

Thamara Monteiro Vieira

Influência da fadiga muscular na assimetria da rigidez dos membros inferiores

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

2019

Thamara Monteiro Viera

**Influência da fadiga muscular na
assimetria da rigidez dos membros inferiores**

Dissertação de Mestrado apresentada ao programa de Pós-Graduação em Ciências do Esporte, da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais.

Linha de Pesquisa: Análise de métodos para o desempenho humano e esportivo

Orientador: Prof. Dr. André Gustavo Pereira de Andrade

Belo Horizonte
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
2019

V657i Vieira, Thamara Monteiro
2019 Influência da fadiga muscular na assimetria da rigidez dos membros inferiores.
[manuscrito] Thamara Monteiro Vieira – 2019.
52 f., enc.: il.

Orientador: André Gustavo Pereira de Andrade

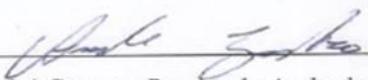
Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de
Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.
Bibliografia: f. 42-45

1. Fadiga muscular – Teses. 2. Membros inferiores - Teses. 3. Biomecânica -
Teses. I. Andrade, André Gustavo Pereira de. II. Universidade Federal de Minas
Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. III. Título.

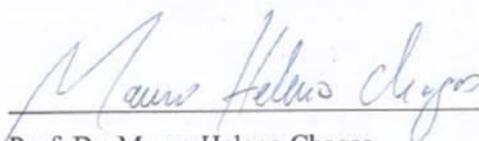
CDU: 612.76

Ficha catalográfica elaborada pelo bibliotecário Danilo Francisco de Souza Lage, CRB 6: n°3132, da
Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG.

A Dissertação intitulada "**Influência da fadiga muscular na assimetria da rigidez dos membros inferiores**", de autoria da mestranda **Thamara Monteiro Vieira**, defendida em 08 de julho de 2019, na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, foi submetida à banca examinadora composta pelos professores:



Prof. Dr. André Gustavo Pereira de Andrade (Orientador)
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Universidade Federal de Minas Gerais



Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Universidade Federal de Minas Gerais



Prof. Dr. Felipe Pivetta Carpes (À distância)
Universidade Federal do Pampa

*Como o Prof. Dr. Felipe Pivetta Carpes participou da Banca à distância, o Prof. Dr. André Gustavo Pereira de Andrade presidente da comissão, assinará a ata em nome do mesmo e terá validade de 60 dias. Procedimento aprovado pelo colegiado de Pós-Graduação em Ciências do Esporte.

Belo Horizonte, 08 de julho de 2019.

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais por me apoiarem sempre; em todos os momentos durante esse processo – mesmo nos momentos de estresse em que tive que abrir mão de convivência familiar (muitas vezes) para escrever a dissertação. Ao meu irmão por toda a ajuda na escrita, leitura e correções das várias versões da dissertação (mesmo sem entender muitas das vezes do que eu estava falando).

Agradeço aos amigos do Biolab, que sempre me ajudaram dando localização de músculos, explicando movimentos musculares, pelos risos e aprendizado. Agradeço a Fabiola Bertú, que me ajudou em vários momentos durante o mestrado, como na análise, interpretação dos dados e até discussões sobre os resultados.

Aos professores do Biolab, por terem me proporcionado muito aprendizado e conhecimento, em especial ao professor André Gustavo que aceitou ser meu orientador e ajudar nesse caminho meio doido de juntar física e esporte.

Assim, quando vocês souberem qual é exatamente a pergunta,

vocês saberão o que significa a resposta.

(Douglas Adams – Guia do Mochileiro das Galáxias)

RESUMO

O objetivo geral do presente estudo foi verificar o efeito da fadiga muscular sobre a rigidez dos membros inferiores (MMII) por meio de um protocolo de fadiga muscular de 100 saltos verticais com contramovimento (SCM). A rigidez dos MMII foi mensurada tanto pela rigidez articular do joelho (K_{joelho}) – por ser a articulação que apresenta maiores modificações de amplitude do movimento durante a execução do SCM – quanto pela rigidez vertical (K_{vert}), mensurada em função da modificação da altura do centro de massa de cada MMII. Além disso, buscou-se entender se o efeito da fadiga é comum entre os MMII, por meio da modificação (rigidez pós - rigidez pré) da rigidez do joelho. Verificou-se também o nível de contribuição da modificação da rigidez articular do joelho de cada MMII sobre a K_{vert} , após protocolo de fadiga, o que pode fornecer importantes subsídios para o âmbito do treinamento esportivo já que a rigidez pode influenciar no desempenho do salto. Participaram do presente estudo 23 indivíduos do sexo masculino. Todos os indivíduos foram avaliados na realização do SCM antes e após a realização do protocolo de fadiga muscular. Foram extraídos o pico de força (a partir da força de reação do solo) e o ângulo da articulação do joelho (da análise cinemática). A fadiga foi induzida pela realização de um protocolo de 100 SCM, divididos em cinco séries de 20 tentativas com um intervalo de 30s entre as séries. A queda do desempenho dado pela altura do salto foi utilizada como critério para verificar se os indivíduos fadigaram. Para análise estatística dos dados foi utilizada uma Anova mista de dois fatores com o post hoc de *Bonferroni* e uma regressão linear com a assimetria da K_{vert} como variável dependente e a assimetria da K_{joelho} como variável independente, para um nível de significância de 5%. Os resultados do estudo mostraram que houve uma redução na K_{joelho} e que a assimetria da K_{joelho} não aumentou após o protocolo de indução a fadiga muscular. Além disso, a assimetria da K_{joelho} influenciou a assimetria da K_{vert} mais no momento pré ($R^2= 59\%$) do que no momento pós ($R^2= 24\%$). Com os resultados do presente estudo foi possível concluir que houve uma redução na K_{joelho} e que os níveis de assimetria da K_{joelho} mantiveram-se constantes após protocolo de fadiga. Pode-se concluir também que houve uma modificação na explicação da assimetria da K_{vert} de cada MMII em função da assimetria da K_{joelho} quando se compara o pré e pós-teste.

