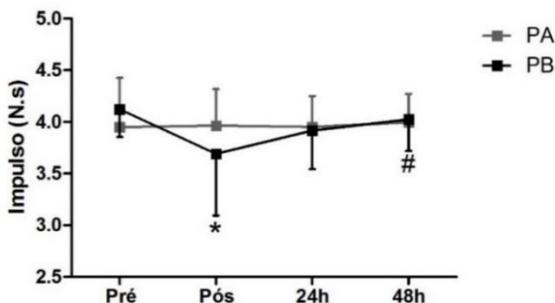


Legenda: PA= protocolo A; PB= protocolo B; * indica diferença em comparação ao tempo *pré*; # indica diferença em comparação ao tempo *pós*.

Pode-se observar que, para o protocolo B, houve uma diminuição na altura do salto no tempo *pós* ($p<0,01$) em comparação ao tempo *pré*, sendo que no tempo 24h a altura do salto já encontrava-se relativamente recuperada em relação ao tempo *pós* ($p=0,01$), mas não ainda em comparação ao tempo *pré* ($p=0,02$). Somente no tempo 48h a altura do salto retornou a condição baseline, apresentando diferença somente em comparação ao tempo *pós* ($p<0,01$). No protocolo A, a altura do salto não apresentou diferença significativa entre os tempos.

O impulso no CMJ (Figura 13) também apresentou interação (protocolo x tempo) ($F=3,9$, $p=0,02$). No protocolo B houve uma diminuição nos valores de impulso logo após a realização do protocolo ($p<0,01$). Já no tempo 24h os valores retornaram aos valores basais, e no tempo 48h os valores se mantiveram nos valores basais, apresentando diferenças em comparação ao tempo *pós* ($p=0,02$). No protocolo A, assim como a altura do salto, o impulso não apresentou diferença significativa entre os tempos.

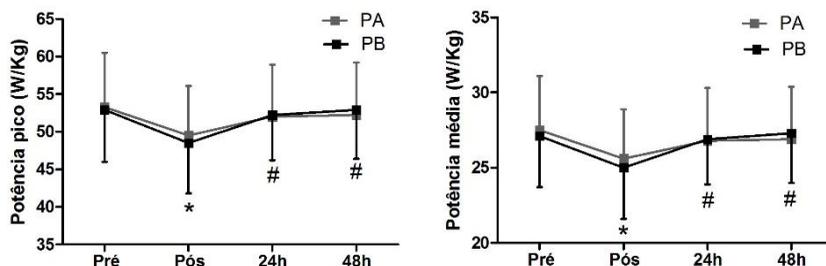
Figura 13. Comparação do impulso do CMJ entre os protocolos de fadiga ao longo do tempo.



Legenda: PA= protocolo A; PB = protocolo B; * indica diferença em comparação ao tempo *pré*; # indica diferença em comparação ao tempo *pós*.

As variáveis potência pico e potência média (Figura 14) não apresentaram interação (protocolo x tempo) (potência pico - $F=1,43$, $p=0,24$; potência média - $F=1,44$, $p=0,24$). Contudo, verificou-se efeito no tempo ($p<0,01$). Observou-se que para ambas as variáveis e em ambos os protocolos, houve uma diminuição da potência no tempo *pós* (potência pico $p<0,01$; potência média $p<0,01$); com um retorno aos valores basais já no tempo *24h*, que apresentaram diferença em relação aos valores do tempo *pós* (potência pico $p<0,01$; potência média $p<0,01$), sendo que esta recuperação se manteve para o tempo *48h*, cujos valores também apresentaram diferenças em relação aos valores do tempo *pós* (potência pico $p<0,01$; potência média $p<0,01$).

Figura 14. Comparação das variáveis potência pico e potência média entre os protocolos de fadiga ao longo do tempo.



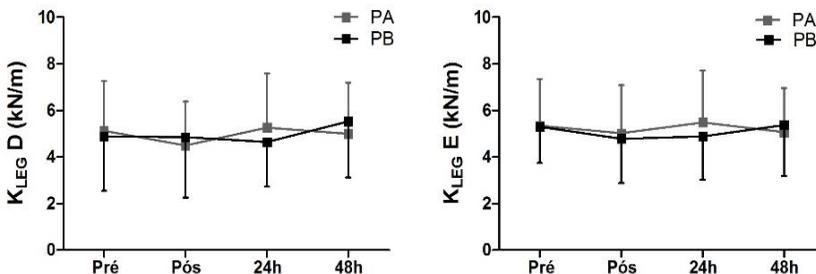
Legenda: PA= protocolo A; PB = protocolo B; * indica diferença em comparação ao tempo *pré*; # indica diferença em comparação ao tempo *pós*.

4.4 RIGIDEZ DOS MEMBROS INFERIORES

A seguir são apresentados os resultados da rigidez (K_{LEG}) dos membros inferiores para os lados direito e esquerdo, bem como as assimetrias de rigidez entre membros.

Em relação a K_{LEG} de cada um dos membros inferiores (K_{LEG} D e K_{LEG} E) durante o CMJ, não houve interação (protocolo x tempo) para nenhum dos lados corporais (K_{LEG} D - $F=2,00$, $p=0,12$; K_{LEG} E - $F=1,00$, $p=0,36$), tampouco verificou-se efeito dos protocolos (K_{LEG} D - $F=0,01$, $p=0,99$; K_{LEG} E - $F=0,05$, $p=0,81$) e do tempo (K_{LEG} D - $F=1,6$, $p=0,19$; K_{LEG} E - $F=0,96$, $p=0,41$).

Figura 15. Comparação dos valores de K_{LEG} nos membros inferiores direito e esquerdo durante o CMJ, entre os diferentes protocolos e tempo.

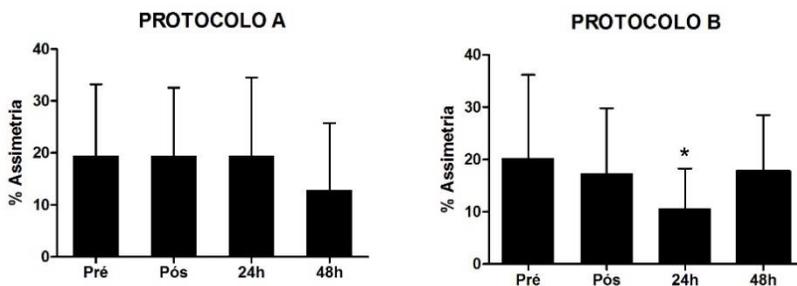


Legenda: PA= protocolo A; PB = protocolo B; K_{LEG} = rigidez dos membros inferiores; D = direito; E = esquerdo.

As assimetrias de K_{LEG} foram analisadas no tempo através do effect-size, separadamente para cada protocolo, sempre levando em consideração o efeito em relação ao tempo *pré*. Vale ressaltar, que só foram consideradas como modulação de assimetrias aquelas que tiveram os efeitos de magnitude *small/moderate* para cima ($ES \geq 0,50$).

No CMJ pode-se verificar (Figura 16) que para o protocolo A nenhuma modulação das assimetrias de efeito moderado ou superior foi verificada ao longo do tempo. No protocolo B um efeito *small/moderate* ($ES=0,55$) foi verificado no tempo *24h* em relação ao tempo *pré*, sendo que houve uma diminuição das assimetrias neste tempo.

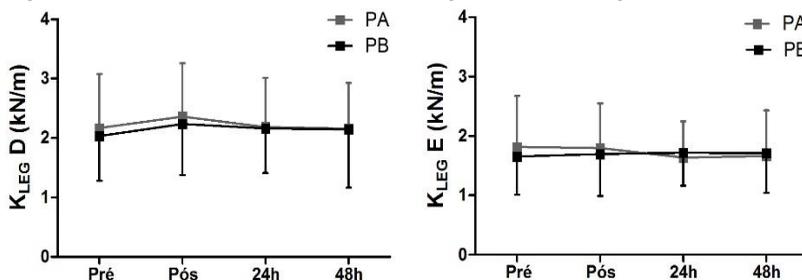
Figura 16. Assimetrias de K_{LEG} nos diferentes protocolos durante o CMJ.



Legenda: * efeito *small/moderate*.

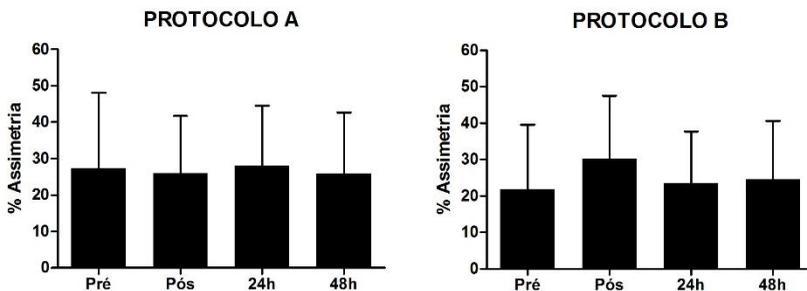
Em relação ao STL (Figura 17), semelhante ao comportamento observado no CMJ, a K_{LEG} de cada um dos membros inferiores (K_{LEG} D e K_{LEG} E) não apresentou interação (protocolo x tempo) (K_{LEG} D - $F=0,25$, $p=0,85$; K_{LEG} E - $F=1,50$, $p=0,20$). Da mesma forma, não verificou-se efeito nos protocolos (K_{LEG} D - $F=0,07$, $p=0,79$; K_{LEG} E - $F=0,02$, $p=0,88$), ou no tempo (K_{LEG} D - $F=1,6$, $p=0,18$; K_{LEG} E - $F=0,54$, $p=0,65$), para ambos os lados corporais.

Figura 17. Comparação dos valores de K_{LEG} nos membros inferiores direito e esquerdo durante o STL, entre os diferentes protocolos e tempo.



Legenda: PA= protocolo A; PB = protocolo B; K_{LEG} = rigidez dos membros inferiores; D = direito; E = esquerdo.

No STL, não foi verificado nenhum efeito de magnitude moderada ou superior, nas assimetrias de K_{LEG} para nenhum dos protocolos (Figura 18).

Figura 18. Assimetrias de K_{LEG} nos diferentes protocolos durante o STL.

4.5 COORDENAÇÃO INTRASEGMENTAR

A seguir são apresentados os resultados em relação a coordenação intrasegmentar dos membros inferiores (FRC) para os lados direito e esquerdo, bem como as assimetrias inter membros de FRC no CMJ e no STL. Os resultados são apresentados para ambos os acoplamentos testados, coxa-tronco e coxa-perna, em ambas as fases de movimento: fase descendente (fase 1) e fase ascendente do movimento (fase 2).

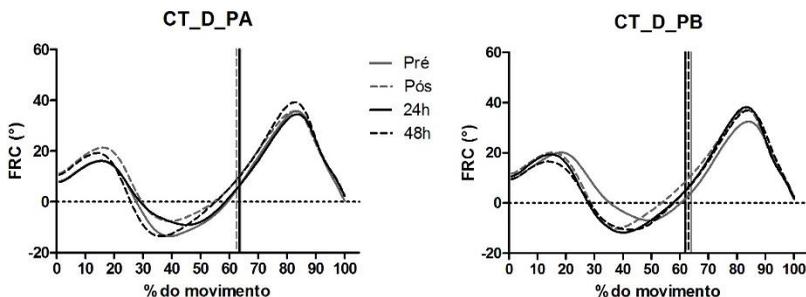
No que se refere aos valores absolutos de FRC do acoplamento coxa-tronco do lado corporal direito durante o CMJ (Tabela 4 e Figura 19), pode-se verificar que não houve interação (protocolos x tempo) para nenhuma das fases de movimento (fase 1 - $F=0,19$, $p=0,89$; fase 2 - $F=0,72$, $p=0,50$), bem como, efeito dos protocolos (fase 1 - $F=0,01$, $p=0,99$; fase 2 - $F=0,01$, $p=0,91$) ou no tempo (fase 1 - $F=0,73$, $p=0,53$; fase 2 - $F=2,2$, $p=0,10$).

Tabela 4. Comparação dos valores absolutos de FRC ($^{\circ}$) do acoplamento coxa-tronco do lado corporal direito durante o CMJ, entre os diferentes protocolos e tempos.

Fase	Protocolo	Pré	Pós	24h	48h
F1	PA	14,7±2,4	16,5±5,0	15,9±5,6	15,2±5,4
	PB	15,3±3,0	15,8±5,0	15,9±3,8	15,3±4,2
F2	PA	24,2±7,3	26,9±10,2	24,3±9,4	26,2±9,1
	PB	23,9±9,6	25,8±12,6	26,3±9,2	27,0±10,1

Legenda: PA = protocolo A; PB = protocolo B; F1 = fase 1; F2 = fase 2.

Figura 19. FRC do acoplamento coxa-tronco do lado corporal direito durante o CMJ, nos dois protocolos e quatro condições de tempo.



Legenda: FRC = fase relativa contínua; CT = coxa-tronco; D = lado direito; PA= protocolo A; PB = protocolo B. As linhas tracejadas verticais representam a divisão entre as fases do movimento.

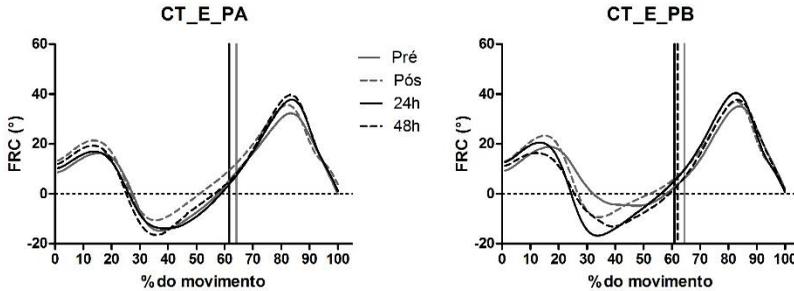
Para o lado corporal esquerdo (Tabela 5 e Figura 20), também não foram verificadas interações (protocolo x tempo) do acoplamento coxa-tronco para ambas as fases de movimento (fase 1 - $F=0,48$, $p=0,67$; fase 2 - $F=0,46$, $p=0,70$); bem como não foram observados efeitos nos protocolos (fase 1 - $F=0,08$, $p=0,77$; fase 2 - $F=0,14$, $p=0,70$) e no tempo (fase 1 - $F=1,1$, $p=0,32$; fase 2 - $F=0,43$, $p=0,72$).

Tabela 5. Comparação dos valores absolutos de FRC (°) do acoplamento coxa-tronco do lado corporal esquerdo durante o CMJ, entre os diferentes protocolos e tempos.

Fase	Protocolo	Pré	Pós	24h	48h
F1	PA	13,9±2,9	15,8±6,1	15,2±4,5	16,6±5,4
	PB	15,4±3,7	15,9±6,0	15,8±3,2	16,0±4,6
F2	PA	24,6±7,8	26,8±10,5	25,1±7,6	26,4±7,5
	PB	24,4±9,1	24,5±12,2	24,9±8,4	24,5±7,8

Legenda: PA = protocolo A; PB = protocolo B; F1 = fase 1; F2 = fase 2.

Figura 20. FRC do acoplamento coxa-tronco do lado corporal esquerdo durante o CMJ, nos dois protocolos e quatro condições de tempo.



Legenda: FRC = fase relativa contínua; CT = coxa-tronco; E = lado esquerdo; PA= protocolo A; PB = protocolo B. As linhas tracejadas verticais representam a divisão entre as fases do movimento.

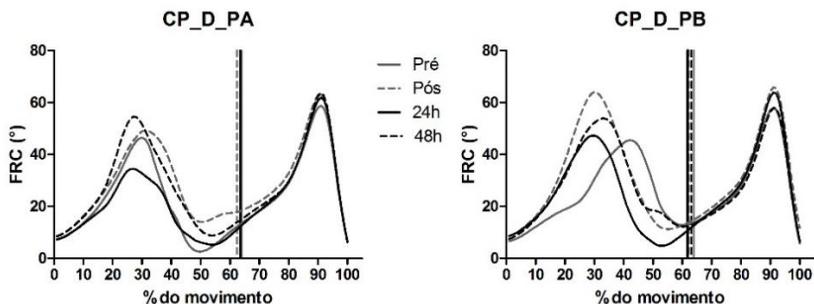
Em relação à FRC do acoplamento coxa-perna, do membro inferior direito (Tabela 6, Figura 21), durante ambas as fases do CMJ não verificou-se interação (protocolo x tempo) (fase 1 - $F=1,60$, $p=0,17$; fase 2 - $F=0,74$, $p=0,53$). Somente foram observados efeitos no tempo para a fase 1 do CMJ ($F=2,70$, $p=0,04$), em que a análise post-hoc revelou uma diminuição na FRC do tempo *24h* em relação ao tempo *pós* para ambos os protocolos ($p=0,01$).

Tabela 6. Comparação dos valores absolutos de FRC (°) do acoplamento coxa-perna do membro inferior direito durante o CMJ, entre os diferentes protocolos e tempos.