Palavras – chave: Rigidez vertical. Rigidez articular. Fadiga muscular. Salto vertical com contramovimento

ABSTRACT

This study aimed to verify the effect of muscular fatigue on the stiffness of the lower limbs. We also aimed to understand whether the effect of fatigue is similar between the two lower limbs using the changes (post – pre) in the knee joints' stiffness after a fatigue protocol. Information on the changes in each knee joint stiffness after the fatigue protocol and their contribution to the changes in vertical stiffness is important for training load monitoring. Twenty-three male participated in this study. They performed a countermovement test on a force platform before and after the fatigue protocol. The fatigue protocol consisted of 100 countermovement jumps, performed as 5 bouts of 20 jumps with 30 seconds of passive recovery in-between. The decline of jump performance over the bouts suggested that participants were fatigued after the protocol. The knee joint stiffness (K_{knee}) was assessed due to the greater changes in the range of motion of the knee joint during the countermovement jump. We also assessed the vertical stiffness (K_{vert}), which refers to the changes in the height of the center of mass of each lower limb. We obtained the peak force from the ground reaction force recorded by the force platform during the CMJ. A kinematic analysis was used to calculate the angles of the knee joints. A two-way mixed ANOVA and the Bonferroni's post hoc were used to compare the means. A linear regression was used to predict the asymmetry of K_{vert} (dependent variable) from K_{knee} data (independent variable). In all cases, statistical significance was set at 5%. Results showed a reduction of the K_{knee} after the fatigue protocol, as well as an absence of increase in the asymmetry of the K_{knee} . The asymmetry of the K_{knee} had a greater influence on the asymmetry of the K_{vert} in the pre-test ($R^2= 59\%$) compared with the post-test ($R^2= 24\%$). We can conclude that the fatigue protocol reduced the K_{knee} but did not change the its asymmetry. The explanation of the asymmetry of the K_{vert} based on the asymmetry of K_{knee} changes depending on the level of fatigue (pre vs. posttests).

Keywords: Vertical Stiffness. Joint Stiffness. Muscular Fatigue. Countermovement Jumps.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Rigidez vertical e rigidez das articulações do tornozelo, joelho e quadril.....	08
Figura 2 - Relação entre a rigidez dos membros inferiores e o desempenho no SV.....	09
Figura 3 - Delineamento experimental.....	17
Figura 4 - Salto com Contramovimento.....	19
Figura 5 - Exemplo da representação gráfica do volume de captura do movimento.....	21
Figura 6 - Modelo antropométrico dos membros inferiores de Helen Hayes.....	22
Figura 7 - Representação deslocamento do centro de massa e força de reação do solo.....	24
Figura 8 - Regressão Linear para Rigidez Vertical e Rigidez Articular.....	24
Figura 9 - Representação do ângulo formada pelos segmentos perna e coxa.....	25
Gráfico 1 - Regressão linear da Assimetria rigidez vertical pela Assimetria rigidez do joelho no momento pré-fadiga.....	28
Gráfico 2 - Regressão linear da Assimetria rigidez vertical pela Assimetria rigidez do joelho no momento pré-fadiga.....	29

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Média \pm desvio padrão da K_{vert} e da K_{joelho} na ação excêntrica do SCM pré e pós a realização do protocolo de fadiga.....	27
Tabela 2 - Média \pm desvio padrão da assimetria K_{vert} e da K_{joelho} na ação excêntrica do SCM.....	27

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AS	- Ângulo de assimetria
ANOVA	- Análise de variância
Biolab	- Laboratório de Biomecânica
CAE	- Ciclo de alongamento-encurtamento
CIVM	- Contração isométrica voluntária máxima
COEP	- Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais
K_{art}	- Rigidez articular
K_{vert}	- Rigidez vertical
K_{joelho}	- Rigidez da articulação do joelho
MMII	- Membros Inferiores
SCM	- Salto com contramovimento
SV	- Salto vertical
SP	- Salto profunda
TCLE	- Termo de consentimento livre e esclarecido
UFMG	- Universidade Federal de Minas Gerais

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	11
2. OBJETIVOS	18
3. HIPÓTESES ALTERNATIVAS.....	19
4. MÉTODOS.....	20
4.1. Cuidados Éticos	20
4.2. Amostra	20
4.3. Delineamento Experimental	21
4.3.1 Primeira Sessão de Coleta.....	22
4.3.2 Segunda Sessão de Coleta	23
4.4. Salto vertical com contramovimento	23
4.5 Protocolo de indução a fadiga.....	24
4.6 Instrumentação e variáveis dependentes	25
4.6.1. Obtenção da rigidez vertical e da rigidez das articulações.....	27
4.6.2. Ângulo de Assimetria (AS)	29
5. ANÁLISE ESTATÍSTICA	31
6. RESULTADOS.....	32
7. DISCUSSÃO	35
8. CONCLUSÃO.....	41
REFERÊNCIAS.....	42
ANEXOS.....	46

1. INTRODUÇÃO

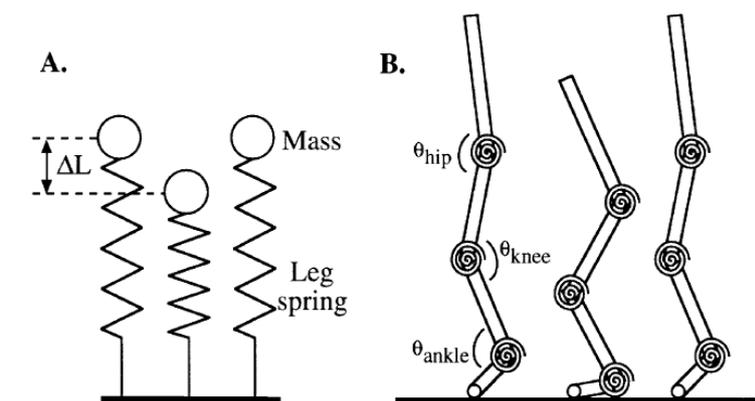
A fadiga muscular é caracterizada por uma redução da capacidade de gerar força muscular durante o exercício (TAYLOR *et al.*, 2000). Diversos protocolos têm sido utilizados para induzir a fadiga muscular, como os protocolos de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) (TOUMI *et al.*, 2006) e saltos verticais (SV) (HORITA *et al.*, 1996, RODACKI *et al.*, 2001). Apesar da utilização do protocolo de força isométrica máxima, estudos verificaram baixos níveis de relação entre a força isométrica máxima e o desempenho em situação de fadiga muscular (CHENG; RICE, 2005; DESCHENES *et al.*, 2000), fazendo com que essa forma de mensuração fosse considerada inadequada (CAIRNS *et al.*, 2005). Outra limitação deste procedimento é que ele pode subestimar as reduções na capacidade de produção de força em ações dinâmicas (CAIRNS *et al.*, 2005), e a CIVM seria mais indicada para esportes que exijam a produção de força máxima (TAYLOR *et al.*, 2012).

O SV surge então como uma alternativa para a investigação dos níveis da fadiga muscular (RONGLAN; RAASTAD; BORGESON, 2006; NINDL *et al.*, 2002; KRAEMER *et al.*, 2001; HOFFMAN *et al.*, 2002; GIRARD *et al.*, 2006; FRY *et al.*, 1993), sendo realizado com diferentes técnicas (*e.g.* salto com contramovimento (SCM) e salto profundidade (SP)) e avaliado por diferentes variáveis (*e.g.* pico de força, potência e taxa de produção de força). Algumas modificações na cinemática e cinética do movimento provocadas pela fadiga muscular nos protocolos de SV podem levar a um aumento no tempo de contato com o solo (RODACKI *et al.*, 2001), reduções do pico de velocidade angular e no momento articular do joelho (RODACKI *et al.*, 2002). Além disso, a fadiga muscular induzida por protocolos de SV provoca alterações na rigidez dos membros inferiores (BRAZIER *et al.*, 2014), que será objeto de investigação no presente estudo.

De forma geral, a rigidez é definida como sendo a resistência de um objeto a mudança de seu comprimento (BRUGHELLI *et al.*, 2008). Na literatura existem diferentes classificações e formas de cálculo da rigidez de membros inferiores (MMII), tais como rigidez articular (K_{art}) e a rigidez vertical (K_{vert}) (BRAZIER *et al.*, 2014) durante os saltos verticais. A Figura 1A ilustra o modelo

da K_{vert} dos MMII, em que ΔL representa a modificação da posição do centro de massa do membro inferior por meio da flexão de tornozelo, joelho e quadril na fase concêntrica do SV, em resposta à força aplicada. A rigidez das articulações é definida operacionalmente pela razão entre o momento e o deslocamento angular de cada articulação (BRUGHELLI *et al.*, 2008). A figura 1B ilustra as articulações do quadril (θ_{hip}) formadas pelos segmentos coxa e tronco, articulações do joelho (θ_{joelho}) formadas pelos segmentos coxa e perna e articulações do tornozelo ($\theta_{\text{tornozelo}}$) formadas pelos segmentos perna e pé. Figura esta em que é possível extrair as informações de momento angular e o ângulo de cada articulação.

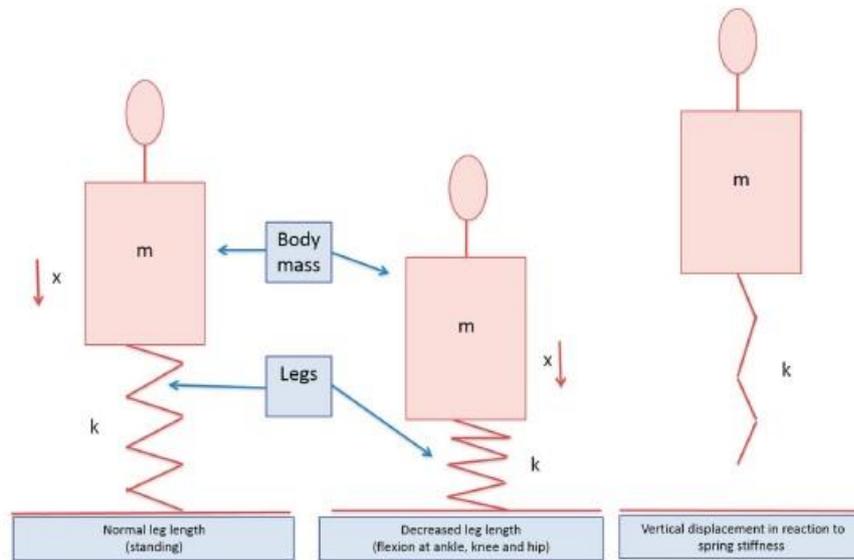
Figura 1 – Rigidez vertical (A) e rigidez das articulações do tornozelo, joelho e quadril (B)



Fonte: FARLEY; MORGENROTH, 1999; p. 268.

A rigidez de MMII é considerada um elemento importante para a melhora do desempenho no SV (BRAZIER *et al.*, 2014), pois um atleta que possui maiores níveis de rigidez de MMII pode armazenar de forma mais eficiente a energia potencial elástica na ação excêntrica do salto e conseqüentemente gerar maiores níveis de força na ação concêntrica (FIGURA 2).

Figura 2 – Relação entre a rigidez dos membros inferiores e o desempenho no SV



Legenda: K – Rigidez da mola, m - Massa Corporal, x – Deslocamento do centro de massa.

Fonte: BRAZIER *et al.*, 2014; p. 105.

A influência da fadiga muscular na K_{art} dos MMII durante a realização de SV tem sido foco de alguns estudos (RODACKI *et al.*, 2001; KUITUNEN *et al.*, 2002). Rodacki *et al.* (2001) compararam a rigidez da articulação do joelho (K_{joelho}) antes e após a realização de um protocolo de fadiga por meio do SCM. O protocolo consistiu na realização de SCM máximos auto selecionados até que o voluntário não alcançasse 70% do seu melhor desempenho em duas tentativas consecutivas. Foi verificado que os voluntários flexionavam menos a articulação do joelho em condição de fadiga muscular durante a ação excêntrica do movimento. Uma possível explicação para a redução no deslocamento angular do joelho seria que, sob fadiga muscular, os MMII tornam-se mais rígidos para desacelerar o movimento das articulações durante a ação excêntrica do movimento do que na condição sem fadiga (RODACKI *et al.*, 2001).

Em outro estudo, Kuitunen *et al.* (2002) avaliaram os efeitos da fadiga muscular, induzida por um protocolo de 100 SV consecutivos, realizados em um equipamento específico (*sledge apparatus*), na rigidez das articulações do joelho e tornozelo. A K_{art} foi mensurada na fase de aterrissagem do salto vertical submáximo e do salto em profundidade em diferentes alturas de queda. Os

autores encontraram maior redução da rigidez no SV submáximo na articulação do joelho em comparação com a do tornozelo. Essa redução da rigidez pode ser justificada através da diminuição na pré-ativação dos músculos flexores plantares e extensores do joelho, combinada às falhas na contração muscular em decorrência da combinação das fadigas periférica e central (KUITUNEN *et al.*, 2002). A rigidez está relacionada com a absorção de energia potencial elástica durante a realização dos SCM. Se há um aumento da rigidez nos MMII há um menor deslocamento angular do joelho com uma menor absorção de energia. Considerando que ao longo das repetições dos SCM a uma instauração do processo de fadiga, o que faz com que exista uma diminuição na transferência da energia potencial elástica através dos músculos dos MMII, indicando um aumento na rigidez dos MMII.