Fase	Protocolo	Pré	Pós	24h	48h
F1	PA	35,0±16,5	42,8±22,0	30,3±15,2 [#]	40,5±20,8
	PB	40,7±24,4	40,5±24,0	35,9±17,2 [#]	35,5±24,1
F2	PA	35,2±8,4	36,3±9,6	35,7±6,9	36,3±5,3
	PB	34,5±8,8	37,9±6,7	35,9±7,1	33,7±7,4

Legenda: PA = protocolo A; PB = protocolo B; F1 = fase 1; F2 = fase 2; # indica diferenças em comparação ao tempo *pós*.

Figura 21. FRC do acoplamento coxa-perna do membro inferior direito durante o CMJ, nos dois protocolos e quatro condições de tempo.



Legenda: FRC = fase relativa contínua; CP = coxa-perna; D = lado direito; PA= protocolo A; PB = protocolo B. As linhas tracejadas verticais representam a divisão entre as fases do movimento.

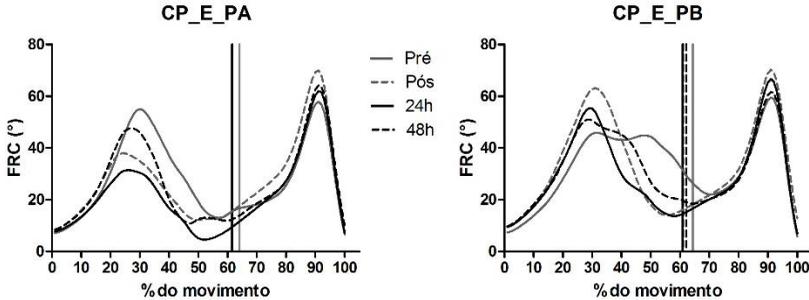
Resultados semelhantes foram observados para o lado esquerdo do acoplamento coxa-perna do membro inferior esquerdo (Tabela 7, Figura 22). Não foi verificada interação (protocolo x tempo) para nenhuma das fases (fase 1 - $F=0,24$, $p=0,84$; fase 2 - $F=1,20$, $p=0,30$). No entanto, houve efeito no tempo para a fase 2 ($F=7,67$, $p<0,01$). Conforme mostrado pelo post-hoc, houve um aumento dos valores de FRC logo após ambos os protocolos e fadiga ($p<0,01$). Além disso, a diminuição dos valores de FRC surgida nas 24h seguintes a aplicação de ambos os protocolos ($p=0,01$) em comparação ao tempo *pós* (retorno aos valores basais de FRC), se manteve nas 48h ($p>0,01$).

Tabela 7. Comparação dos valores absolutos de FRC (°) do acoplamento coxa-perna do membro inferior esquerdo durante o CMJ, entre os diferentes protocolos e tempos.

Fase	Protocolo	Pré	Pós	24h	48h
F1	PA	31,8±16,1	33,5±15,3	34,3±25,6	33,7±19,1
	PB	42,9±24,4	41,8±21,5	38,9±24,5	42,5±28,6
F2	PA	33,0±9,9	39,8±6,6*	35,3±5,4#	37,2±7,3#
	PB	35,6±9,3	39,8±6,7*	37,1±6,0#	35,7±8,4#

Legenda: PA = protocolo A; PB = protocolo B; F1 = fase 1; F2 = fase 2; *Indica diferença em relação ao tempo *pré*; # indica diferenças em comparação ao tempo *pós*.

Figura 22. FRC do acoplamento coxa-perna do membro inferior esquerdo durante o CMJ, nos dois protocolos e quatro condições de tempo.

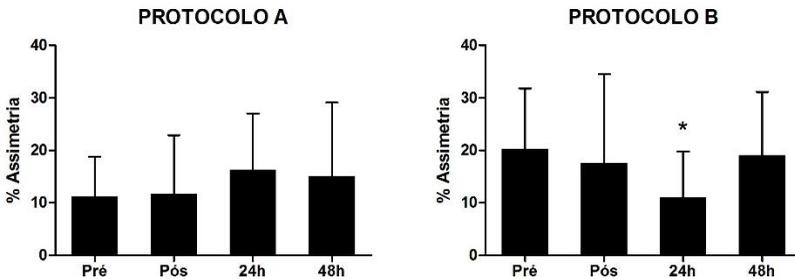


Legenda: FRC = fase relativa contínua; CP = coxa-perna; E = lado esquerdo; PA= protocolo A; PB = protocolo B. As linhas tracejadas verticais representam a divisão entre as fases do movimento.

A seguir são apresentadas as assimetrias da FRC entre lados corporais direito e esquerdo para os acoplamentos coxa-tronco e coxa-perna, em ambas as fases de movimento do CMJ.

Em relação as assimetrias do acoplamento coxa-tronco, durante a fase 1 de movimento (Figura 23), no protocolo A, não foram verificadas modulações de efeito no mínimo *small/moderate*. Porém, no protocolo B, houve modulação relevante das assimetrias no tempo *24h*, ocorrendo uma diminuição com efeito *small/moderate* (ES=0,66).

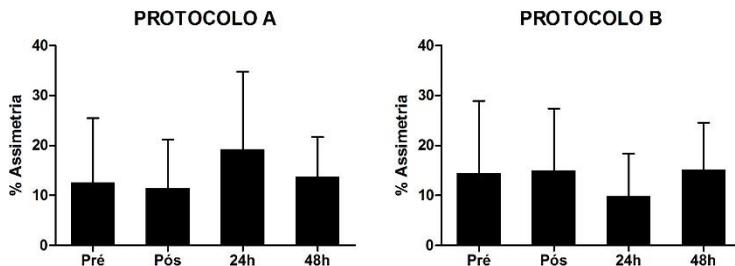
Figura 23. Assimetrias de FRC do acoplamento coxa-tronco, nos diferentes protocolos, durante a fase 1 do CMJ.



Legenda: * efeito *small/moderate*

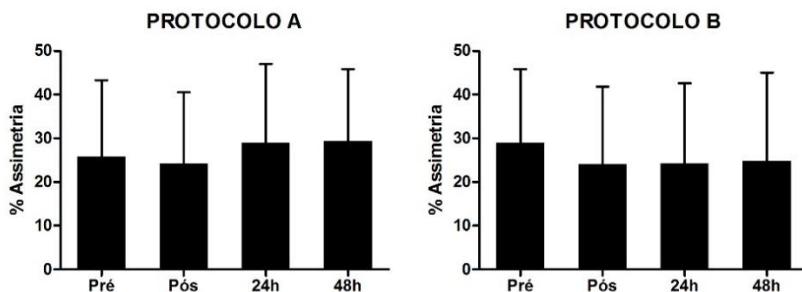
As assimetrias do acoplamento coxa-tronco durante a fase 2 do CMJ (Figura 24), não apresentaram alterações consideráveis ao longo do tempo.

Figura 24. Assimetrias de FRC do acoplamento coxa-tronco, nos diferentes protocolos, durante a fase 2 do CMJ.



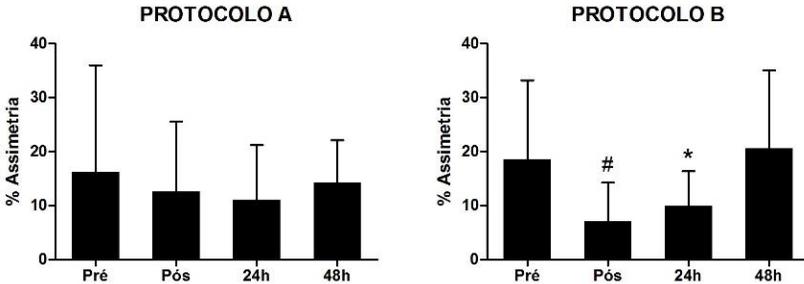
As assimetrias de FRC do acoplamento coxa-perna, durante a fase 1 do CMJ (Figura 25), não apresentaram modulação com magnitudes de efeito suficientemente grandes para serem consideradas, em nenhum dos protocolos analisados.

Figura 25. Assimetrias de FRC do acoplamento coxa-perna, nos diferentes protocolos, durante a fase 1 do CMJ.



As assimetrias do acoplamento coxa-perna, durante a fase 2 de movimento (Figura 26), exibiram efeitos de magnitudes diferentes ao longo do tempo entre os protocolos. Enquanto após a aplicação do protocolo A não houve nenhuma modulação das assimetrias, após a aplicação do protocolo B as assimetrias apresentaram uma diminuição, de efeito *moderate* ($ES=0,78$), logo após o protocolo em comparação aos valores de baseline. No tempo *24h* os valores ainda apresentavam-se diminuídos em comparação ao tempo *pré*, mas a magnitude do efeito observada foi *small/moderate* ($ES=0,56$).

Figura 26. Assimetrias de FRC do acoplamento coxa-perna, nos diferentes protocolos, durante a fase 2 do CMJ.



Legenda: * efeito *small/moderate*; # efeito *moderate*.

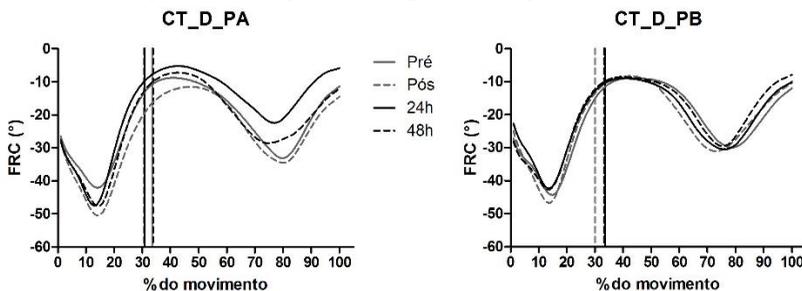
Por último, são reportados os resultados referentes a coordenação intrasegmentar durante o STL. Para a FRC do acoplamento coxa-tronco do lado corporal direito (Tabela 8, Figura 27), apenas na fase 2 do movimento verificou-se interação (protocolo x tempo) ($F=3,4$, $p=0,02$). A análise post-hoc revelou diminuição nos valores de FRC do tempos 24h em relação ao tempo *pós* ($p=0,03$), no que se refere ao protocolo A. No protocolo B não houve diferença entre os tempos.

Tabela 8. Comparação dos valores absolutos de FRC (°) do acoplamento coxa-tronco do lado corporal direito durante o STL, entre os diferentes protocolos e tempos.

Fase	Protocolo	Pré	Pós	24h	48h
F1	PA	33,9±5,5	35,2±7,6	32,6±8,6	33,2±5,3
	PB	32,8±8,2	32,6±9,6	30,3±7,7	29,6±9,1
F2	PA	21,8±10,6	25,9±10,4	16,5±7,0 [#]	21,7±14,9
	PB	22,1±9,5	19,3±8,3	23,3±12,9	20,2±10,4

Legenda: PA = protocolo A; PB = protocolo B; F1 = fase 1; F2 = fase 2; # indica diferenças em comparação ao tempo *pós*.

Figura 27. FRC do acoplamento coxa-tronco do lado corporal direito durante o STL, nos dois protocolos e quatro condições de tempo.



Legenda: FRC = fase relativa contínua; CT = coxa-tronco; D = lado direito; PA= protocolo A; PB = protocolo B. As linhas tracejadas verticais representam a divisão entre as fases do movimento.

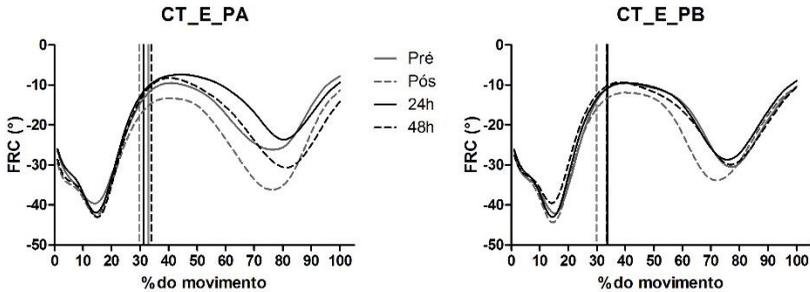
Neste mesmo acoplamento, mas referente ao lado corporal esquerdo (Tabela 9, Figura 28), não foram observadas interações (protocolo x tempo) para nenhuma das fases (fase 1 - $F=0,35$, $p=0,78$; fase 2 - $F=0,27$, $p=0,81$). A fase 2 do movimento apresentou efeito no tempo ($F=3,98$, $p<0,01$), sendo que foram observadas diminuições nos valores de FRC do tempo 24h em comparação ao tempo *pós* ($p=0,03$), para ambos os protocolos.

Tabela 9. Comparação dos valores absolutos de FRC (°) do acoplamento coxa-tronco do lado corporal esquerdo durante o STL, entre os diferentes protocolos e tempos.

Fase	Protocolo	Pré	Pós	24h	48h
F1	PA	32,5±9,5	35,5±13,4	33,4±11,4	33,1±7,3
	PB	32,4±9,3	35,1±12,5	31,5±10,1	30,3±11,8
F2	PA	19,8±10,8	25,1±11,3	15,2±10,5 [#]	20,9±12,6
	PB	19,7±9,5	23,2±10,8	17,4±10,9 [#]	20,2±13,1

Legenda: PA = protocolo A; PB = protocolo B; F1 = fase 1; F2 = fase 2; # indica diferenças em comparação ao tempo *pós*.

Figura 28. FRC do acoplamento coxa-tronco do lado corporal esquerdo durante o STL, nos dois protocolos e quatro condições de tempo.



Legenda: FRC = fase relativa contínua; CT = coxa-tronco; E = lado esquerdo; PA= protocolo A; PB = protocolo B. As linhas tracejadas verticais representam a divisão entre as fases do movimento.

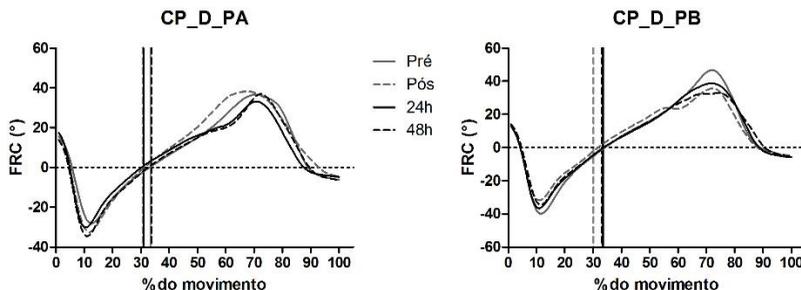
Para o acoplamento coxa-perna do membro inferior direito no STL (Tabela 10, Figura 29), apenas a fase 1 de movimento apresentou interação (protocolo x tempo) ($F=4,20$, $p<0,01$). No protocolo A desta fase não houve diferença entre os tempos, enquanto no protocolo B a FRC do acoplamento coxa-perna apresentou diminuição logo após o exercício ($p=0,04$). Além disso, houve também diferença entre os protocolo A e B no tempo *pré* ($0,03$), onde o protocolo B exibiu maiores valores de FRC.

Tabela 10. Comparação dos valores absolutos de FRC (°) do acoplamento coxa-perna do membro inferior direito durante o STL, entre os diferentes protocolos e tempos.

Fase	Protocolo	Pré	Pós	24h	48h
F1	PA	17,9±6,5	20,6±7,5	18,1±7,2	19,4±7,8
	PB	23,2±7,1 \boxtimes	20,1±6,3*	21,3±7,1	20,2±7,1
F2	PA	25,8±13,0	29,3±11,5	24,5±12,6	25,2±9,1
	PB	28,4±9,5	28,1±11,4	26,9±10,0	26,8±11,4

Legenda: PA = protocolo A; PB = protocolo B; F1 = fase 1; F2 = fase 2; *Indica diferenças em comparação ao tempo *pré*. \boxtimes Indica diferença entre os protocolo A e B.

Figura 29. FRC do acoplamento coxa-perna do membro inferior direito durante o STL, nos dois protocolos e quatro condições de tempo.



Legenda: FRC = fase relativa contínua; CP = coxa-perna; D = lado direito; PA= protocolo A; PB = protocolo B. As linhas tracejadas verticais representam a divisão entre as fases do movimento.

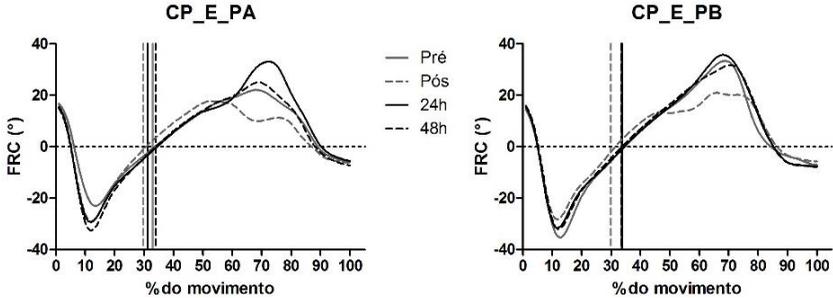
A FRC do acoplamento coxa-perna, mas do membro inferior esquerdo (Tabela 11, Figura 30), também apresentou interação (protocolo x tempo) somente para a fase 1 de movimento ($F=4,70$, $p<0,01$). Novamente, para o protocolo A não foram verificadas diferenças ao longo do tempo nos valores de FRC, enquanto no protocolo B houve diminuição dos valores de FRC logo após a aplicação do protocolo de fadiga ($p=0,01$).