Além da rigidez das articulações, diversos estudos investigaram o efeito da fadiga muscular sobre a K_{vert} definida operacionalmente como: a razão entre a força de reação do solo na ação excêntrica pelo deslocamento do centro de massa do corpo, nos saltos verticais (McMAHON *et al.* 1990, RODACKI *et al.* 2001, CHOUKOU *et al.*, 2013). Como o sistema musculoesquelético se comporta como um sistema integrado de múltiplas articulações, estas influenciam a K_{vert} dos MMII quando estão sob efeito da fadiga muscular (PADUA *et al.*, 2006).

Hobara *et al.* (2009) verificaram que a K_{joelho} é um dos principais determinantes da K_{vert} ($R^2_{\text{ajustado}} = 0,836$, $p = 0,003$). No estudo, os voluntários realizavam quinze saltos múltiplos de altura máxima. Os autores justificaram que o aumento da K_{joelho} é devido a um maior momento da articulação do joelho com um menor deslocamento angular, quando comparado às articulações do tornozelo e quadril, no final da ação excêntrica. Considerando que a K_{art} dos MMII está relacionada ao desempenho no SV (HOBARA *et al.*, 2010), e que alterações na rigidez de uma articulação podem impactar na K_{vert} , entender como se dá a modificação da rigidez da articulação do joelho dos MMII após um protocolo de fadiga é importante para compreender quais são as estratégias utilizadas na tentativa de manutenção do desempenho (BRAZIER *et al.*, 2014).

Além disso, os estudos que investigaram o efeito da fadiga muscular sobre a K_{art} utilizaram apenas um dos MMII para análise, sendo que a literatura

mostra que os MMII não participam, necessariamente, de maneira simétrica em relação à produção de força durante os saltos (NEWTON *et al.*, 2006; IMPELLIZZERI *et al.*, 2007; MENZEL *et al.*, 2013). Portanto, os efeitos da fadiga muscular poderiam ser distintos entre os MMII e em grupos com diferentes níveis de assimetria de força. No presente estudo será verificado o comportamento das rigidezes vertical e articular do joelho dos MMII separadamente e a assimetria destas rigidezes em situação de fadiga.

Assimetria será entendida como uma diferença em parâmetros dinâmicos e/ou cinemáticos entre os MMII durante a realização de uma tarefa motora (HODGES; PATRICK; REISER, 2011).

Por exemplo, considere dois indivíduos (A e B) submetidos a um protocolo de fadiga muscular por meio da realização de um protocolo de fadiga de SV. O indivíduo A produz, em média, um impulso de frenagem na ação excêntrica de 200 N.s com o membro inferior direito (MID) (preferido) e de 100 N.s com o membro inferior esquerdo (MIE) (não preferido). O indivíduo B realizou o mesmo protocolo com uma produção de impulso na ação excêntrica simétrica entre os MMII (e.g. 150N.s em cada membro). Levando em consideração que a rigidez pode influenciar no aproveitamento da energia potencial elástica durante o ciclo de alongamento-encurtamento (CAE) no SCM, essa diferença na produção de impulso na fase de frenagem entre os MMII do indivíduo A pode levar a modificações distintas na rigidez das articulações do joelho dos MMII, comparado ao indivíduo B, durante um protocolo de fadiga por meio do SV. O raciocínio acima encontra respaldo na literatura, pois de acordo com Hodges, Patrick e Reiser (2011) compreender as possíveis alterações da assimetria de força em situação de fadiga muscular poderia auxiliar no entendimento da maior ocorrência de lesão musculoesquelética não traumática ao final de jogos e treinamentos esportivos (JOHNSTON *et al.*, 1998; OSTENBERG; ROSS, 2000; WOODS *et al.*, 2004).

Dessa maneira, fazer a inferência que a rigidez de ambos os MMII se comportaria da mesma forma após a indução da fadiga muscular pode não representar a realidade de atletas de diferentes esportes que apresentam assimetrias bilaterais de força possivelmente decorrentes de demandas esportivas específicas (IMPELLIZZERI *et al.*, 2007; LAWSON *et al.*, 2006; MENZEL *et al.*, 2013).

Finalmente, considerando que a mudança na K_{art} em função da fadiga muscular é um fator em potencial para influenciar a K_{vert} , obter dados sobre assimetrias de rigidez das articulações e o efeito da fadiga sobre esta variável aumentará o entendimento dos possíveis fatores que interferem na K_{vert} . No melhor do nosso conhecimento, o único estudo que investigou a influência da modificação da assimetria da rigidez nas articulações na assimetria da K_{vert} foi o de Maloney *et al.* (2016). Os autores verificaram o comportamento da assimetria da K_{vert} com a hipótese de que a K_{art} do tornozelo teria a maior influência na K_{vert} . Os voluntários deveriam realizar três saltos pliométricos unilaterais, com um intervalo de 60 segundos entre cada tentativa para o cálculo da K_{vert} . Para determinar a assimetria entre os membros foi utilizado o ângulo de simetria (ZIFCHOCK *et al.*, 2008), sendo que houve uma diferença significativa entre os membros inferiores na K_{art} do tornozelo, indicando que esta variável seria importante na modulação da assimetria da K_{vert} . Os autores colocam que sendo a articulação do tornozelo menos rígida, ocorreria um maior deslocamento angular, gerando uma maior influência na K_{vert} do sistema musculoesquelético do membro inferior, comparado à articulação do joelho.

Entretanto, Maloney *et al.* (2016) quantificaram a assimetria da rigidez das articulações do tornozelo e joelho em uma tarefa unilateral em que existe uma dificuldade em manter o equilíbrio dinâmico durante a execução do salto e isso pode afetar o desempenho de uma maneira diferente para cada membro, dificultando o entendimento das reais diferenças entre os MMII (IMPELLIZZERI *et al.*, 2007). Sendo assim, uma possível solução para essa limitação, seria calcular a assimetria da rigidez de MMII dos saltos verticais realizados em duas plataformas de força de maneira bipodal, que além de serem de mais fácil execução, permitem que os MMII sejam comparados na mesma tentativa, proporcionando uma análise simultânea da contribuição dos dois MMII para o desempenho no salto (MENZEL *et al.*, 2013). O único estudo encontrado na literatura que verificou a assimetria da rigidez dos MMII no SCM, não mensurou a contribuição da rigidez de cada articulação sobre a rigidez vertical e não realizou um protocolo de fadiga muscular (STRUZIK & ZAWADZKI, 2017). Neste sentido, ainda não existem dados disponíveis sobre a influência da rigidez das articulações, verificadas em cada membro inferior

separadamente sobre a K_{vert} nas ações excêntricas durante a execução do SCM.

2. OBJETIVOS

1) Comparar a rigidez da articulação do joelho e a rigidez vertical na ação excêntrica do SCM antes e imediatamente após a realização de um protocolo de indução à fadiga muscular.

2) Comparar a assimetria da rigidez da articulação dos joelhos e da rigidez vertical dos MMII, na ação excêntrica do SCM, antes e imediatamente após a realização de um protocolo de indução à fadiga muscular.

3) Verificar o nível de influência da assimetria da rigidez da articulação do joelho na assimetria da rigidez vertical, na ação excêntrica do SCM antes e após a realização de um protocolo de indução à fadiga muscular.

3. HIPÓTESES ALTERNATIVAS

Hipótese alternativa (H1): Haverá redução na rigidez da articulação do joelho e manutenção da rigidez vertical após o protocolo de indução à fadiga muscular.

Hipótese alternativa (H2): A assimetria da rigidez da articulação dos joelhos apresentará uma redução após o protocolo de indução à fadiga muscular.

Hipótese alternativa (H3): A assimetria da rigidez da articulação do joelho será capaz de prever a assimetria da rigidez vertical, antes e após o protocolo de indução à fadiga muscular.

4. MÉTODOS

4.1. Cuidados Éticos

Este estudo respeitou todas as normas estabelecidas pelo Conselho Nacional em Saúde (2012) envolvendo pesquisas com seres humanos (RES 466/12). Antes de iniciarem a participação neste projeto, os voluntários receberam todas as informações quanto aos objetivos e ao processo metodológico, deram consentimento por escrito e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) (Anexo A) de que estavam cientes de que a participação na pesquisa seria de forma voluntária. A saúde e o bem estar dos voluntários estiveram sempre acima de qualquer outro interesse, assim como também foi garantido o anonimato durante a participação no estudo. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (COEP – UFMG) sob o número de parecer CAAE 49970015.4.0000.5149 (Anexo B).

4.2. Amostra

A amostra do presente estudo foi composta por 23 homens fisicamente ativos (estatura de $1,77 \pm 0,07$ m, com massa corporal $75,00 \pm 11,75$ Kg e idade 26 ± 4 anos), que praticam um mínimo de 150 minutos de atividade física semanal (ACMS, 2013), que foram recrutados através de divulgação nas unidades da Universidade Federal de Minas Gerais.

Para participar da pesquisa os voluntários deveriam atender os seguintes critérios de inclusão:

- Ausência de lesões musculoesqueléticas nos últimos seis meses nos membros inferiores, pelve ou coluna lombar;
- Praticar atividade física que envolva treinamento regular nos últimos seis meses pelo menos três vezes por semana durante 30-50 minutos;
- Não praticar nenhuma atividade física que favorecesse o aumento dos níveis de assimetria de força;

- Ser capaz de realizar os movimentos propostos na pesquisa.

Como critérios de exclusão foram adotados os seguintes aspectos:

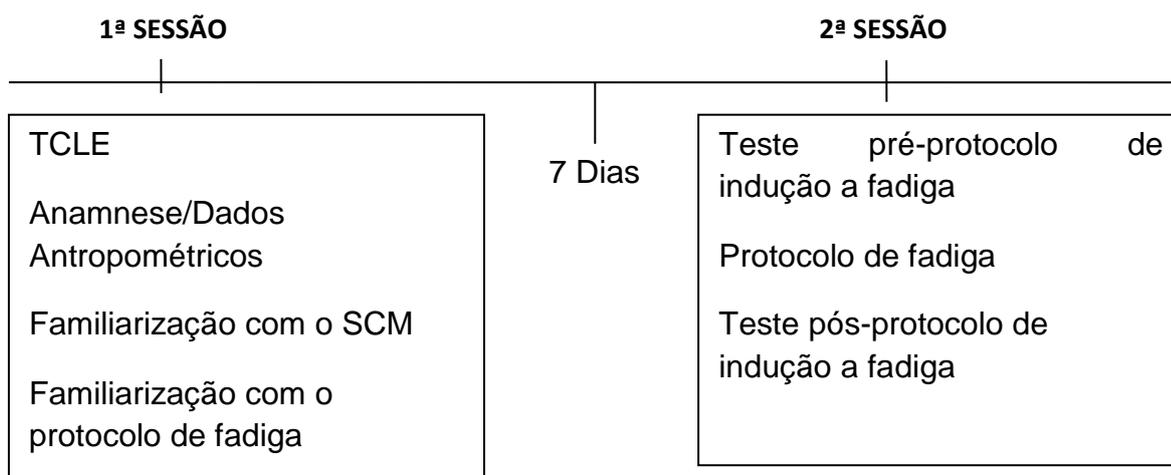
- Não ser capaz de realizar os procedimentos propostos pelo estudo;
- Sofrer alguma lesão musculoesquelética nos membros inferiores, pelve ou coluna lombar durante o período de participação no estudo;
- Não contemplar os critérios de inclusão.

O número de voluntários foi determinado através de um estudo piloto juntamente com o programa estatístico *G-Power*, com tamanho de efeito de 80%, e nível de significância de 5% (BECK, 2013). As variáveis de análise foram altura do salto, K_{vert} e K_{joelho} obtidas no SCM.

4.3. Delineamento Experimental

Os voluntários compareceram ao Laboratório de Biomecânica (Biolab) da Universidade Federal de Minas Gerais, para a realização do estudo, que consistiu em duas sessões experimentais.

Na primeira sessão, foi realizada a familiarização do SCM, do protocolo de fadiga de 100 SCM máximos. Após sete dias, os voluntários retornaram ao Biolab para realizar a segunda sessão experimental, que consistiu na avaliação dos efeitos da fadiga muscular na K_{vert} e na K_{joelho} . Esse intervalo foi adotado para que durante a sessão experimental os voluntários para garantir que os indivíduos estariam totalmente recuperados do protocolo de fadiga. Os testes de familiarização e o protocolo de fadiga serão explicados mais adiante. A figura 3 ilustra o delineamento experimental do presente estudo.

Figura 3 – Delineamento experimental

Fonte: Elaboração Própria

As sessões foram realizadas de acordo com a disponibilidade dos voluntários.

4.3.1 Primeira Sessão de Coleta

Na primeira sessão, os voluntários foram novamente esclarecidos quanto aos procedimentos do estudo e assinaram o TCLE. Após essa assinatura, a anamnese (Anexo C) foi aplicada.

Para a familiarização com o SCM, os voluntários realizaram o mínimo de 16 tentativas do SCM, com intervalo de um minuto entre as repetições. Após esses saltos foi realizado um teste de comparação de médias (teste t) para verificar a equivalência do desempenho entre a primeira metade (os oito primeiros saltos) e a segunda metade (os oito últimos saltos), considerando um intervalo de confiança (IC) de 95% (RODGERS *et al.*, 1993). Se a equidade entre os oito primeiros e oitos últimos saltos não fosse atingida, a sequência era novamente aplicada e um novo teste t era realizado. O desempenho do salto foi determinado pelo tempo de voo obtido no sistema das duas plataformas de força sincronizadas.