Tabela 11. Comparação dos valores absolutos de FRC ($^{\circ}$) do acoplamento coxa-perna do membro inferior esquerdo durante o STL, entre os diferentes protocolos e tempos.

Fase	Protocolo	Pré	Pós	24h	48h
F1	PA	16,6±6,7	19,2±7,1	18,7±8,3	19,2±6,8
	PB	21,3±8,2	17,9±5,8*	19,5±6,9	19,5±8,2
F2	PA	21,1±8,1	21,1±8,8	25,6±12,4	21,9±8,6
	PB	22,7±8,9	24,8±11,0	22,5±8,2	23,1±7,3

Legenda: PA = protocolo A; PB = protocolo B; F1 = fase 1; F2 = fase 2; *Indica diferenças em comparação ao tempo *pré*.

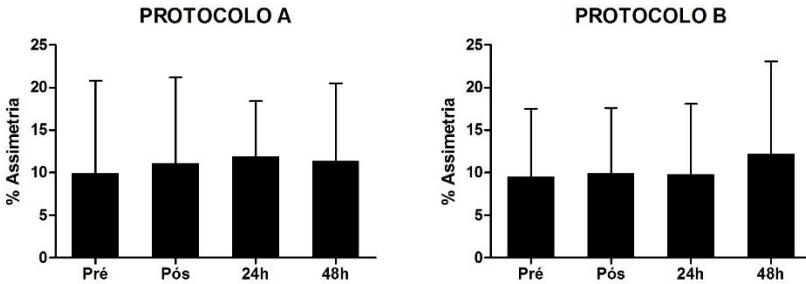
Figura 30. FRC do acoplamento coxa-perna do membro inferior esquerdo durante o STL, nos dois protocolos e quatro condições de tempo.



Legenda: FRC = fase relativa contínua; CP = coxa-perna; E = lado esquerdo; PA= protocolo A; PB = protocolo B. As linhas tracejadas verticais representam a divisão entre as fases do movimento.

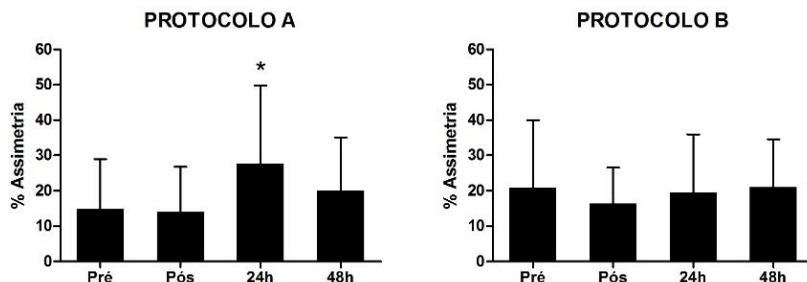
Finalmente, são exibidos a seguir os resultados referentes as assimetrias de FRC durante o STL. Para o acoplamento coxa-tronco, durante a fase 1 de movimento (Figura 31) não foram verificadas modulações relevantes dos valores de assimetrias.

Figura 31. Assimetrias de FRC do acoplamento coxa-tronco, nos diferentes protocolos, durante a fase 1 do STL.



Na fase 2 do movimento (Figura 32), no protocolo A, verificou-se que no tempo 24h há um aumento de efeito *small/moderate* (ES=0,64), nas assimetrias, em comparação ao tempo *pré*. Para o protocolo B, assim como na fase 1 do movimento, não houve modulação das assimetrias ao longo do tempo.

Figura 32. Assimetrias de FRC do acoplamento coxa-tronco, nos diferentes protocolos, durante a fase 2 do STL.



Legenda: * efeito *small/moderate*.

Para o acoplamento coxa-perna, ambas as fases de movimento tiveram comportamentos semelhantes, no sentido de não haver modulação significativa das assimetria ao longo do tempo após a aplicação de nenhum dos protocolos (Figuras 33 e 34).

Figura 33. Assimetrias de FRC do acoplamento coxa-perna, nos diferentes protocolos, durante a fase 1 do STL.

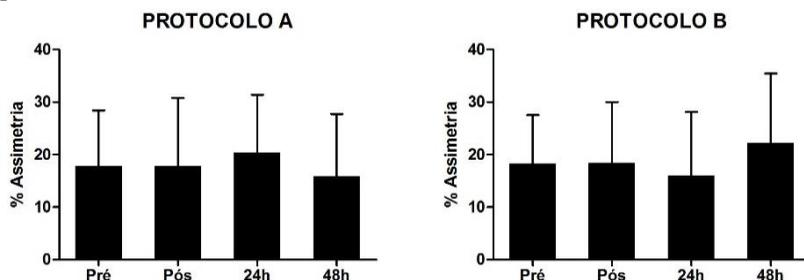
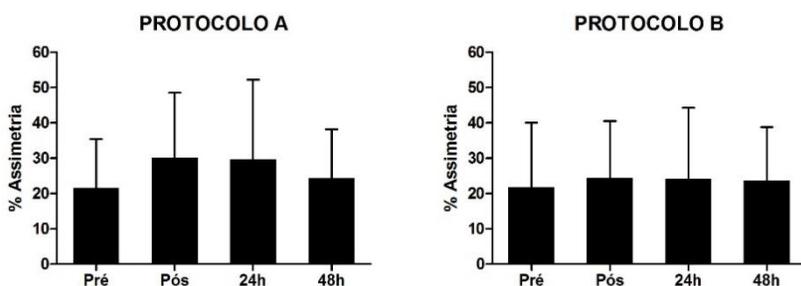


Figura 34. Assimetrias de FRC do acoplamento coxa-perna, nos diferentes protocolos, durante a fase 2 do STL.



5 DISCUSSÃO

Para uma melhor organização, a discussão desta dissertação está dividida em tópicos, semelhantes aos utilizados para a divisão dos resultados.

5.1 PROTOCOLOS DE FADIGA E O DANO MUSCULAR GERADO

O objetivo geral deste estudo foi verificar os efeitos agudos e subagudos da fadiga muscular induzida por diferentes cargas de trabalho sobre a simetria da rigidez e da coordenação intrasegmentar durante o salto vertical.

Para cumprir com tal objetivo, o primeiro objetivo específico foi verificar a ocorrência de fadiga muscular nos diferentes protocolos. Como demonstrado nos resultados, o índice de fadiga, calculado tanto a partir da altura do salto (PA -16,7%; PB -23,7%), quanto a partir da potência média (PA -15,8%; PB -27,0%), apontou a presença de fadiga em ambos os protocolos, confirmando o surgimento de níveis superiores de fadiga no protocolo B em comparação ao A. Ainda, a PSE geral foi maior para o protocolo B em comparação ao A. Assim, verifica-se que, embora o protocolo com menor carga de trabalho seja capaz de induzir fadiga muscular, o protocolo com maior carga de trabalho induz fadiga muscular em uma escala maior do que o anterior.

Os achados iniciais vão de acordo com a primeira hipótese do estudo, de que o protocolo com maior carga de trabalho apresentaria maior índice de fadiga. Verifica-se que ao dobrar o volume de trabalho, mantendo a mesma intensão de esforço (máxima), os níveis de fadiga não chegam a dobrar, mas aumentam de modo significativo, em função do aumento geral da carga de trabalho. A elaboração dos protocolos de fadiga utilizados no presente estudo baseou-se nos estudos de Twist e Eston (2005) e Lazaridis et al (2017). Lazaridis et al. (2002) utilizaram um protocolo de 10 séries de 10 CMJ's máximos para indução da fadiga muscular e confirmaram tal acontecimento através da redução de desempenho e aumento das respostas na escala de Borg; Twist e Eston (2005) utilizaram o mesmo protocolo e verificaram que além da fadiga muscular, dano muscular também foi ocasionado pelo exercício. Assim, como a intenção do presente estudo era gerar "níveis" distintos de fadiga muscular através de protocolos com cargas de trabalho diferentes, optou-se por, reduzir o volume no primeiro protocolo (A) e aumentá-lo no segundo (B), em comparação aos utilizados como referência, ficando assim com o dobro de volume no segundo protocolo.

Como segundo objetivo específico do estudo, verificou-se a ocorrência de dor muscular tardia ocasionada pelos protocolos de fadiga, que pode sugerir a presença de dano muscular. A dor muscular tardia é considerada um dos principais marcadores indiretos de dano muscular (BYRNE; TWIST; ESTON, 2004). Apesar de alguns autores desencorajarem o uso do nível de dor muscular para inferir a magnitude do dano muscular (BYRNE; TWIST; ESTON, 2004) por haver uma grande variação na respostas entre os avaliados, no presente estudo os mesmos participantes realizaram ambos os protocolos de fadiga, o que garante maior robustez nos resultados. Observou-se que a magnitude de dor relatada, em uma escala de 0-10, não diferiu entre os protocolos, porém mostrou efeito ao longo do tempo. Para todas as regiões testadas, houve um aumento da dor logo após a aplicação de ambos os protocolos de fadiga, sendo que o auge de dor foi verificado no tempo *24h*. Para as regiões do quadríceps e isquiotibiais a dor manteve seu auge ainda nas 48h seguintes, já para as regiões dos glúteos e gastrocnêmios a dor começou a diminuir neste tempo. Assim, pode-se sugerir, a partir da presença de dor muscular tardia, que houve dano muscular em decorrência da aplicação de ambos os protocolos de fadiga, o que vai ao encontro a outros achados da literatura, que também verificaram a ocorrência de dano muscular após a realização de saltos verticais ou agachamentos. No entanto, a hipótese era de que ambos os protocolos induziriam dor muscular tardia mas magnitudes maiores de dor seriam verificadas após o protocolo com maiores cargas de trabalho e foi, portanto, refutada.

O dano muscular, como já elucidado, é um fenômeno onde ocorrem micro lesões do tecido muscular em função de exercícios realizados de forma intensa ou que não habitual (CLARKSON; HUBAL, 2002; BYRNE; TWIST; ESTON, 2004). Além disso, já é bastante elucidado na literatura, que exercícios que envolvam ações musculares excêntricas prolongadas e/ou intensas provocam dano muscular em maior escala quando comparados aqueles que utilizam outros tipos de contração muscular, como a concêntrica ou isométrica (CLARKSON; HUBAL, 2002; BYRNE; TWIST; ESTON, 2004). Assim, esperava-se que o protocolo com maior carga de trabalho (PB), por envolver ações do CAE de forma intensa e mais prolongada, fosse gerar maiores magnitudes de dor muscular. Vale ressaltar que uma comprovação mais acurada através da análise sangue seria ideal para esta confirmação, mas parece que um volume total de 70 saltos verticais contínuos (PA) foi o suficiente para provocar dano muscular (presumido

pela dor muscular tardia) semelhante ao ocorrido no protocolo de maior volume (140 saltos).

Uma explicação bastante razoável para isto é o *efeito do estímulo repetido*, chamado em inglês de *repeated bout effect* (CLARKSON; HUBAL, 2002). Tal efeito sugere que, a realização de uma sessão de estímulo, que provoque dano muscular, induz a adaptações as quais irão criar uma espécie de efeito protetor, assim, na próxima sessão de estímulo o tecido muscular estará menos suscetível ao dano muscular, sendo verificado, por exemplo, menos dor e uma recuperação de força muscular mais rápida (CLARKSON; HUBAL, 2002). Em seu estudo de revisão, Clarkson e Hubal (2002) apontam que, embora os mecanismos por trás do efeito do estímulo repetido não sejam elucidados, sugere-se que este efeito ocorra devido a fatores neurais, como o padrão de recrutamento mais eficiente; diminuição ou otimização dos processos inflamatórios; aumento no número de sarcomeros em série; ou redução das fibras suscetíveis a stress envolvidas no exercício.

O efeito protetor causado pelo dano muscular da primeira sessão de estímulos aparece após uma semana do estímulo e pode perdurar por até seis meses (NOSAKA et al., 2001; CLARKSON; HUBAL, 2002), mas é perdido no máximo entre o 9º e o 12º mês após o estímulo (NOSAKA et al., 2001). Tem sido demonstrado também, que mesmo uma sessão de estímulos que gere uma pequena quantidade de dano muscular, pode promover um efeito protetor na sessão de estímulos subsequente, mesmo que esta seja mais intensa que a primeira (CLARKSON; HUBAL, 2002; HOWATSON; VAN SOMEREN; HORTOBÁGYI, 2007). Assim, como no presente estudo o intervalo entre a aplicação dos protocolos foi de uma semana, pode-se especular que o protocolo de fadiga com menor carga de trabalho (PA), possa ter provocado um dano muscular capaz de gerar um efeito protetor sobre o protocolo de fadiga com maior carga de trabalho (PB), o qual teve os efeitos do dano muscular reduzidos, ficando semelhantes ao do primeiro protocolo.

Outros dois pontos acerca da dor muscular tardia verificada no presente trabalho e que valem a pena serem discutidos são o pico da dor e a magnitude da dor nas diferentes regiões. Em relação ao pico da dor, observou-se que o mesmo se deu 24h após a aplicação de ambos os protocolos de fadiga. De acordo com a literatura, o pico de dano muscular ocorre entre as 24h e 48h pós-exercício (BYRNE, TWIST, ESTON, 2004), assim esta evidência reforça a suposição de ocorrência de dano muscular.

Já em relação a magnitude da dor nas diferentes regiões corporais testadas, as regiões com mais dor foram, nesta ordem: quadríceps, glúteos, isquiotibiais e gastrocnêmios. Isto parece coerente quando se pensa na ação primária do quadríceps nos movimentos de flexão de quadril (ação excêntrica) e extensão de joelhos (ação concêntrica), presentes no salto vertical. Ainda, na fase de positiva do movimento há uma ação primária do glúteo e secundária dos isquiotibiais na extensão de quadril (ação concêntrica). Os gastrocnêmios são os motores primários da flexão dos tornozelos, mas por esta musculatura ser menos exigida em comparação as anteriores não é surpresa que tenha apresentado uma magnitude menor de dor.

5.2 VARIÁVEIS DE DESEMPENHO DO SALTO VERTICAL

O terceiro objetivo específico desta dissertação foi analisar os parâmetros relacionados ao desempenho do salto vertical (CMJ), antes, imediatamente após, 24h e 48h posteriormente a aplicação dos protocolos de fadiga com diferentes cargas de trabalho. A análise logo após a aplicação dos protocolos mostra a influência dos efeitos agudos da fadiga na performance do salto, enquanto que as repostas de performance analisadas nos instantes 24h e 48h poderão indicar as repostas subagudas da fadiga ou do dano muscular gerado pelos protocolos.

Em relação à altura do salto, que é a variável que de fato representa o desempenho do salto vertical, após a aplicação do PA não houve alteração significativa da mesma ao longo do tempo. Já logo após a aplicação do PB houve uma diminuição da altura do salto, sendo que a recuperação completa do desempenho ocorreu somente no tempo 48h. O impulso se comportou de forma muito semelhante à altura do salto, não havendo alteração desta variável ao longo do tempo após a aplicação do PA. Houve, no entanto, uma diminuição do impulso logo após a aplicação do PB, a diferença foi que o impulso retornou aos valores basais já no tempo 24h. Finalmente, em relação à potência, tanto pico quanto média, observou-se que logo após a aplicação de ambos os protocolos de fadiga houve uma queda dos valores de potência, que retornaram aos valores de baseline no tempo 24h.

A hipótese para este objetivo era que haveria queda em todos os parâmetros de desempenho do salto vertical após a aplicação de ambos os protocolos de fadiga, com mais ênfase após o protocolo de fadiga com maior carga de trabalho, sendo este efeito prolongado. Com pode-se observar, os resultados corroboraram em partes com esta hipótese.