A familiarização ao protocolo de fadiga muscular consistiu em realizar o protocolo de 100 SCM máximos (Skurvydas *et al.*, 2000), sendo cinco séries de 20 saltos com pausa de 30 segundos entre as séries. Esse protocolo será descrito posteriormente.

4.3.2 Segunda Sessão de Coleta

Uma semana após a primeira sessão de coleta, os voluntários retornaram ao Biolab para a realização da segunda sessão de coleta. Nessa sessão foi realizado o protocolo de indução à fadiga muscular e a avaliação da rigidez das articulações e vertical antes e imediatamente após o protocolo de indução a fadiga.

Antes do início dos testes, foram posicionados marcadores reflexivos em pontos previamente determinados nos MMII dos voluntários, necessários para a realização da análise cinemática do movimento. Os voluntários foram posicionados sob as duas plataformas de força, utilizadas para a obtenção das forças de reação do solo, um membro inferior em cada plataforma, que estavam localizadas no centro da área de captura cinemática.

Após o posicionamento, foi iniciado o teste antes do protocolo de indução a fadiga muscular (teste pré-fadiga). Esse teste consistiu na realização de cinco tentativas válidas do SCM, para o registro das seguintes informações: altura do salto, força de reação do solo e deslocamento do centro de massa. Isto para cálculo posterior da K_{vert} e mensuração dos dados de momento e variação do ângulo das articulações do joelho para o cálculo da K_{art} para ambos os MMII.

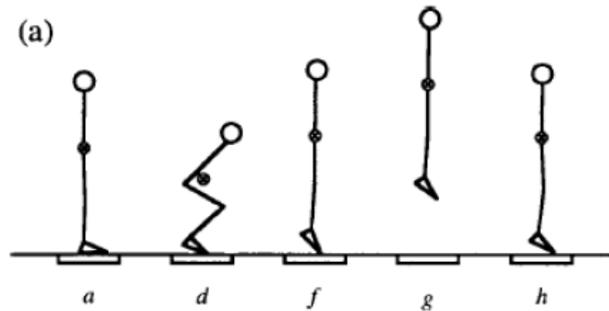
Após o teste pré-fadiga, foi realizado o protocolo de fadiga de 100 SCM máximos (SKURVDAS *et al.*, 2000). Imediatamente após o final do protocolo de indução a fadiga muscular, foi verificada a necessidade de posicionamento de algum marcador reflexivo nos MMII. Após essa conferência e possível reposicionamento, o teste pós-protocolo de fadiga (teste pós-fadiga) foi iniciado, e assim como o teste pré-fadiga, consistiu na realização de cinco tentativas válidas do SCM.

4.4. Salto vertical com contramovimento

O SCM foi utilizado para a avaliação da K_{vert} e da K_{art} dos MMII. Na execução desse movimento, os voluntários partiram da posição de pé e executaram um movimento descendente com grau de flexão autosselecionado

de joelhos, tornozelos e quadril para realizar então um movimento ascendente máximo (figura 4). Os voluntários deveriam manter os joelhos estendidos, pés em flexão plantar durante a fase de voo do SCM e as mãos fixas no quadril (LEES; VANRENTERGHEM; CLERCQ, 2006).

Figura 4 – Salto com contramovimento



Fonte: LINTHORNE, 2001, p. 2

Foram desconsideradas as tentativas se os voluntários realizassem qualquer um dos itens citados:

- 1) Tirar a mão da cintura em qualquer momento da realização do salto;
- 2) Aterrissar fora da plataforma de força com qualquer um dos membros inferiores;
- 3) Flexionar os joelhos durante a fase de voo do salto;
- 4) Não aterrissar primeiramente com a ponta dos pés.

4.5 Protocolo de indução a fadiga

No protocolo de indução a fadiga, o voluntário, partindo da posição em pé, executou SCM em intensidade máxima. Os saltos foram divididos em cinco séries de 20 repetições e com 30s de intervalo entre as séries (SKURVYDAS *et al.*, 2000). O intervalo entre cada tentativa foi o menor possível, sendo apenas para que os indivíduos se reposicionassem sobre as plataformas de força e voltassem à posição inicial para iniciar a próxima tentativa (SKURVYDAS *et al.*, 2000). O protocolo poderia ser interrompido por

solicitação do próprio voluntário ou pela percepção da pesquisadora da incapacidade de continuidade do teste. Os indivíduos foram considerados fadigados se houvesse uma redução de 20% da altura do salto no SCM entre o pré e o pós-teste (RODACKI, 2001).

4.6 Instrumentação e variáveis dependentes

Para análise das variáveis dependentes, foi utilizado um sistema integrado/sincronizado com oito câmeras de alta frequência de aquisição (*Prime 17w*, 70°, 1,7MP, 360FPS, *Optitrack*, EUA) e duas plataformas de força sincronizadas (*AMTI OR5-6*, *Force and Motion*, EUA), conectados a um computador com o programa *Motive Tracker* (*Optitrack*, EUA) devidamente instalado. As câmeras estavam posicionadas ao redor das plataformas de força, criando uma área de captura do movimento com as plataformas de força centralizadas na área da coleta. Esse posicionamento das câmeras foi mantido durante toda a coleta para que durante todo o procedimento os marcadores reflexivos, ficassem visíveis por pelo menos duas câmeras (Figura 4).

Figura 5 - Exemplo da representação gráfica do volume de captura do movimento



Legenda: Plataformas de força, Sistema de capturas de câmeras.

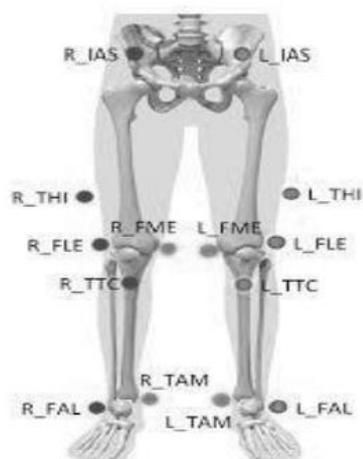
Fonte: Acervo Biolab

O sistema foi calibrado e sincronizado no início da sessão, sendo um erro inferior a 0,2 mm em todo processo de calibração – esse valor foi

determinado pelo programa *Motive Tracker (Optitrack, EUA)*. As plataformas de força foram zeradas sempre antes do início da aquisição dos dados do próximo voluntário. As taxas de amostragem foram de 100 Hz e 1000 Hz para as análises cinemática e cinética, respectivamente.

Marcadores reflexivos foram posicionados em pontos específicos determinados pelo modelo antropométrico de *Helen Hayes* que estima a localização dos eixos articulares. Os marcadores foram fixados no pé (segundo metatarso e calcâneo), tornozelo (maléolos lateral e medial), perna (pontos médios na perna), coxa (epicôndilos lateral e medial, pontos médios na coxa) e pelve (espinha íliaca anterior superior direita e esquerda, sacro) (Figura 5).

Figura 6 – Modelo antropométrico dos membros inferiores de Helen Hayes



Legenda: R_IAS: espinha íliaca anterior superior direita; L_IAS: espinha íliaca anterior superior esquerda; R_THI: ponto médio coxa direita; L_THI: ponto médio coxa esquerda; R_FLE: epicôndilo lateral direito; R_FME: epicôndilo medial direito; L_FME: epicôndilo medial esquerdo; L_FLE: epicôndilo lateral esquerdo; R_TTC: ponto médio na perna direita; L_TTC: ponto médio na perna esquerda; R_FAL: maléolo lateral direito; R_TAM: maléolo medial direito; L_TAM: maléolo medial esquerdo; L_FAL: maléolo lateral esquerdo.

Fonte: http://old.qualisys.com/wp-content/uploads/2012/09/PI_PAF_Gait.pdf

Após a fixação dos marcadores reflexivos, antes da realização dos SCM e do protocolo de fadiga muscular, foi realizada a aquisição de uma imagem estática dos voluntários para que o modelo antropométrico dos MMII fosse determinado. Em caso de queda de algum marcador durante os

procedimentos, um novo marcador foi posicionado no mesmo ponto e uma nova imagem estática foi realizada para a análise das tentativas subsequentes. Se os marcadores caíssem durante o teste antes do protocolo de fadiga, ele era posicionado antes de iniciar o protocolo de fadiga. Se os marcadores caíssem durante o protocolo de fadiga, os marcadores eram colocados após o final do protocolo e antes do início do teste pós protocolo de fadiga.

Todos os arquivos foram exportados no formato “.c3d” para posterior análise no programa *Visual 3D* (V5, C-Motion, Research Biomechanics, EUA). Os dados foram inicialmente filtrados com um filtro passa baixa Butterworth de 4ª ordem, a uma frequência de corte de 10 Hz (KOBAYASHI *et al.*, 2013) e 50 Hz (MENZEL *et al.*, 2013) para os dados cinemáticos e dinâmicos, respectivamente.

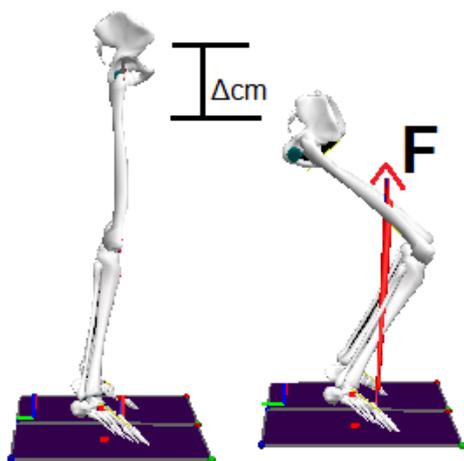
4.6.1. Obtenção da rigidez vertical e da rigidez das articulações

A K_{vert} e a K_{art} foram obtidas através do centro de massa do segmento. Esse posicionamento foi determinado pelo *Visual 3D* através do modelo antropométrico de *Hanavan*, que estima a localização do centro de massa para reconstrução dos segmentos de maneira geométrica. Foram determinados também os centros de massa de cada MMII separadamente – o que é um diferencial metodológico do presente estudo. Isso foi feito, devido ao fato da rigidez de cada MMII poder se comportar de forma distinta na ação excêntrica do SCM – que era constituída do início do movimento até o ponto mais baixo do SCM. Se fosse considerado apenas o deslocamento do centro de massa total do corpo não seria possível identificar a assimetria entre os MMII.

Os cálculos da K_{vert} e K_{art} foram realizados antes e imediatamente após a realização do protocolo de fadiga muscular. O cálculo da K_{vert} foi feito através de uma regressão linear (STRUZIK; ZAWADZKI, 2017) (Figura 8A) do deslocamento do centro de massa do membro inferior (variável dependente, considerado na coxa) e a força de reação do solo para cada membro inferior (variável independente, em que o valor da inclinação da reta foi utilizado para determinar os valores da rigidez). A relação entre as variáveis dependentes e independentes é dada pelo coeficiente correlação linear de Pearson (r) e pelo

R^2 . O valor de R^2 corresponde à porcentagem de alteração da variável dependente em função da variável independente. Na figura 7 podem-se observar os pontos de atuação da força de reação do solo e o deslocamento do centro de massa, no ponto mais baixo da ação excêntrica do SCM.

Figura 7 – Representação deslocamento do centro de massa e força de reação do solo

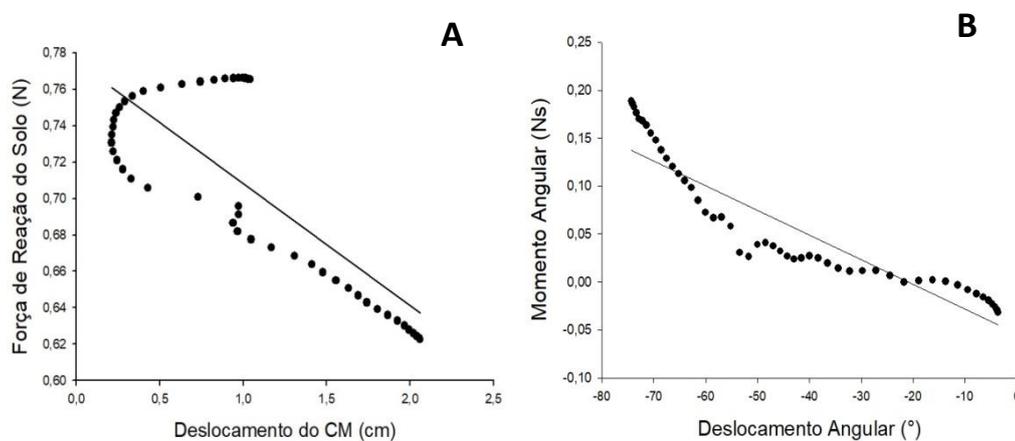


Fonte: *Visual 3D*

Em que 'F' é a força de reação do solo e ' Δcm ' é o deslocamento do centro de massa de cada membro inferior.