A fadiga muscular está associada a incapacidade de sustentação de um esforço físico (MORIN et al., 2011), ou seja, uma queda de desempenho físico da atividade que está sendo executada é esperada após o aparecimento da fadiga muscular. Além disso, a fadiga muscular tem caráter progressivo e é tarefa-dependente (ENOKA; STUART, 1992), assim, o volume/intensidade (carga de trabalho) do exercício fatigante está relacionado as respostas nos “níveis” de fadiga instalados, podendo surgir a partir disto diferentes adaptações do sistema neuromuscular (KUITUNEN et al., 2002). Nicol, Komi e Avela (2006) sugerem que exercícios mais intensos ou mais prolongados provocariam prejuízos maiores a função muscular. Diante disto, foi embasado que, embora ambos os protocolos de fadiga fossem capazes de provocar queda nos parâmetros de desempenho do salto vertical, o protocolo com maior carga de trabalho resultaria em uma maior queda do desempenho. Baseado na informação de que o pico de dano muscular se dá por volta das 24h posteriores ao exercício (BYRNE; TWIST; ESTON, 2004; NICOL; AVELA; KOMI, 2006), e que o dano muscular provoca, entre outras consequências, queda na função muscular e presença de dor muscular tardia (BYRNE; TWIST; ESTON, 2004), foi hipotetizado que o desempenho continuaria diminuído nas 24h ou 48h seguintes.

Alguns comportamentos foram ao encontro com a hipótese formulada, como por exemplo a queda dos valores de todas as variáveis relacionadas ao desempenho logo após a atividade fatigante. O alto estresse mecânico produzido pelos movimentos de ciclo alongamento-encurtamento provocaram fadiga, provavelmente de origem periférica (embora isto seja especulação, uma vez que não foi mensurado), que está relacionada ao acúmulo de metabólitos, depleção energética e alterações na liberação/reabsorção de cálcio (SAHLIN, 1992; WILLIAMS; KLUG, 1995; ASCENSÃO, et al., 2003). Isto acarretou em queda na função muscular, e consequentemente nos valores observados para todas as variáveis relacionadas ao desempenho, imediatamente após a aplicação dos protocolos de fadiga (NICOL; AVELA; KOMI, 2006).

Porém, esta diminuição por vezes ocorreu apenas após a aplicação do PB. Além disso, o retorno aos valores basais ocorreu de forma diferente entre algumas variáveis, e também diferente do esperado. Diante disto, é relevante tentar entender o que ocasionou os resultados observados. Especificamente em relação à altura do salto, parece que a fadiga induzida pelo PA (comprovada através do índice de fadiga), mesmo tendo ocasionado dano muscular (sugerido pela dor muscular tardia) não foi capaz de provocar uma redução significativa do

desempenho. O valor de redução observado entre os tempos *pré* e *pós*, no PA, foi de 2,0cm, ou seja, 4,1% da performance inicial, mas não foi significativa em termos estatísticos. Assim pode-se sugerir que índices de fadiga pequenos não sejam suficientes para reduzir a função muscular a ponto de esta prejudicar a capacidade de manutenção da performance. Outra possível explicação para o ocorrido, é que o tempo de intervalo (1min20s) entre o exercício fatigante, que provocou um índice de fadiga baixo (~15%), e a avaliação do tempo *pós*, possa ter sido suficiente para a recuperação do sistema metabólico utilizado. Ainda, pensando em situações esportivas, Dal Pupo (2014b) aponta que um volume de exercício não tão alto, como um tempo de uma partida de futsal, apesar de ser realizado em intensidade máxima, não produz tanto prejuízo à função muscular, sendo que somente o acumulado de dois tempos (partida completa – maior volume) parece depreciar a performance. Apesar do protocolo de fadiga utilizado por Dal Pupo (2014) ser bastante diferente dos utilizados no presente estudo pode-se refletir que no presente estudo também foi necessário o dobro do volume do exercício para que a função muscular fosse afetada a ponto de prejudicar a performance da tarefa.

Nas 24h posteriores a aplicação do PA, mesmo com a presença de dor muscular tardia, não se observou alteração da altura do salto. Uma vez que a fadiga muscular aguda também não foi suficiente para provocar esta alteração, parece que o dano muscular (sugerido pela dor) induzido pelo PA, não foi relevante para modificar este parâmetro. O motivo de não haver esta alteração no PA, mas haver no PB, cuja magnitude de dor relatada foi semelhante, pode sugerir que o nível de dor não represente completamente a quantidade de dano presente, assim, após o PB, embora a dor fosse equivalente à aplicação do PA, o dano muscular presente poderia ser maior. Os efeitos agudos e subagudos da fadiga muscular sobre a altura do salto após a aplicação do PB foram os esperados na hipótese.

O impulso, que é a multiplicação de uma força pelo tempo que ela é aplicada, é uma variável determinante para a altura do salto vertical (KIRBY, et al., 2011). Como o impulso está altamente correlacionado à altura do salto (KIRBY, et al., 2011), não é surpresa que o comportamento do mesmo tenha sido bastante semelhante ao da altura do salto após a aplicação dos protocolos de fadiga. Após a execução do PA, o impulso não sofreu alterações significativas, assim como a altura do salto, e os motivos sugeridos podem ser, em partes, os mesmos: nível de fadiga gerado insuficiente para alterações; ou recuperação do sistema metabólico utilizado durante o intervalo entre o protocolo e a avaliação

do tempo *pós*. Ainda, pode ter havido uma compensação, no sentido de que, a força para geração do impulso diminuiu, mas o tempo de aplicação de força pode ter aumentado, fazendo que o impulso se mantivesse estável (PEREIRA, et al., 2014). O PB parece ter sido mais eficiente em ocasionar uma queda nos valores de impulso, que é considerada uma consequência da fadiga muscular, como já elucidado. Porém o retorno aos valores de baseline desta variável já nas 24h posteriores ao exercício foi inesperado. Ao analisar o comportamento parece que há uma recuperação desta variável (no tempo *24h*), apesar do dano muscular presente, ou seja, parece que o dano muscular não teve influência sobre o impulso.

Por fim, em relação à potência, como o comportamento da potência pico e da potência média foi exatamente o mesmo ao longo do tempo e dos protocolos, esta será discutida como uma variável única, que será chamada apenas de potência. Houve queda da potência logo após a aplicação de ambos os protocolos de fadiga, como já era esperado por consequência da fadiga (TWIST; ESTON, 2005; DAL PUPO et al., 2013; KRISTOFFERSEN et al., 2018. Porém, a magnitude da diminuição da potência após o exercício fatigante foi a mesma, independente do protocolo. Esperava-se que o PB provocasse um queda maior dos valores de potência em comparação ao PA, pois devido ao fato de a fadiga muscular ser tarefa dependente, sugere-se que maiores cargas de trabalho provoquem uma progressão maior da fadiga (NICOL; KOMI; AVELA, 2006). Uma vez que o índice de fadiga obtido através da potência na atividade fatigante foi diferente entre os protocolos, parece que diferentes progressões da fadiga, geradas por diferentes cargas de trabalho, possuem o mesmo efeito deletério na potência de membros inferiores durante o salto vertical. Ou seja, no presente estudo, a magnitude da diminuição da potência não é afetada pelo “nível” de fadiga provocado. Outra possível explicação para o ocorrido é a presença de um efeito protetor, surgido após a aplicação do PA (CLARKSON; HUBAL, 2002).

O retorno aos valores basais da potência se deu já nas 24h seguintes ao exercício, também para ambos os protocolos, e isto foi inesperado. Grande parte dos estudos aponta que a potência ainda não apresenta recuperação 24h após exercício, sendo recuperada somente 72h após (BYRNE; TWIST; ESTON, 2004; TWIST; ESTON, 2005). Dos estudos consultados apenas um demonstrou recuperação da potência nas 24h após o exercício fatigante (KRISTOFFERSEN et al., 2018). O objetivo do estudo foi comparar a produção de potência, marcadores de dano muscular e marcadores biomecânicos de estresse

metabólico após uma sessão de treinamento de força intenso e treinamento de *sprints* curtos. Houve queda da produção de potência logo após as sessões de treinamento. No entanto, foi verificado que embora os níveis de creatina quinase e a dor muscular tardia ainda estivesse elevados nas 23h após ambas as sessões de treinamento, a produção de potência já havia retornado aos valores basais (KRISTOFFERSEN et al., 2018). Os autores atribuíram tal recuperação primordialmente ao alto nível de treinamento dos atletas testados. Contudo, apesar de fisicamente ativos, a presente amostra não era altamente treinada, assim, a causa da recuperação da potência já no tempo 24h não pode ser atribuída a isto. Novamente parece que o dano muscular gerado pelos protocolos indutores de fadiga não foi suficiente para afetar a produção de potência.

Em geral, parece que o dano muscular, sugerido através da dor muscular tardia, teve influência somente no desempenho final do salto vertical (altura do salto) no presente estudo, não tendo influência em parâmetros ligados ao desempenho, como o impulso e a potência. Assim, pode-se sugerir que a não recuperação da altura do salto no tempo 24h, se deva a influência do dano em outros parâmetros ligados ao controle de movimento e não necessariamente aos parâmetros cinéticos citados.

Deste modo, em relação aos efeitos agudos da fadiga muscular (logo após) parece que somente níveis maiores de fadiga são capazes de alterar a altura do salto e o impulso, enquanto a potência é afetada independentemente do nível de fadiga. Os efeitos subagudos (24h e 48h), como possível presença de dano muscular, parecem não influenciar nos parâmetros ligados a performance do salto vertical, com exceção da altura do salto que sofreu prejuízos subagudos em função de níveis mais elevados de fadiga muscular.

5.3 RIGIDEZ DOS MEMBROS INFERIORES

Antes de abordar as assimetrias de rigidez, que são, juntamente com as assimetrias de coordenação, o objeto principal de estudo desta dissertação, é necessário verificar o comportamento da rigidez para cada membro inferior ao longo do tempo, ou seja, analisar e comparar a K_{LEG} de cada um dos membros inferiores durante a fase de aterrissagem do CMJ e STL, antes, imediatamente após, 24h e 48h posteriormente a aplicação dos diferentes protocolos de fadiga. Como já verificado nos resultados, tanto para o CMJ quanto para o STL, não houve alteração aguda ou subaguda dos valores de K_{LEG} de nenhum dos lados corporais,

após a aplicação dos protocolos de fadiga, assim como não houve diferença dos valores entre os protocolos.

A hipótese era que ambos os protocolos de fadiga causariam diminuição da rigidez de membros inferiores imediatamente após sua aplicação, sendo este efeito também esperado nos instantes 24h e/ou 48h. Analisando a literatura, a maioria dos estudos consultados envolvendo saltos verticais apontou para uma diminuição da rigidez em função da fadiga muscular (HORITA et al., 1996; KUITUNEN et al., 2002; KUITUNEN et al., 2007; DAL PUPO et al., 2013; LAZARIDIS et al., 2017), inclusive com efeito prolongado (HORITA et al., 1996; KUITUNEN et al., 2002). Os principais motivos apontados para esta diminuição foram: redução na pré ativação dos músculos do tríceps sural e extensores de joelho, que são responsáveis pelo ajuste da rigidez do membro inferior (KUITUNEN et al., 2002; LAZARIDIS et al., 2017); redução na força máxima de reação do solo, que tem impacto direto no cálculo de K_{LEG} (KUITUNEN et al., 2007); em função da perda de força, há maior tempo de contato com o solo, o que permite maior excursão de movimento, e conseqüentemente menor rigidez (DAL PUPO et al., 2013; KUITUNEN et al., 2007); mecanismo protetor contra lesões de alto impacto (HUGHES; WATKINS, 2008; LAZARIDIS et al., 2017); e por fim, diminuição do reflexo de alongamento (LAZARIDIS et al., 2017), o que pode afetar a capacidade de frenagem do movimento (permitindo também maior excursão de movimento).

Para os estudos envolvendo saltos verticais que também não observaram modificações da rigidez em função da fadiga muscular (PADUA, et al., 2006; KUITUNEN et al., 2007; MUDIE et al., 2016), diversas explicações são apresentadas. Padua e colaboradores (2006) atribuíram a manutenção dos níveis de rigidez perante a fadiga muscular à alterações em estratégias de controle motor, como modificação do padrão de ativação muscular e estratégias de inibição do músculo antagonista. O que é parcialmente corroborado por Mudie et al. (2016), os quais sugerem que a rigidez é mantida em situação de fadiga muscular graças a alterações da coordenação motora. Kuitunen et al. (2007), no estudo já citado anteriormente, observaram diminuição da rigidez após um protocolo envolvendo 100 drop jumps intermitentes em um instrumento de trenó mais saltos submáximos contínuos até a exaustão; porém só os 100 drop jumps intermitentes não foram capazes de alterar a rigidez. Os autores sugerem que isto possa ser devido à baixa carga metabólica imposta pelo exercício intermitente, o qual permite, mesmo que pequena, uma recuperação entre os saltos.

Tais fatores acima mencionados podem assim, explicar os resultados encontrados no presente estudo. A primeira opção seria uma alteração em estratégias de controle motor, como a coordenação ou o padrão de ativação muscular, deste modo, o nível de rigidez é mantido pela alteração de outros parâmetros ligados ao controle de movimento, como sugerido por Padua et al. (2006). O padrão de ativação muscular não pode ser verificado no presente estudo, uma vez que não foi utilizada a eletromiografia, além disso, a coordenação do CMJ foi avaliada em um instante do salto diferente daquele que é avaliada a rigidez. Assim, apesar de esta ser uma explicação bastante razoável para o ocorrido, a mesma não pode ser confirmada, apenas especulada. Para o STL a coordenação foi avaliada no mesmo instante da aterrissagem que a rigidez, e houveram alterações da coordenação, então é mais seguro afirmar que este possa ter sido o motivo para a manutenção da rigidez.

Outra possível explicação é que os protocolos intermitentes de salto vertical, somados ao intervalo entre a atividade fatigante e os saltos CMJ e STL realizados no tempo *pós* permitiram uma recuperação muscular parcial e conseqüentemente implicando na não-modificação de rigidez dos membros inferiores. A maioria dos estudos avalia a rigidez no último ou últimos saltos do próprio protocolo de fadiga. O fato da rigidez ter sido avaliada no presente trabalho em um salto isolado 1min20s após o protocolo de fadiga pode ter influenciado nos resultados observados. Ainda, pode-se especular que, apesar de ter ocorrido fadiga muscular, demonstrada pelo índice de fadiga e queda nos parâmetros relacionados ao desempenho, esta não foi suficiente para causar alterações da rigidez de membros inferiores.

Um último possível motivo para o ocorrido é de que houve uma queda na força de reação do solo máxima (o que alteraria a rigidez), mas esta foi compensada por uma diminuição do deslocamento trocanter (menor amplitude de movimento), fazendo com que o valor de rigidez permanecesse estável. Porém, isto só pode ser especulado, uma vez que os valores isolados de FRS e deslocamento do trocanter não foram analisados.

Mesmo não correspondendo a hipótese inicial, os achados são relevantes. Levando em consideração, por exemplo, que a rigidez tem associação com lesões, é interessante pensar que a fadiga muscular ocasionada por um exercício intermitente não é capaz de gerar alterações da mesma, nem de forma aguda nem de forma subaguda. Levando para a prática esportiva, alguns estudos tem sugerido que condições aumentadas ou reduzidas de rigidez verificadas após exercícios extenuantes podem estar associadas à incidência de lesões

(GRANATA; PADUA; WILSON, 2002; WATSFORD et al., 2010; PRUYN et al., 2012). Assim, com base em nossos resultados pode-se sugerir que, nos dias subsequentes a uma atividade intermitente envolvendo o CAE, como por exemplo uma partida de voleibol ou basquetebol, os atletas poderão realizar um treinamento físico com saltos, sem comprometimento da rigidez e, portanto, com menor propensão à lesões advindas das modificações da rigidez musculotendínea.

O objetivo específico seguinte foi analisar e comparar a simetria da rigidez entre os membros inferiores, antes, imediatamente após, 24h e 48h posteriormente a aplicação de protocolos de fadiga com diferentes cargas de trabalho. Resumidamente, no CMJ, não houve alteração das assimetrias após a aplicação do PA, enquanto após o PB houve uma diminuição de efeito *small/moderate* no tempo 24h. Já no STL, não houve alteração das assimetrias de K_{LEG} após a aplicação de nenhum dos protocolos de fadiga.

Foi sugerido que a fadiga muscular poderia pronunciar ou acentuar assimetrias entre os membros inferiores (ZIFCHOCK et al., 2008a; RADZAK et al., 2017). Radzak et al. (2017), por exemplo, verificaram que após a fadiga muscular houve um aumento da simetria, ou seja, diminuição das assimetrias, da rigidez vertical, enquanto a rigidez articular do joelho teve uma tendência a se tornar mais assimétrica. Porém, não havia evidências suficientes na literatura que suportassem alguma hipótese sobre a modulação, ou não, de assimetrias nos tempos 24h e 48h. Diante disto, a hipótese era que haveria modulação das assimetrias da rigidez entre os membros inferiores após a aplicação de ambos os protocolos de fadiga. A hipótese foi portanto, refutada, uma vez que nenhuma das situações contemplou exatamente o comportamento esperado.

Inicialmente é importante ressaltar que os sujeitos do estudo já apresentavam condição de assimetrias de K_{LEG} entre os membros inferiores na condição *pré* de todas as situações testadas (movimentos e protocolos), uma vez que os valores observados foram maiores que 10% (HOBARA; INOUE; KANOSUE, 2013). Outros estudos envolvendo a rigidez também verificaram assimetrias desta entre os membros inferiores na amostra avaliada (HOBARA; INOUE; KANOSUE, 2013; MALONEY et al., 2016b; GIRARD et al., 2017; RADZAK et al., 2017), apesar de utilizarem métodos diferentes para a detecção das mesmas.

Apesar do resultado obtido ser contra nossa hipótese, é necessário procurar entender as possíveis causas para tal achado. Girard et al. (2017) também não observaram diferenças nas assimetrias de rigidez

vertical após a fadiga muscular, os autores sugeriram que estes resultados possam ter ocorrido principalmente devido a dois motivos: ou a fadiga muscular, mesmo tendo efeito em diversos parâmetros relacionados ao desempenho e ao controle de movimento, não tem efeito sobre a simetria dos mesmos; ou ambos os membros foram fadigados de forma igualitária, o que, pela lógica, não alteraria as assimetrias observadas antes da fadiga.

Ainda não é clara a origem das assimetrias funcionais (RICE; SEELEY, 2010; BISHOP et al., 2018), mas alguns pesquisadores apontam para a lateralidade como uma das possíveis causas (NEWTON et al., 2006; RICE; SEELEY, 2010; FORT-VANMEERHAEGHE et al., 2016). A lateralidade é a preferência na utilização de um dos lados corporais para o desempenho de tarefas motoras, e pode se dar por fatores como a demanda esportiva específica (SADEGHI et al., 2000; NEWTON et al., 2006; BISHOP et al., 2018; MALONEY, 2018). Em esportes com demandas assimétricas, como o tênis, por exemplo, podem surgir adaptações neuromusculares no membro dominante/preferido que não surgem na mesma proporção no membro contralateral, e isto pode levar a assimetrias funcionais (FORT-VANMEERHAEGHE et al., 2016; OTSUKA; KURIHARA; ISAKA, 2017; BISHOP et al., 2018; MALONEY, 2018). Diante disto e dos resultados do presente estudo, pode-se especular que a fadiga não possa modificar esta lateralidade, não alterando assim as assimetrias já existentes.

O formato do estímulo dos protocolos de fadiga (intermitente), somado ao tempo de intervalo entre a atividade fatigante e a avaliação pós-fadiga, pode ser também sugestionado para elucidar o achado do presente estudo; Uma vez que, como já mencionado, a fadiga muscular pode ter sido insuficiente para causar modulações na rigidez de cada membro inferior separadamente, ou mesmo pode ter havido uma recuperação dos parâmetros alterados em cada um dos membros, isto resultaria também em uma não alteração das assimetrias já presentes (tempo *pré*).

Uma alteração em variáveis ligadas ao controle de movimento, como, por exemplo, a coordenação intrasegmentar, também pode ser sugerida para explicar a manutenção das assimetrias de rigidez após a fadiga muscular. Como será discutido a diante, no presente estudo algumas alterações da coordenação do acoplamento coxa-perna foram observadas no tempo *pós*, o que pode sugerir uma modificação do padrão motor para conservação dos níveis de simetria de rigidez neste tempo. Além disso, o indivíduo poderia alterar, por exemplo, o nível, a

ordem ou o tempo de ativação muscular para manter o mesmo nível de simetria, ou assimetria no caso (PADUA et al., 2006).

Outro possível motivo especulado, também ligado indiretamente a alterações de coordenação, é uma compensação dos parâmetros que formam a rigidez. Embora no presente estudo não tenham sido analisados os dados de FRS de forma específica, o que pode ser inclusive uma limitação da presente pesquisa, alguns estudos apontam para a alteração da FRS (KUITUNEN et al, 2007; LAZARIDIS et al., 2017) em função da fadiga, o que alteraria a rigidez no membro em questão. Assim, pode ser sugerido que um dos membros possa ter sofrido uma diminuição ou aumento da FRS após a fadiga, o que causaria uma maior assimetria entre membros, porém isto foi compensado por um aumento ou diminuição no deslocamento do trocanter no membro contralateral, o que faz com que as assimetrias entre os membros se mantenham estáveis.

Em relação aos efeitos subagudos da fadiga muscular (tempos 24h e 48h) sobre a assimetria de rigidez no movimento de STL, também não houve nenhuma alteração. Destaca-se que não foram encontradas evidências na literatura que auxiliassem na formulação de uma hipótese ou mesmo na explicação dos achados do presente estudo em relação ao efeito prolongado da fadiga muscular (24h/48h) sobre a simetria de rigidez. Assim, apenas especulações podem ser realizadas, onde o motivo mais plausível para tais achados talvez seja que a fadiga muscular gerada não foi suficiente para causar alterações, nem de forma aguda, nem de forma subaguda nas assimetrias. Ainda, pode-se supor que os efeitos subagudos da fadiga muscular, como possível presença de dano muscular, não influencia ou modifica as assimetrias de rigidez.

Por outro lado, no movimento de CMJ, embora não tenha sido verificada modulação das assimetrias nos tempos 24h e 48h após a aplicação do PA (talvez pelos mesmo motivos apontados acima), houve diminuição (*small/moderate*) das assimetrias no tempo 24h após a aplicação do PB. O pico de dor muscular (especulado) coincide com a alteração da assimetrias de K_{LEG} , assim, parece que o mesmo possui influência sobre esta variável no CMJ, embora isto não ocorra no STL. Diante da informação, por exemplo, de que há diferenças bilaterais de força entre os membros na execução do CMJ para algumas populações (SCHONS et al., 2018), pode-se sugerir que na presente amostra os efeitos deletérios do pico de dano muscular na produção de força tenham minimizado a diferença bilateral desta variável, o que indiretamente, talvez tenha influenciado a diferença bilateral de rigidez. Outro possível motivo, é que a diminuição da FRC, ou seja, a alteração

da coordenação observada no presente estudo no tempo 24h para o acoplamento coxa-perna, possa ter influenciado no comportamento das assimetrias.

A razão de ter havido modulação das assimetrias de rigidez 24h após aplicação do PB no CMJ e não no STL ainda não é clara, uma vez que a mesma é mensurada em ambos os movimentos na fase de aterrissagem. Como será discutido a diante, nas assimetrias de FRC também houve alteração após o CMJ mas não após o STL. Isto pode sugerir que pelo STL ser um movimento mais controlado, a alteração dos níveis de assimetrias presentes no tempo *pré* em função da fadiga seja mais contida.

Por fim, alguns aspectos devem ser ressaltados na análise de assimetrias. Existe uma grande heterogeneidade (alto coeficiente de variação) nas assimetrias entre sujeitos, o que pode limitar, em certo ponto, a interpretação de médias de assimetrias. Além disso, por terem sido utilizadas análises estatísticas diferentes, é equivocada a interpretação de que se não houve modulação dos valores absolutos de K_{LEG} em nenhum dos lados corporais ao longo do tempo, também não deveria haver nas assimetrias, afinal a análise de magnitude utilizada nas assimetrias independe da análise inferencial utilizada para os valores absolutos de K_{LEG} . É possível que, devido ao tipo de análise, as modulações nos valores de cada membro não tenham sido significativas, mas isto não quer dizer que elas não existiram em nível suficiente para alterar os níveis de assimetria.

5.4 COORDENAÇÃO INTRASEGMENTAR

Por fim, partindo para a discussão dos resultados relativos a coordenação intrasegmentar, inicialmente serão discutidos os resultados dos valores de cada lado corporal, e na sequência, as assimetrias. Portanto, o primeiro objetivo específico relacionado a esta variável foi analisar e comparar a coordenação, por meio da FRC, dos acoplamentos coxa-tronco e coxa-perna de cada um dos lados corporais, durante a fase de impulsão do CMJ e aterrissagem do STL, antes, imediatamente após, 24h e 48h posteriormente a aplicação dos diferentes protocolos de fadiga.

Vale lembrar, antes mesmo do resumo de resultados, que a FRC foi avaliada em duas fases de movimento, tanto para o CMJ, quanto para o STL. Para o CMJ, a fase 1 de movimento corresponde a fase negativa que antecede o salto, desde o início do contra movimento até a posição de maior agachamento, enquanto a fase 2 de movimento diz respeito a fase de impulsão (positiva). Já para o STL, a fase 1 de movimento é

aquela desde o toque dos pés no solo na aterrissagem até a posição de maior agachamento, e a fase 2 de movimento vai desta última até o retorno a posição ereta. Além disso, destaca-se que quanto mais próximo de 0° mais “em fase” é considerado o movimento, enquanto mais próximo de 180° o movimento é considerado mais “fora de fase”.

No CMJ, a FRC do acoplamento coxa-tronco não sofreu alterações em nenhum dos lados corporais ou fases do movimento, em nenhum dos tempos. Já para o acoplamento coxa-perna, no membro inferior direito, houve uma diminuição da FRC na fase 1 do movimento, no tempo *24h* após ambos os protocolos de fadiga; e para o membro inferior esquerdo, também após ambos os protocolos, houve um aumento da FRC no tempo *pós*, sendo que no tempo *24h* a FRC retornou aos valores basais.

No STL, o acoplamento coxa-tronco, na fase 1 de movimento após ambos os protocolos de fadiga, não apresentou alterações nos valores de FRC ao longo do tempo, em nenhum dos lados corporais; No entanto, na fase 2 de movimento, ambos os lados corporais tiveram queda dos valores de FRC no tempo *24h*, porém para o lado direito isto aconteceu apenas após o PA, enquanto para o lado esquerdo isto ocorreu após o PA e o PB. Em relação aos valores de FRC do acoplamento coxa-perna, na fase 1 de movimento, houve uma diminuição dos mesmos, para ambos os membros, imediatamente após a aplicação do PB; enquanto na fase 2 de movimento nenhuma alteração dos valores de FRC foi observada, em nenhum dos tempos, protocolos ou membros.

A hipótese do estudo era de que os dois protocolos de fadiga seriam capazes de causar alterações da FRC imediatamente após sua aplicação, assim, foi aceita, uma vez que pelo menos uma das situações testadas sofreu alterações pós-fadiga. A hipótese foi baseada no fato de que grande parte dos estudos consultados que avaliaram a coordenação no salto vertical após ou ao longo de uma atividade fatigante (independentemente do método utilizado), apontou para uma modulação da mesma, em função de fatores como alterações na capacidade de produção de força devido a fadiga, compensação na coordenação de alguns segmentos para a manutenção da performance e/ou mecanismo protetor contra lesões (MADIGAN; PIDCOE, 2003; JAMES; DUFEEK; BATES, 2006; DAL PUPO et al., 2013; LAZARIDIS et al., 2017). Vale ressaltar que não foi formulada uma hipótese acerca do efeito prolongado (24 e 48h) da fadiga muscular sob esta variável pela falta de embasamento da literatura.

A FRC foi avaliada em diferentes movimentos, fases de movimento e acoplamentos e a comparação de resultados entre estas

diferentes situações deve ser evitada devido a especificidade de cada uma. Em relação aos movimentos, por exemplo, embora em ambos (CMJ e STL) a FRC tenha sido mensurada durante as fases de descida e subida, a ação das forças agindo sobre os movimentos é totalmente diferente. Enquanto no CMJ o sujeito parte do chão e realiza um agachamento com a intenção de aplicar força propulsiva na fase de subida, no STL o sujeito realiza um agachamento para amortecer a FRS, uma vez que esta aterrissagem é proveniente de uma altura de 45cm. Na sequência do movimento a aplicação de FRS na fase de subida é suficiente apenas para o sujeito retornar a posição ereta. Já em relação aos distintos acoplamentos analisados (coxa-tronco e perna-coxa) a diferença de resultados entre estes dentro do mesmo movimento parece normal, uma vez que os acoplamentos tem papéis diferentes na coordenação total do movimento (PEREIRA et al., 2014). No entanto, a discussão dos resultados observados pode ser realizada de maneira conjunta, uma vez que os motivos sugeridos para explicar as alterações ou não de FRC em função da fadiga são os mesmos.

De modo geral, não foi verificado efeito significativo da fadiga muscular aguda (tempo *pós*) na maioria das situações. Este resultado corrobora com os achados de alguns estudos consultados que também não verificaram alteração da coordenação em função da fadiga muscular (RODACKI et al., 2001; DAL PUPO, et al., 2013; PEREIRA et al., 2014), embora em dois deles o método de medição de coordenação seja diferente. Após não verificar alteração da coordenação depois de um protocolo de saltos contínuos máximos, embora de volumes diferentes, Rodacki, Fowler, Bennett (2001), Dal Pupo et al. (2013) e Pereira et al., (2014), se apoiaram na sugestão da existência de um padrão de estimulação pré-programado, o qual, mesmo com a presença da fadiga muscular, mantém a execução de movimento através de comandos fixos. Assim, pelo fato do salto vertical ser um movimento com padrão de movimento restrito e específico, assim como o STL, nem mesmo a fadiga muscular seria capaz de causar alterações neste padrão (PEREIRA et al., 2014).

Entretanto, algumas alterações da FRC foram observadas logo após a aplicação do PB para o acoplamento coxa-perna no STL (ambos os membros) e logo após a aplicação de ambos os protocolos para o mesmo acoplamento, mas no CMJ (membro inferior esquerdo). Enquanto o movimento de STL ficou mais “em fase” nesta situação, o movimento de CMJ ficou mais “fora de fase”. Outros estudos que também verificaram alteração da coordenação em função da fadiga muscular justificaram seus achados com a sugestão de que esta alteração

seja uma compensação do controle motor para a tentativa de manutenção da performance da tarefa diante da perda de força muscular ocasionada pela fadiga muscular (MADIGAN; PIDCOE, 2003; JAMES; DUFEK; BATES, 2006; DAL PUPO et al., 2013; LAZARIDIS et al., 2017); ou mesmo um mecanismo protetor contra lesões de impacto, na tentativa de aumentar a estabilidade do membro (MADIGAN; PIDCOE, 2003; HUGHES; WATKINS, 2008). Adicionalmente, parece que no STL apenas o “nível” de fadiga induzido pelo protocolo com maior carga de trabalho foi capaz de causar tais alterações, ou superar o possível padrão motor pré-programado.

Os efeitos agudos da fadiga muscular na coordenação já foram reportados na literatura, contudo, até então, não havia evidências dos efeitos subagudos e do dano muscular (24 e 48h) sobre a FRC. Assim como em relação aos efeitos agudos, na maioria das situações não foram verificadas alterações de FRC no tempos 24h e 48h. Pode-se especular a partir disto que o pico de dor e o dano muscular (provavelmente presente) não tenha efeito sobre esta variável. Suportando esta teoria, na maioria das situações onde foi verificada alteração da FRC no tempo *pós*, a mesma já havia retornado aos valores basais no tempo 24h.

Em algumas situações foi observada uma diminuição da FRC no tempo 24h, indicando que o movimento em questão ficaria mais “em fase” neste tempo. Porém, uma análise mais cautelosa deste achado é necessária. Em todos os casos onde a FRC apresentou diferença estatística no tempo 24h esta diferença foi em relação ao tempo *pós*. Ao analisarmos mais estritamente os dados de média e desvio padrão pode-se averiguar que o desvio padrão dos tempos *pré* e *pós* são bastante altos (~50% do valor médio). Desconsiderando o desvio padrão, verifica-se que houve uma tendência de aumento dos valores de FRC no tempo *pós* em relação ao tempo *pré*. Assim, no tempo 24h os valores de FRC apresentam-se diminuídos em relação ao tempo *pós*, mas não ao tempo *pré*. Diante disto, seria imprudente dizer que a diminuição verificada no tempo 24h foi em função do dano muscular possivelmente presente neste tempo, pois a mesma não se dá em relação ao tempo *pré*; na verdade esta diminuição parece ser apenas um “retorno” aos valores basais, depois de uma tendência de aumento no tempo *pós*.

Em grande parte das situações o comportamento da FRC foi semelhante entre os membros inferiores no que tange a fase de movimento (descida ou subida) em que esta alteração ocorreu, porém no acoplamento coxa-perna durante o CMJ não. Neste caso, a alteração da FRC aconteceu na fase 1 para o membro inferior direito e na fase 2 para o membro inferior esquerdo. Pode ser especulado que isto tenha se dado

por uma questão de dominância e compensação. Talvez o membro inferior direito, por ser o membro inferior dominante dos sujeitos avaliados, tenha fadigado mais que o esquerdo, assim na fase de descida do movimento (a primeira fase), este membro tenha ficado mais fora de fase, no entanto, na fase de subida, o membro inferior esquerdo, na tentativa de uma compensação, tenha ficado mais fora de fase.

É importante mencionar que o grande desvio padrão observado, tanto nos valores de FRC do CMJ, quanto nos do STL, é uma limitação na interpretação dos presentes resultados, exigindo cautela na apreciação dos mesmos. Contudo, de modo geral, pode-se dizer que os efeitos agudos da fadiga muscular são mais determinantes para a alteração da FRC do que os efeitos subagudos e de dano muscular, sendo que a fadiga muscular possui influência, ou mesmo capacidade de influência, diferente dependendo do acoplamento ou fase de movimento.

O último objetivo específico da presente dissertação foi analisar e comparar a simetria da FRC dos acoplamento coxa-tronco e coxa-perna entre os lados corporais, antes, imediatamente após, 24h e 48h posteriormente a aplicação dos protocolos de fadiga com diferentes cargas de trabalho, durante o CMJ e o STL.

No que tange ao CMJ, os valores de assimetria de FRC do acoplamento coxa-tronco não tiveram nenhuma alteração considerada relevante ao longo do tempo, em nenhuma das fases de movimento, após a aplicação do PA; já após a aplicação do PB houve uma diminuição das assimetrias no tempo 24h na fase 1 de movimento, sem alterações na fase 2. As assimetrias de FRC do acoplamento coxa-perna também não tiveram alterações relevantes em nenhuma das fases ou tempos após a aplicação do PA. Após o PB, embora na fase 1 do movimento as assimetrias não tenha apresentado modificações, na fase 2 houve uma diminuição das mesmas no tempo pós, com uma diminuição, de magnitude menor, também no tempo 24h.

Para o STL, após o PA, as assimetrias de FRC do acoplamento coxa-tronco tiveram um aumento no tempo 24h, na fase 2 de movimento. Na fase 1 os valores permaneceram praticamente inalterados em relação aos valores pré, assim como após a aplicação do PB para ambas as fases. As assimetrias do acoplamento coxa-perna não tiveram modificações relevantes após a aplicação de nenhum dos protocolos de fadiga, para nenhuma das fases de movimento do STL.

Assim como na formulação da hipótese relativa as assimetrias de rigidez, na elaboração da hipótese sobre as assimetrias de coordenação levou-se em consideração a sugestão de que a fadiga poderia causar alterações nas assimetrias de membros inferiores, ou mesmo o

aparecimento das destas (RADZAK et al., 2017), devido principalmente à perda de força muscular decorrente da fadiga. Baseado nisto, a hipótese inicial era que haveria modulação das assimetrias da FRC entre os lados corporais após a aplicação de ambos os protocolos de fadiga. A hipótese foi corroborada somente em partes. Novamente, devido à falta de evidências na literatura optou-se por não formular uma hipótese acerca dos efeitos subagudos da fadiga nesta variável.

Levando em consideração o valor limítrofe de 10%, foi detectada assimetria de FRC no tempo *pré* em todas as situações (acoplamentos, protocolos, fases de movimento) do CMJ. No STL, com exceção do acoplamento coxa-tronco na fase 1 de movimento, para ambos os protocolos, em todas as outras situações também foram observadas assimetrias de FRC no tempo *pré*.

Em geral, parece que a fadiga muscular provocada pelos protocolos não gerou alterações ou aparecimentos relevantes de assimetrias de coordenação logo após sua aplicação, para nenhum dos movimentos, fases de movimento ou acoplamentos. Esta falta de alteração observada no tempo *pós* na maioria das situações, embora contrária a hipótese inicial, pode ter sido ocasionada por alguns fatores, como a existência de um padrão coordenativo pré-programado de difícil alteração, o qual realiza a manutenção do movimento de cada um dos membros inferiores mesmo em situação de fadiga muscular, e conseqüentemente impede o aparecimento de diferenças entre estes, assim impedindo o aparecimento/aumento das assimetrias (RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2001; PEREIRA et al., 2014).

Ainda, assim como para as assimetrias de rigidez, a lateralidade pode ser um dos motivos para os achados. A preferência ou dominância lateral é sugerida como uma das possíveis causas das assimetrias funcionais (NEWTON et al., 2006; RICE; SEELEY, 2010; FORT-VANMEERHAEGHE et al., 2016), uma vez que pode promover adaptações neuromusculares desiguais entre os membros dominante e não dominante (FORT-VANMEERHAEGHE et al., 2016; OTSUKA; KURIHARA; ISAKA, 2017; BISHOP et al., 2018; MALONEY, 2018). A não alteração das assimetrias em função dos efeitos agudos da fadiga muscular pode sugerir que não seja possível alterar este padrão de lateralidade mesmo com a fadiga, assim não alterando as assimetrias existentes (visualizadas no tempo *pré*).

Outros motivos que podem ser sugeridos para a não alteração das assimetrias de FRC diante da fadiga são: a) o modelo intermitente do protocolo de fadiga, somado ao intervalo de 1min20s entre o fim do protocolo e a avaliação *pós* permitiram uma recuperação do padrão de

movimento, ou mesmo não foram capazes de produzir fadiga muscular suficiente para a alteração do padrão pré-definido; b) A fadiga muscular foi provocada de forma igual entre os membros, o que não alteraria as assimetrias iniciais; c) houve uma compensação no movimento (YOSHIOKA, et al., 2010), no sentido de que um segmentos ficou mais ou menos assimétrico no acoplamento de um dos lados corporais, mas no lado contralateral outro segmento teve a mesma alteração de simetria, assim balanceando os valores e não alterando a assimetria geral; ou d) de fato a fadiga muscular não possui influência sobre as assimetrias.

A situação que mais se aproximou de corresponder a hipótese inicial foi o acoplamento coxa-perna, durante a fase 2 de movimento do CMJ, após a aplicação do PB, onde houve uma diminuição das assimetrias logo após o exercício fatigante, que inclusive se manteve (embora em uma magnitude menor) no tempo 24h. Assim, parece que somente maiores índices de fadiga são capazes de causar alguma alteração das assimetrias de FRC. Uma provável explicação para a diminuição das assimetrias observadas neste tempo é que, em função da fadiga muscular, na tentativa da manutenção da performance, o movimento tenha se tornado mais eficiente, diminuindo assim as assimetrias. Fazendo um paralelo com outras situações esportivas, Carpes et al. (2007) investigaram a assimetria da pedalada durante um teste de 40km de ciclismo contra-relógio, no qual o índice de assimetrias do torque do pedal foi mensurado em quatro estágios. Os autores observaram que as assimetrias aumentaram gradualmente nos estágios dois e três, conforme aumentava a intensidade do teste, porém no quarto estágio, aquele com maior intensidade ($VO_{2máx}$), as assimetrias apresentaram diminuição, indicando que a fadiga de alta intensidade atenuaria as assimetrias. Foi sugerido pelos autores que na tentativa de melhorar a técnica de pedalada, os atletas passaram a imprimir torques iguais em ambos os pedais, buscando uma maior eficiência para compensar a fadiga, e assim, conseqüentemente, as assimetrias foram diminuídas (CARPES et al., 2007). Outro possível mecanismo apontado por Carpes, Mota e Faria (2010) é o aumento do recrutamento de unidades motoras diante da fadiga, que também possui relação com a melhoria da eficiência do movimento, poderia auxiliar na diminuição de diferenças bilaterais, diminuindo assim as assimetrias.

Com relação aos efeitos subagudos da fadiga muscular, para a maioria das situações, com poucas ressalvas, não houve alteração das assimetrias de FRC nos tempos 24h e 48h. Assim, sugere-se que o dano muscular e seus sintomas possivelmente presente nestes tempos, não possuam, de modo geral, influência sobre esta variável. Observaram-se,

no entanto, algumas situações onde o dano muscular pode ter influenciado no comportamento das assimetrias de FRC, fazendo com que houvesse uma diminuição das mesmas 24h após a aplicação do PB para ambos os acoplamento no CMJ, e um aumento das mesmas 24h após a aplicação do PA no acoplamento coxa-tronco no STL. Nestes casos específicos parece que o pico de dor ou possível déficit de força advindos do dano muscular possam ter acarretado nas mudanças visualizadas. Estas mudanças podem ter ocorrido em uma tentativa de minimizar a dor presente ou mesmo por um desequilíbrio de força ocasionado pelo efeito deletério do dano muscular.

Deve ser observado, que devido à grande variabilidade da variável assimetria entre os sujeitos testados o desvio padrão mostrou-se elevado. Isto pode ter interferido na presença de efeitos relevantes entre os tempos analisados.

5.5 LIMITAÇÕES E SUGESTÕES DE ESTUDOS FUTUROS

Algumas limitações acerca do presente trabalho devem ser apontadas. A primeira limitação foi a não utilização de amostras sanguíneas para a detecção do dano muscular, o que permitiria uma afirmação mais robusta da presença do dano muscular. Outra limitação foi a não mensuração da força (torque) muscular nos tempos testados, isto poderia, além de fornecer confirmações sobre o dano muscular, auxiliar na explicação de alguns resultados encontrados. O desvio padrão elevado presente em algumas variáveis analisadas também pode ser apontado como limitação, pois dificulta algumas interpretações de resultados, além de possivelmente interferir na análise de dados. Porém cabe ressaltar que variáveis como as assimetrias possuem naturalmente elevada variação inter-avaliados, assim não foi possível controlar este aspecto. Por fim, a última limitação a ser apontada, se refere ao tempo entre o fim do protocolo de fadiga e o início da avaliação do tempo *pós*, que foi o mais rápido possível, mas para estudos futuros sugere-se tentar diminuir este intervalo, talvez realizando a avaliação no último salto do protocolo de fadiga, para descartar possíveis efeitos provenientes deste intervalo.

Sugere-se que pesquisas futuras sejam realizadas na tentativa de diminuir as limitações da presente pesquisa e também realizando a avaliação das variáveis analisadas em outros movimentos esportivos, como por exemplo a passada da corrida ou movimentos esportivos específicos.

6 CONCLUSÕES

Diante dos resultados do presente estudo pode-se concluir, primeiramente, que o protocolo com maior carga de trabalho provoca maiores índices de fadiga em comparação ao protocolo com menores cargas de trabalho, porém ambos os protocolos provocam as mesmas magnitudes de dor muscular tardia.

Em se tratando dos efeitos agudos da fadiga muscular sobre as variáveis de desempenho do salto vertical, a altura do salto, bem como o impulso, somente são afetados após o protocolo com maior carga de trabalho, onde maiores índices de fadiga são observados; já a potência do salto foi reduzida logo após ambos os protocolos de fadiga. A maioria das variáveis de desempenho do salto retorna aos valores de baseline 24h após o exercício fatigante, com exceção da altura que sofre os efeitos subagudos da fadiga muscular ainda nas 24h posteriores.

Em relação a rigidez de membros inferiores, a fadiga muscular não foi capaz de afetar a K_{LEG} de nenhum dos lados corporais, em nenhum dos movimentos testados (CMJ e STL). No CMJ, ocorreu redução dos níveis de assimetria de rigidez como resposta subaguda à fadiga muscular induzida pelo protocolo de maior carga de trabalho, sugerindo influência do dano muscular nesta variável.

No que tange a coordenação intrasegmentar no CMJ a fadiga muscular parece alterar os padrões de coordenação apenas no acoplamento coxa-perna, sendo que esta alteração não ocorre de forma semelhante entre os membros, sendo um membro afetado em uma fase de movimento e o membro contralateral na fase subsequente. Já no STL, a FRC de ambos os acoplamentos, nos dois lados corporais, foi influenciada pela fadiga muscular. O acoplamento coxa-perna parece ser afetado apenas por maiores índices de fadiga, enquanto o acoplamento coxa-tronco parece sofrer efeitos independente do nível de fadiga.

Referente as assimetrias de coordenação intrasegmentar no CMJ, apenas a fadiga muscular provocada pelo protocolo com maior carga de trabalho foi capaz de alterar as assimetrias de FRC de ambos os acoplamentos coxa-tronco e coxa-perna. Porém em tempos e fases de movimento diferentes. Contrariamente, no STL, a fadiga induzida pelo protocolo com menor carga de trabalho causou alterações somente das assimetrias de FRC do acoplamento coxa-perna.

Em suma, a fadiga muscular não alterou a K_{LEG} de membros inferiores, mas foi capaz de alterar o desempenho do salto vertical, a FRC, bem com as assimetrias de K_{LEG} e de FRC.

Respondendo ao objetivo geral do presente estudo parece que a fadiga muscular advinda do protocolo com maior carga de trabalho é capaz de alterar a simetria de rigidez de membros inferiores entre os mesmos, enquanto a fadiga muscular advinda de ambos os protocolos é capaz de alterar a simetria de coordenação intrasegmentar entre os lados corporais.

Aplicações práticas

Em termos de aplicações práticas, os achados do presente estudo podem auxiliar/orientar treinadores e preparadores físicos de modalidades que envolvam saltos verticais sobre o comportamento das variáveis testadas diante das diferentes progressões da fadiga muscular. Embora a rigidez pareça não ser alterada frente um exercício intermitente máximo com volume entre 70 e 140 saltos, outras variáveis ligadas ao controle de movimento necessitam mais atenção. A coordenação intersegmentar, assim como as assimetrias tanto de coordenação quanto de rigidez, variáveis estas ligadas diretamente a técnica de movimento, mostraram ser alteradas em função da fadiga muscular. Alterações da técnica de movimento podem levar não somente a uma queda de desempenho da tarefa executada, mas também a lesões de membro inferiores. Além disso, parece que o volume do exercício (carga de trabalho) também possui influência nas variáveis analisadas, volumes maiores ocasionando, em geral, maiores prejuízos ao sistema musculoesquelético. Assim, o volume do exercício deve ser planejado e monitorado, podendo ter influência na performance da tarefa e na prevenção de lesões.

Em termos de recuperação, algumas das variáveis citadas ainda estão com padrão alterado nas 24h seguintes ao exercício, ou seja, a recuperação completa do sistema ainda não ocorreu. Isto pode indicar, por exemplo, que treinamentos realizados no dia seguinte a um exercício de volume semelhante ao aqui testado, podem levar o atleta a uma condição mais suscetível à predisposições de lesões, devido a um padrão motor ainda alterado. Diante disso, fica evidente a importância do acompanhamento do comportamento destas variáveis frente a diferentes atividades esportivas, pois assim treinamentos mais apropriados podem ser prescritos visando a recuperação completa do atleta.

É necessário destacar que os protocolos de fadiga utilizados não se assemelham a situações reais de jogos e partidas. Assim, pode ser que em um ambiente menos controlado (em campo) algumas variáveis apresentem comportamentos distintos dos verificados aqui.

REFERÊNCIAS

- ARAGÓN-VARGAS, L. F. Evaluation of four vertical jump tests: Methodology, reliability, validity, and accuracy. **Measurement in Physical Education and Exercise Science**. v.4, n.4, p.215-228, 2000.
- ARAGÓN-VARGAS, L. F.; GROSS, M. M. Kinesiological Factors in Vertical Jump Performance: Differences Among Individuals. **Journal of Applied Biomechanics**. v.13, n.1, p.24-44, 1997.
- ARAMPATZIS, A.; BRÜGGEMANN, G. P.; KLAPSING, G. M. Leg stiffness and mechanical energetic processes during jumping on a sprung surface. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v.33, n.6, p. 923–931, 2001.
- ASCENSÃO, A.; MAGALHÃES, J.; OLIVEIRA, J.; DUARTE, J.; SOARES, J. Fisiologia da fadiga muscular. Delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**. v.3, n.1, p.108–123, 2003.
- BEERSE, M.; WU, J. Comparison of whole-body vertical stiffness and leg stiffness during single-leg hopping in place in children and adults. **Journal of Biomechanics**. v.56, n.3, p.71-75, 2017.
- BERTUZZI, R.C.; FRANCHINI, E.; KISS, M.A. Fadiga muscular aguda: uma breve revisão dos sistemas fisiológicos e suas possíveis relações. **Motriz**, v.10, n.1, p.45-54, 2004.
- BISHOP, C.; READ, P.; CHAVDA, S.; TURNER, A. Asymmetries of the Lower Limb: The Calculation Conundrum in Strength Training and Conditioning. **Strength and Conditioning Journal**. v.38, n.6, p.27-32, 2016.
- BISHOP, C.; TURNER, A.; READ, P. Effects of inter-limb asymmetries on physical and sports performance: a systematic review. **Journal of Sports Science**. v.36, n.10, p.1135-1144, 2018.
- BLACHE, Y.; de FONTENAY, B. P.; ARGAUD, S.; MONTEIL, K. Asymmetry of Inter-joint Coordination During Single Leg Jump After

Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. **International Journal of Sports and Medicine**. v.38, n.2, p. 159-167, 2016.

BOBBERT, M. F.; VAN SOEST, A. J. Effects of muscle strengthening on vertical jumping height: a simulation study. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.26, n.8, p.1012-1020, 1994.

BRAZIER, J.; BISHOP, C.; SIMONS, C.; ANTROBUS, M.; READ, P.; TURNER, A. N. Lower Extremity Stiffness: Effects on Performance and Injury and Implications for Training. **Strength & Conditioning Journal**. v. 36, n.5, p. 103-112, out. 2014.

BRUGHELLI, M.; CRONIN, J. Influence of Running Velocity on Vertical, Leg and Joint Stiffness. **Sports Medicine**. v.38, n.8, p.647-657, 2008.

BURGESS, K. E.; CONNICK, M. J.; GRAHAM-SMITH, P.; PEARSON, S. J. Plyometric vs. isometric training influences on tendon properties and muscle output. **Journal of Strength and Conditioning Research**. v.21, n.3, p.986-989, 2007.

BUTLER, R. J.; CROWELL, H. P.; DAVIS, I. M. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. **Clinical Biomechanics**. v.18, n.6, p.511-517, mar. 2003.

BYRNE, C.; ESTON, R. The effect of exercise-induced muscle damage on isometric and dynamic knee extensor strength and vertical jump performance. **Journal of Sports Science**. v.20, n.5, p417-425, 2002.

BYRNE, C.; TWIST, C.; ESTON, R. Neuromuscular Function After Exercise-Induced Muscle Damage Theoretical and Applied Implications. **Sports Medicine**. v.34, n.1, p.49-69, 2004.

CARPES, F. P.; MOTA, C. B.; FARIA, I. E. On the bilateral asymmetry during running and cycling - A review considering leg preference. **Physical Therapy in Sport**. v.11, n.4, p.136-142, 2010.

CARPES, F. P.; ROSSATO, M.; FARIA, I. E.; BOLLI MOTA, C. Bilateral pedaling asymmetry during a simulated 40-km cycling time-trial. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**. v.47, n.1, p.51-57, 2007.

CLARKSON, P. M.; HUBAL, M. J. Exercise-Induced Muscle Damage in Humans. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.81, n.11, p.52-69, 2002.

DAI, B.; BUTLER, R. J.; GARRETT, W. E.; QUEEN, R. M. Using ground reaction force to predict knee kinetic asymmetry following anterior cruciate ligament reconstruction. **Scandinavian Journal of Medicine and Science of Sports**. v.24, n.1, p.974-981, 2014.

DAL PUPO, J. **Efeitos de um protocolo específico do futsal na produção de torque isocinético e na cinemática da corrida durante sprints em jogadores de futsal**. 2014. 142 f. Tese (Doutorado em Educação Física) – Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2014.

DAL PUPO, J.; ACHE DIAS, J.; GHELLER, R. G.; DETANICO, D.; SANTOS, S. G. Stiffness, intralimb coordination, and joint modulation during a continuous vertical jump test. **Sports Biomechanics**. v.12, n.3, p.259-271, 2013.

DAL PUPO, J.; GHELLER, R. G.; ACHE DIAS, J.; RODACKI, A. L. F.; MORO, A. R. P.; SANTOS, S. G. Reliability and validity of the 30-s continuous jump test for anaerobic fitness evaluation. **Journal of Science and Medicine in Sport**. v. 17, n.6, p.650-655, 2014.

DAL PUPO, J; DETANICO, D.; SANTOS, S. G. Parâmetros cinéticos determinantes do desempenho nos saltos verticais. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**. v. 14, n. 1, p. 41, 2012.

DAL PUPO, J; DETANICO, D.; SANTOS, S. G. The fatigue effect of a simulated futsal match protocol on isokinetic knee torque production. **Sports Biomechanics**. v.13, n.4, 2014b.

DETANICO, D. **Efeitos agudos das lutas e da sessão de treino de judô em indicadores de fadiga e dano muscular**. 2014. 119 f. Tese (Doutorado em Educação Física) – Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2014.

DIAS, J. A.; PUPO, J. D.; REIS, D. C.; BORGES, L.; SANTOS, S. G.; MORO, A. R.; BORGES, N. G. Validity of two methods for estimation of vertical jump height. **Journal of Strength and Conditioning Research**. v.25, n.7, p.2034-2039, 2011.

DIVERT, C.; BAUR, H.; MORNIEUX, G.; MAYER, F.; BELLI, A. Stiffness adaptations in shod running. **Journal of Applied Biomechanics**, v.21, n.4, p.311-321, 2005.

DOHERTY, C.; BLEAKLEY, C.; HERTEL, J.; CAULFIELD, B.; RYAN, J.; SWEENEY, K.; PATTERSON, M. R.; DELAHUNT, E. Coordination and Symmetry Patterns During the Drop Vertical Jump, 6-Months After First-Time Lateral Ankle Sprain. **Journal of Orthopaedic Research**. v.33, n.10, p.1537-1544, 2015.

DOHERTY, C.; BLEAKLEY, C.; HERTEL, J.; SWEENEY, K.; CAULFIELD, B.; RYAN, J.; DELAHUNT, E. Lower extremity coordination and symmetry patterns during a drop vertical jump task following acute ankle sprain. **Human Movement Science**. v.38, n.1, p.34-46, 2014.

DOWLING, J. J.; VAMOS, L. Identification of Kinetic and Temporal Factors Related to Vertical jump Performance. **Journal of Applied Biomechanics**. v.9, n.2, p.95-110, 1993.

DUTTO, D. J.; SMITH, G. A. Changes in spring-mass characteristics during treadmill running to exhaustion. **Medicine & Science in Sports & Exercise**. v.34, n.8, p.1324-1331, out, 2002.

EDWARDS, S.; STEELE, J. R.; MCGHEE, D. E. Does a drop landing represent a whole skill landing and is this moderated by fatigue? **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**. v.20, n.3, p.516-523, 2010.

ENOKA, R. Mechanisms of muscle fatigue: Central factors and task dependency. **Journal of Electromyographic and Kinesiology**, v. 5, n. 3, p.141-149, 1995.

ENOKA, R.M.; STUART, D.G. Neurobiology of muscle fatigue. **Journal of Applied Physiology**, v. 72, n. 5, p.1631-1648, 1992.

EXELL, T.; IRWIN, G.; GITTOES, M.; KERWIN, D. Strength and performance asymmetry during maximal velocity sprint running. **Scandinavian Journal of Medicine and Science of Sports**. 2016.

FISCHER, G.; STORNILOLO, J. L. L.; PEYRÉ-TARTARUGA, L. A. Effects of Fatigue on Running Mechanics: Spring-Mass Behavior in Recreational Runners After 60 Seconds of Countermovement Jumps. **Journal of Applied Biomechanics**. v.31, n.1, p.445-451, 2015.

FORT-VANMEERHAEGHE, A.; GUAL, G.; ROMERO-RODRIGUEZ, D.; UNNITHA, V. Lower Limb Neuromuscular Asymmetry in Volleyball and Basketball Players. **Journal of Human Kinetics**. v.50, n.1, p.135-143, 2016.

FOSTER, C.; FLORHAUG, J. A.; FRANKLIN, J.; GOTTSCHALL, J. L.; HROVATIN, L. A.; PARKER, S. B.; DOLESHAL, P.; DODGE, C. A new approach to monitoring exercise training. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.15, n.1, p.109-115, 2001.

GHELLER, R. G.; DAL PUPO, J.; ACHE-DIAS, J.; DETANICO, D.; PADULO, J.; DOS SANTOS, S. G. Effect of different knee starting angles on intersegmental coordination and performance in vertical jumps. **Human Movement Science**. v.42, p.71–80, 2015.

GIRARD, O.; BROCHERIE, F.; MORIN, J.; MILLET, G. P. Lower limb mechanical asymmetry during repeated treadmill sprints. **Human Movement Science**. v.52, n.1, p.203-2014, 2017.

GITTOES, M.J.R; WILSON, C. Intralimb joint coordination patterns of the lower extremity in maximal velocity phase sprint running. **Journal of Applied Biomechanics**, v.26, n.2, p.188-195, 2010.

GONÇALVES, M. Eletromiografia e a identificação da fadiga muscular. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte – Suplemento n.5**, São Paulo, v.20, p.91-93, set. 2006.

GRANATA, K. P.; PADUA, D. A.; WILSON, S. E. Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.12, n.1, p.127–135, 2002.

GREEN, H. Mechanisms of muscle fatigue in intense exercise. **Journal of Sports Science**, v. 15 n. 3, p.247-256, 1997.

HAMILL, J.; VAN EMMERIK, R. E. A.; HEIDERSCHEIT, B. C.; LI, L. A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. **Clinical Biomechanics**. v.14, n.5, p.297-308, 1999.

HARRY, J. R.; SILVERNAIL, J. F.; MERCER, J. A.; DUFEK, J. S. Comparison of pre-contact joint kinematics and vertical impulse between vertical jump landings and step-off landings from equal heights. **Human Movement Science**. v.56, p.88-97, 2017.

HOBARA, H.; INOUE, K.; KANOSUE, K. Effect of hopping frequency on bilateral differences in leg stiffness. **Journal of Applied Biomechanics**. Estados Unidos, v.29, p.55–60, 2013.

HOBARA, H.; KIMURA, K.; OMURO, K.; GOMI, K.; MURAOKA, T.; ISO, S.; KANOSUE, K. Determinants of difference in leg stiffness between endurance- and power-trained athletes. **Journal of Biomechanics**, v.41, n.3, p.506–514, 2008.

HOBARA, H.; KIMURA, K.; OMURO, K.; GOMI, K.; MURAOKA, T.; SAKAMOTO, M.; KANOSUE, K. Differences in lower extremity stiffness between endurance-trained athletes and untrained subjects. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v.13, n.1, p.106– 111, 2010.

HORITA, T.; KOMI, P. V.; NICOL, C.; KYRÖLÄINEN, H. Stretch shortening cycle fatigue: interactions among joint stiness, reflex, and muscle mechanical performance in the drop jump. **European Journal of Applied Physiology**. v.73, n.5, p.393-403, 1996.

HOWATSON, G.; VAN SOMEREN, K.; HORTOBÁGYI, T. Repeated Bout Effect after Maximal Eccentric Exercise. **International Journal of Sports Medicine**. v.28, n.7, p.557-563, 2007.

HUGHES, G.; WATKINS, J. Lower limb coordination and stiffness during landing from volleyball block jumps. **Research in Sports Medicine**. v.16, n.1, p. 138-154, 2008.

IMPELLIZZERI, F. M.; RAMPININI, E.; MAFFIULETTI, N.; MARCORÀ, S. M. A Vertical Jump Force Test for Assessing Bilateral Strength Asymmetry in Athletes. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v.39, n.11, p.2044-2050, 2007.

JAMES, R. C.; DUFEK, J. S.; BATES, B. T. Effects of Stretch Shortening Cycle Exercise Fatigue on Stress Fracture Injury Risk During Landing. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v.77, n.1, p.1-13, 2006.

KIRBY, T. J.; MCBRIDE, J. M.; HAINES, T. L.; DAYNE, A. M. Relative Net Vertical Impulse Determines Jumping Performance. **Journal of Applied Biomechanics**. v.27, n.3, p.207-214, 2011.

KOMI, P. V. Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. **Journal of Biomechanics**. v.33, n.10, p.1197-1206, 2000.

KRISTOFFERSEN, M.; SANDBAKK, Ø.; TØNNESEN, E.; SVENDSEN, I.; PAULSEN, G.; ERSVÆR, E.; NYGÅRD, I.; ROSTAD, K.; RYNINGEN, A.; IVERSEN, V. V.; SKOVERENG, K.; RØNNESTAD, B. R.; GUNDERSEN, H. Power Production and Biochemical Markers of Metabolic Stress and Muscle Damage Following a Single Bout of Short-Sprint and Heavy Strength Exercise in Well-Trained Cyclists. **Frontiers in Physiology**. v.9, n.5, p.1-9, 2018.

KRONBAUER, G.A. CASTRO, F.A.S. Estruturas elásticas e fadiga muscular. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v. 35, n. 2, p. 503-520, 2013.

KUBO, K.; MORIMOTO, M.; KOMURO, T.; YATA, H.; TSUNODA, N.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Effects of plyometric and weight training on muscle-tendon complex and jump performance. **Medicine and Science in Sports and Exercise**.v.39, n.10, p.1801-1810, 2007.

KUITUNEN, S.; AVELA, J.; KYRÖLÄINEN, H.; KOMI, P. V. Acute and prolonged reduction in joint stiffness in humans after exhausting stretch-shortening cycle exercise. **European Journal of Applied Physiology**. v.88, n.2, p.107-116, 2002.

KUITUNEN, S.; KOMI, P. V.; KYRÖLÄINEN, H. Knee and ankle joint stiffness in sprint running. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v.34, n.1, p.166–173, 2002.

KUITUNEN, S.; KYRÖLÄINEN, H.; AVELA, J.; KOMI, P. V. Leg stiffness modulation during exhaustive stretch–shortening cycle exercise. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**. v.17, p.67–75, 2007.

LATASH, M. L.; ZATSIORSKY, V. M. Joint stiffness: Myth or reality? **Human Movement Science**. v.12, p.653–692, 1993.

LAZARIDIS, S.; PATIKAS, D. A.; BASSA, E.; TSATALAS, T.; HATZIKOTOULAS, K.; FTIKAS, C.; KOTZAMANIDIS, C. The acute effects of an intense stretch-shortening cycle fatigue protocol on the neuromechanical parameters of lower limbs in men and prepubescent boys. **Journal of Sports Sciences**, v.8, p. 1-9, 2017.

LINTHORNE, N. P. Analysis of standing vertical jumps using a force platform. **American Journal of Physics**. v.69, n.11, p.1198–1204, 2001.

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

MALONEY, S. J. The relationship between asymmetry and athletic performance: a critical review. **Journal of Strength and Conditioning Research**. 2018. Ahead of print.

MALONEY, S. J.; FLETCHER, I. M. Lower limb stiffness testing in athletic performance: a critical review. **Sports Biomechanics**. v.16, n.1, p.1-22, 2018.

MALONEY, S. J.; FLETCHER, I. M.; RICHARDS, J. A comparison of methods to determine bilateral asymmetries in vertical leg stiffness. **Journal of Sports Science**. v.34, n.9, p.829-835, 2015.

MALONEY, S. J.; RICHARDS, J.; NIXON, D. G. D.; HARVEY, L. J.; FLETCHER, I. M. Do stiffness and asymmetries predict change of

direction performance? **Journal of Sports Sciences**. v.35, n.6, p.547-556, abr. 2016a.

MALONEY, S. J.; RICHARDS, J.; NIXON, D. G. D.; HARVEY, L. J.; FLETCHER, I. M. Vertical stiffness asymmetries during drop jumping are related to ankle stiffness asymmetries. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**. v.27, n.6 p.661-669, fev. 2016b.

MAQUIRRIAIN, J. Leg stiffness changes in athletes with achilles tendinopathy. **International Journal of Sports Medicine**. v.33, n.1, p.567-571, 2012.

MAULDER, P.; CRONIN, J. Horizontal and vertical jump assessment: reliability, symmetry, discriminative and predictive ability. **Physical Therapy in Sport**. v.6, n.2, p.74-82, 2005.

MARCHETTI, P. H. **Investigações sobre o controle motor e postural nas assimetrias em membros inferiores**. 2009. 89f. Tese (Doutorado em Educação Física) – Universidade de São Paulo, São Paulo, 2009.

MCMAHON, J. J.; COMFORT, P.; PEARSON, S. Lower limb stiffness: Effect on performance and training considerations. **Strength & Conditioning Journal**. Filadélfia, v.34, n.6, p.94-101, 2012.

MCNEAL, J. R.; SANDS, W. A.; STONE, M. H. Effects of Fatigue on Kinetic and Kinematic Variables During a 60-Second Repeated Jumps Test. **International Journal of Sports Physiology and Performance**. v.5, n.2, p.218-229, 2010.

MEDEIROS, F. B. **Identificação de assimetrias bilaterais dos membros inferiores por meio de salto vertical em plataforma de força**. 2013. 77F. Dissertação (Mestrado em Ciência do Esporte) – Universidade Federal de Minas Gerais, Minas Gerais, 2013.

MILLER, R.H.; MEARDON, S.A.; DERRICK, T.R.; GILLETTE, J.C. Continuous Relative Phase Variability During an Exhaustive Run in Runners With a History of Iliotibial Band Syndrome. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 24, n, 3; p. 262-270, 2008.

MILLET, G.Y.; LEPERS, R. Alteration of neuromuscular function after prolonged running, cycling and skiing exercise. **Sports Medicine**, v. 34, n.2, p.105-116, 2004.

MORIN, J. B.; JEANNIN, T.; CHEVALLIER, B.; BELLI, A. Spring-mass model characteristics during sprint running: correlation with performance and fatigue-induced changes. **International Journal of Sports Medicine**. v.27, n.2, p.158-165, 2006.

MORIN, J.B.; SAMOZINO, P.; EDOUARD, P.; TOMAZIN, K. Effect of fatigue on force production and force application technique during repeated sprints. **Journal of Biomechanics**, v. 44, p. 2719–2723, 2011.

MUDIE, K. L.; GUPTA, A.; GREEN, S.; CLOTHIER, P. J. Adaptation of lower limb movement patterns when maintaining performance in the presence of muscle fatigue. **Human Movement Science**, v.48, n.1, p.28–36, 2016.

NAKAMURA, F.Y.; MOREIRA, A.; AOKI, M.S. Monitoramento da carga de treinamento: a percepção subjetiva do esforço da sessão é um método confiável? **Revista da Educação Física/UEM**, v.21, n.1, p.1-11, 2010.

NEWTON, R., U.; GERBER, A.; NIMPHIUS,S.; SHIM, J. K.; DOAN, B. K.; ROBERTSON, M.; PEARSON, D. R.; CRAIG, B. W.; HÄKKINEN, K.; KRAEMER, W. J. Determination of functional strength imbalance of the lower extremities. **Journal of Strength and Conditioning Research**. v.20, n.4, p.971-977, 2006.

NICOL, C.; AVELA, J.; KOMI, P. The Stretch-Shortening Cycle A Model to Study Naturally Occurring Neuromuscular Fatigue. **Sports Medicine**. v.36, n.11, p.977-999, 2006.

NICOL, C.; KUITUNEN, S.; KYRÖLÄINEN, H.; AVELA, J.; KOMI, P. Effects of long- and short-term fatiguing stretch-shortening cycle exercises on reflex EMG and force of the tendon-muscle complex. **European Journal of Applied Physiology**. v.90, n.5-6, p.470-479, 2003.

NOSAKA, K.; SAKAMOTO, K.; NEWTON, M.; SACCO, P. How long does the protective effect on eccentric exercise-induced muscle

damage last? *Medicine and Science in Sports and Exercise*. v.33, n.9, p.1490-1495, 2001.

OTSUKA, M.; KURIHARA, T.; ISAKA, T. Bilateral deficit of spring-like behaviour during hopping in sprinters. **European Journal of Applied Physiology**. v.118, n.2, p.475-481, 2017.

PADUA, D. A.; ARNOLD, A. L.; PERRIN, D. H.; GANSNEDER, B. M.; CARCIA, C. R.; GRANATA, K. P. Fatigue, vertical leg stiffness and stiffness control strategies in males and females. **Journal of Athletic Training**. v.41, n.1, p.294–304, 2006.

PAPPAS, E.; CARPES, F. P. Lower extremity kinematic asymmetry in male and female athletes performing jump-landing tasks. **Journal of science and medicine in sport**. v.15, n.1, p.87-92, 2012.

PAPPAS, P.; PARADISIS, G.; VAGENAS, G. Leg and vertical stiffness (a)symmetry between dominant and non-dominant legs in young male runners. **Human Movement Science**. v.40, p.273-283, 2015.

PEREIRA, G.; de FREITAS, P. B.; BARELA, J. A.; UGRINOWITSCH, C.; RODACKI, A. L. F.; KOKUBUN, E.; FOWLER, N. E. Vertical jump fatigue does not affect intersegmental coordination and segmental contribution. **Motriz**. v.20, n.3, p.303-309, 2014.

PRUYN, E. C.; WATSFORD, M. L.; MURPHY, A. J.; PINE, M. J.; SPURRS, R. W.; CAMERON, M. L.; JOHNSTON, R. J. Relationship between leg stiffness and lower body injuries in professional Australian football. **Journal of Sports Sciences**. Inglaterra v.30, n. 1, p. 71–78, 2012.

RADZAK, K. N.; PUTNAM, A. M.; TAMURA, K.; HETZLER, R. K.; STICKLEY, C. D. Asymmetry between lower limbs during rested and fatigued state running gait in healthy individuals. **Gait Posture**. v.51, n.1, p.268-274, 2017.

RAFFALT, P. C.; ALKJAER, T.; SIMONSEN, E. B. Intra- and inter-subject variation in lower limb coordination during countermovement

jumps in children and adults. **Human Movement Science**. v. 46, p.63-77, 2016.

RENNER, K. E.; FRANCK, C. T.; MILLER, T. K.; QUEEN, R. M. Limb Asymmetry During Recovery from Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. **Journal of Orthopaedic Research**. 2018.

RICE, J.; SEELEY, M. K. An investigation of lower-extremity functional asymmetry for non-preferred able-bodied walking speeds. **International Journal of Exercise Science**. v.3, v.4, p.182-188, 2010.

RODACKI, A. L. F., FOWLER, N. E.; BENNETT, S. J. Multi-segment coordination: Fatigue effects. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.33, p.1157–1167, 2001.

RODACKI, A. L. F., FOWLER, N. E.; BENNETT, S. J. Vertical jump coordination: fatigue effects. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.34, n.1, p.105-116, 2002.

RODRIGUEZ, E. C. P.; WATSFORD, M. L.; BOWER, R. G.; MURPHY, A. J. The relationship between lower body stiffness and injury incidence in female netballers. **Sports Biomechanics**. v. 29, n.1, p.1-13, 2017.

SADEGHI, H.; ALLARD, P.; PRINCE, F.; LABELLE, H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. **Gait and Posture**. v.12, n.1, p.34-45, 2000.

SAHLIN, K. Metabolic factors in fatigue. **Sports Medicine**, v. 13, n.2, p. 99-107, 1992.

SANTOS, M.G.; DEZAN, V.H.; SARRAF, T.A. Bases metabólicas da fadiga muscular aguda. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v. 11 n. 1 p.7-12, 2003.

SANTOS, S. G. (Org.) **Métodos e técnicas de pesquisa quantitativa aplicada à Educação Física**. Florianópolis: Tribo da Ilha, 2011.

SERPELL, B. G.; BALL, N. B.; SCARVELL, J. M.; SMITH, P. N. A review of models of vertical, leg and knee stiffness in adults for running,

jumping or hopping tasks. **Journal of Sports Sciences**. Inglaterra, v.30, n.13, p.1347–1363, set. 2012.

SEWARK, H.G.; PATRICK, J. A three year survey of Victorian Football League injuries. **Australian Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 24, n. 2, p.51-54, 1992.

SCHONS, P.; DA ROSA, R. G.; FISCHER, G.; BERRIEL, G. P.; FRITSCH, C. G.; NAKAMURA, F. Y.; BARONI, B. M.; PEYRÉ-TARTARUGA, L. A. The relationship between strength asymmetries and jumping performance in professional volleyball players. **Sports Biomechanics**. v.26, p.1-12, 2018.

SMALL, K.; McNAUGHTON, L.; GREIG, M.; LOVELL, R. The effects of multidirectional soccer-specific fatigue on markers of hamstring injury risk. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 13, p. 120–125, 2010.

STEFANYSHYN, D. J.; NIGG, B. M. Dynamic angular stiffness of the ankle joint during running and sprinting. **Journal of Applied Biomechanics**. v.14, n.3, p.292–299, 1998.

TENG, P. S. P.; KONG, P. W.; LEONG, K. F. Effects of foot rotation positions on knee valgus during single-leg drop landing: Implications for ACL injury risk reduction. **The Knee**. v.24, n.3, p.547-554, jun 2017.

TWIST, C.; ESTON, R. The effects of exercise-induced muscle damage on maximal intensity intermittent exercise performance. **European Journal of Applied Physiology**, v. 94, p.652–658, 2005.

UGRINOWITSCH, C.; BARBANTI, V. J. O ciclo de alongamento e encurtamento e a “performance” no salto vertical. **Revista Paulista de Educação Física**, São Paulo, v.12, n.1, p.85-94, jan/jun, 1998.

VILLA, J. G.; GARCÍA-LOPEZ, J. Tests de salto vertical (I): Aspectos funcionales. **Rendimiento deportivo.com**. n.6. 2003.

WANG, L. Lower extremity stiffness modulation: Effect of impact load of a landing task from different drop heights. **International SportMed Journal**, v.10, n.4, p. 186-193, 2009.

WATSFORD, M. L.; MURPHY, A. J.; MCLACHLAN, K. A.; BRYANT, A. L.; CAMERON, M. L.; CROSSLEY, K. M. A prospective study of the relationship between lower body stiffness and hamstring injury in professional Australian rules footballers. **The American Journal of Sports Medicine**. v.19, n.1, p.2058–2064, 2010.

WILLIAMS, D. S.; DAVIS, M. I.; SCHOLZ, J. P.; HAMILL J.; BUCHANAN, T. S. High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners. **Gait and Posture**. v.19, n.3, p.263-269, 2004.

WILLIAMS, J. H.; KLUG, G. Calcium exchange hypothesis of skeletal muscle fatigue: a brief review. **Muscle and Nerve**, v.18, p. 421-434, 1995.

WORRELL, T. W. Factors associated with hamstring injuries: an approach to treatment and preventative measures. **Sports Medicine**, v.17, p. 338 –345, 1994.

YIN, L.; SUN, D.; MEL, Q. C.; GU, Y. D.; BAKER, J. S.; FENG, N. The Kinematics and Kinetics Analysis of the Lower Extremity in the Landing Phase of a Stop-jump Task. **The Open Biomedical Engineering Journal**. v.9, p.103-107, 2015.

YOSHIOKA, S.; NAGANO, A.; HAY, D. C.; FUKASHIRO, S. The effect of bilateral asymmetry of muscle strength on jumping height of the countermovement jump: A computer simulation study. **Journal of Sports Science**. v.28, n.2, p. 209-218, 2010.

ZIFCHOCK, R. A.; DAVIS, I.; HIGGINSON, J; MCCAW, S.; ROYER, T. Side-to-side differences in overuse running injury susceptibility: A retrospective study. **Human Movement Science**. v.27, n.6, p.888-902, 2008a.

ZIFCHOCK, R. A.; DAVIS, I.; HIGGINSON, J; ROYER, T. The symmetry angle: A novel, robust method of quantifying asymmetry. **Gait and Posture**. v.27, n.1, p.622-627, 2008b.

APÊNDICE A – Dados de análise post-hoc para a variável dor

Região	Tempo	Tempo	Sig
Quadríceps	1	2	>0,01
		3	>0,01
		4	>0,01
	2	1	>0,01
		3	>0,01
		4	0,02
	3	1	>0,01
		2	>0,01
		4	1,00
	4	1	>0,01
		2	0,02
		3	1,00
Isquiotibiais	1	2	>0,01
		3	>0,01
		4	>0,01
	2	1	>0,01
		3	>0,01
		4	0,02
	3	1	>0,01
		2	>0,01
		4	1,00
	4	1	>0,01
		2	0,02
		3	1,00
Glúteos	1	2	0,04
		3	>0,01
		4	>0,01
	2	1	0,04
		3	>0,01
		4	0,07
	3	1	>0,01
		2	>0,01
		4	>0,01
	4	1	>0,01
		2	0,07
		3	>0,01

(Continua)

(Continuação)

Gastrocnêmios	1	2	0,04
		3	>0,01
		4	0,01
	2	1	0,04
		3	0,01
		4	0,77
	3	1	>0,01
		2	0,01
		4	0,19
	4	1	0,01
		2	0,77
		3	0,19

ANEXO A – Parece Consubstanciado do Comitê de Ética e Pesquisa

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SANTA CATARINA - UFSC



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: INFLUÊNCIA DO NÍVEL DE FADIGA NEUROMUSCULAR SOBRE A SIMETRIA DA RIGIDEZ E DA COORDENAÇÃO DOS MEMBROS INFERIORES NO SALTO

Pesquisador: Juliano Dal Pupo

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 87443318.9.0000.0121

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.676.183

Apresentação do Projeto:

Trata-se de um projeto de dissertação de mestrado intitulado "INFLUÊNCIA DO NÍVEL DE FADIGA NEUROMUSCULAR SOBRE A SIMETRIA DA RIGIDEZ E DA COORDENAÇÃO DOS MEMBROS INFERIORES NO SALTO VERTICAL", vinculado ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física, orientado por Juliano Dal Pupo. Este estudo se caracteriza como experimental, por contar com avaliações antes e após a aplicação de um tratamento (protocolo de fadiga). Participarão da pesquisa indivíduos que preencham os seguintes requisitos: a) Sujeitos do sexo masculino com idade entre 18 e 35 anos; b) Sujeitos que realizem esportes que envolvam saltos e/ou exercícios físicos regulares, 2-3 vezes por semana, a no mínimo um ano, sendo que, os sujeitos que não realizam esportes envolvendo saltos devem ter experiência prévia com o movimento de salto vertical contínuo. c) Sujeitos que tenham um bom padrão motor no movimento de salto vertical contínuo (manutenção do tronco o mais vertical possível, manutenção das mãos no quadril durante todo o salto, flexão os joelhos a ~90° na fase de transição entre os saltos, extensão completa dos joelhos na fase de voo, equilíbrio sobre a plataforma), obtendo aprovação para a realização da pesquisa durante a familiarização dos testes; d) Sujeitos que não realizem a ingestão de cafeína 12 horas antes das sessões de coleta. e) Sujeitos que concordem em assinar o TCLE. Cada avaliado realizará a testagem dos efeitos da fadiga de dois diferentes protocolos (A – moderado: 7 séries de 10 saltos com 1' de intervalo e B – intenso: 14 séries de 10 saltos com 1' de intervalo). Serão realizadas as avaliações do salto vertical com contra movimento (CMJ) e step-off landing (STL) antes, logo após, 24h e 48h após os

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401
Bairro: Trindade **CEP:** 88.040-400
UF: SC **Município:** FLORIANOPOLIS
Telefone: (48)3721-6094 **E-mail:** cep.propesq@contato.ufsc.br

Continuação do Parecer: 2.676.183

protocolos de fadiga (A e B). A ordem de execução dos protocolos será primeiramente o protocolo A e na semana subsequente o protocolo B. Será analisado (variáveis independentes) a rigidez dos membros inferiores no STL a partir de uma equação do modelo massa-mola, e a coordenação intersegmentar do membro inferior durante o CMJ e STL, através da fase relativa contínua. As assimetrias de rigidez e coordenação entre os membros inferiores serão verificadas através de equações e testes estatísticos comparativos.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Verificar a influência de diferentes níveis de fadiga neuromuscular sobre a simetria da rigidez e da coordenação dos membros inferiores durante as fases do salto vertical.

Objetivo Secundário:

a) Analisar a rigidez dos membros inferiores (KLEG) durante a fase de aterrissagem do salto vertical antes, imediatamente após, 24h e 48h após a aplicação dos protocolos de fadiga. b) Analisar a simetria da rigidez entre os membros inferiores durante a fase de aterrissagem do salto vertical antes, imediatamente após, 24h e 48h após a aplicação dos protocolos de fadiga. c) Comparar a simetria da rigidez entre os membros inferiores entre cada um dos protocolos de fadiga (A e B). d) Analisar a coordenação, através da FRC, durante o salto vertical antes, imediatamente após, 24h e 48h após a aplicação dos protocolos de fadiga. e) Analisar a simetria da coordenação entre os membros inferiores durante o salto vertical antes, imediatamente após, 24h e 48h após a aplicação dos protocolos de fadiga. f) Comparar a simetria da coordenação entre os membros inferiores entre cada um dos protocolos de fadiga (A e B).

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

Os possíveis riscos advindos da participação do sujeito na pesquisa são ocorrência das sensações de fadiga e cansaço, e a ocorrência de náuseas e dores musculares.

Benefícios:

O benefício esperado do estudo é a contribuição do mesmo para o desenvolvimento das ciências dos esportes, além disso, o benefício para o avaliado será o diagnóstico de sua atual coordenação e rigidez de membros inferiores na realização das fases do salto vertical e o conhecimento de suas medidas antropométricas.

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401
Bairro: Trindade **CEP:** 88.040-400
UF: SC **Município:** FLORIANOPOLIS
Telefone: (48)3721-6094 **E-mail:** cep.propesq@contato.ufsc.br

Continuação do Parecer: 2.676.183

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A pesquisa apresenta pertinência, fundamentação bibliográfica, clareza em seus objetivos e potencial para contribuir com a linha de pesquisa que se encaixa.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todos os documentos estão apresentados adequadamente.

Recomendações:

Não se aplica.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Todas as pendências e inadequações apontadas no parecer anterior foram devidamente ajustadas.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1108127.pdf	04/05/2018 08:17:36		Aceito
Outros	Carta_Resposta.pdf	04/05/2018 08:16:37	DÉBORA APARECIDA KNIHS	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.pdf	04/05/2018 08:14:45	DÉBORA APARECIDA KNIHS	Aceito
Folha de Rosto	FOLHA_DE_ROSTO.pdf	04/05/2018 08:14:14	DÉBORA APARECIDA KNIHS	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Declaracao_da_instituicao.pdf	06/04/2018 16:42:17	DÉBORA APARECIDA KNIHS	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_de_Dissertacao.pdf	06/04/2018 16:20:34	DÉBORA APARECIDA KNIHS	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Retórica II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401
 Bairro: Trindade CEP: 88.040-400
 UF: SC Município: FLORIANOPOLIS
 Telefone: (48)3721-6094 E-mail: cep.propesq@contato.ufsc.br