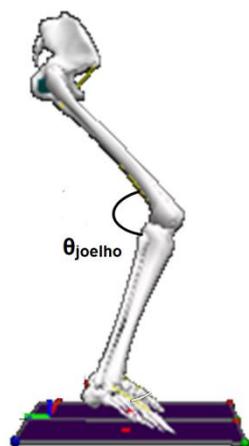
O cálculo da rigidez das articulações também foi feito através de uma regressão linear (figura 8B) do ângulo da articulação do joelho (θ_{joelho}) (variável independente) e o momento articular (variável dependente) formado pelos segmentos – perna e coxa – dos membros inferiores (Figura 9).

Figura 8 – Regressão Linear para Rigidez Vertical e Rigidez Articular para um membro inferior



Fonte: Elaboração Própria

Figura 9 – Representação do ângulo formada pelos segmentos perna e coxa



Fonte: Visual 3D

4.6.2. Ângulo de Assimetria (AS)

Para determinar a assimetria da K_{vert} e a assimetria da K_{art} dos MMII foi utilizado o Ângulo de Simetria (AS) proposto por Zifchock *et al.* (2008):

$$AS = \frac{(45^\circ - \arctan\left(\frac{X_{\text{Esquerdo}}}{X_{\text{Direito}}}\right))}{90^\circ} \times 100 \quad (1)$$

em que, X_{Esquerdo} corresponde aos valores de rigidez do MIE; X_{Direito} aos valores de rigidez do MID e $\arctan\left(\frac{X_{\text{Esquerdo}}}{X_{\text{Direito}}}\right)$ corresponde ao arco-tangente da razão entre os membros inferiores.

A assimetria foi calculada antes e após a realização do protocolo de fadiga muscular.

5. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Inicialmente foi realizada uma análise estatística descritiva dos dados (média e desvio padrão - DP). A normalidade e esfericidade dos dados foram verificadas pelo teste estatístico de Shapiro-Wilk e Mauchly, respectivamente.

Em relação ao primeiro objetivo, foi realizada uma análise de variância (ANOVA) de medidas repetidas two-way (membro x tempo) para verificar possíveis diferenças na modificação da K_{vert} e K_{art} após o protocolo de fadiga na ação excêntrica do SCM. Se fossem encontradas diferenças significativas, o teste *Post Hoc* de *Bonferroni* foi aplicado. O tamanho de efeito para cada relação foi determinado pelo eta ao quadrado parcial (η^2_{parcial}), em que os valores de 0,14, 0,06 e 0,01 representaram tamanho de efeito grande, médio e pequeno, respectivamente (COHEN, 1988; FRITZ; MORRIS; RICHLER, 2012).

Para verificar se houve diferença significativa na assimetria da rigidez da articulação do joelho na ação excêntrica do SCM entre indivíduos foi utilizado um teste t-pareado. O tamanho de efeito foi determinado pelo d de Cohen e os valores de referência utilizados para classificação foram: grande = $> 0,8$; médio = $0,8 - 0,5$; e pequeno = $0,5 - 0,2$ (COHEN, 1988; FRITZ; MORRIS; RICHLER, 2012).

Finalmente, foi realizada a análise de regressão linear simples para verificar a influência da rigidez da articulação do joelho sobre a K_{vert} tanto no pré quanto no pós-teste.

O nível de significância adotado foi de $\alpha < 0,05$. Foi utilizado o programa estatístico *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS) versão 20.00 (SPSS Inc.).

6. RESULTADOS

Foi observada uma redução na altura do salto de aproximadamente 14 cm (24%) no momento imediatamente após a realização do protocolo de fadiga em relação ao pré-teste e, portanto, pode-se considerar que o protocolo promoveu fadiga nos voluntários (RODAKCI, 2001).

A tabela 1 apresenta os dados descritivos (média \pm desvio padrão) das variáveis K_{vert} e K_{joelho} analisadas na ação excêntrica do SCM.

Tabela 1. Média \pm desvio padrão da K_{vert} e da K_{art} do joelho na ação excêntrica do SCM pré e pós a realização do protocolo de fadiga.

Variáveis	Membro inferior direito		Membro inferior esquerdo	
	Pré-fadiga	Pós-fadiga	Pré-fadiga	Pós-fadiga
K_{vert}	6,70 \pm 1,94	6,47 \pm 2,09	6,18 \pm 1,85	5,75 \pm 2,56
K_{joelho}	0,30 \pm 0,07	0,25 \pm 0,07	0,25 \pm 0,09	0,21 \pm 0,08

Legenda: BW* - Metade do peso corporal; Notação científica K_{vert} - (N/BW*/m); K_{joelho} - (Nm·(BW*·deg)⁻¹·x10⁻²)

Fonte: Elaboração própria

Não foi encontrada uma interação significativa entre membro inferior x tempo para K_{vert} na ação excêntrica do SCM ($F_{1, 22} = 0,19$; $p=0,66$; $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,01$). Também não foi encontrado nenhum efeito principal na K_{vert} tanto para o fator membro inferior ($F_{1, 22} = 2,72$; $p=0,11$; $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,11$), quanto para fator tempo ($F_{1, 22} = 1,00$; $p=0,32$; $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,04$) na ação excêntrica do SCM.

Para a K_{joelho} , não foi encontrada uma interação significativa entre membro x tempo para a ação excêntrica do SCM ($F_{1, 22} = 0,80$; $p=0,36$; $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,03$). Entretanto, foi encontrado efeito principal para os fatores membro ($F_{1, 22} = 6,84$; $p=0,01$; $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,23$) e tempo ($F_{1, 22} = 13,48$; $p= 0,01$, $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,38$), sendo que o valor foi normalizado pela metade do peso corporal. A K_{joelho} direita foi maior (0,27) que a K_{joelho} esquerda (0,23). A rigidez normalizada pós-fadiga (0,23) foi menor quando comparada a rigidez pré-fadiga (0,27).

Na tabela 2 estão apresentados os dados descritivos (média \pm desvio padrão) da assimetria K_{vert} , K_{joelho} na ação excêntrica do SCM.

Tabela 2. Assimetria da K_{vert} e da K_{joelho} na ação excêntrica do SCM

Variáveis	Ação excêntrica do SCM	
	Pré-fadiga	Pós-fadiga
AS_{vert}	2,21 ± 12,16	4,82 ± 11,78
AS_{joelho}	6,15 ± 10,70	4,14 ± 14,69

Legenda: BW* - Metade do peso corporal, AS_{vert} - Ângulo de assimetria da rigidez vertical, AS_{joelho} - Ângulo de assimetria rigidez do joelho.

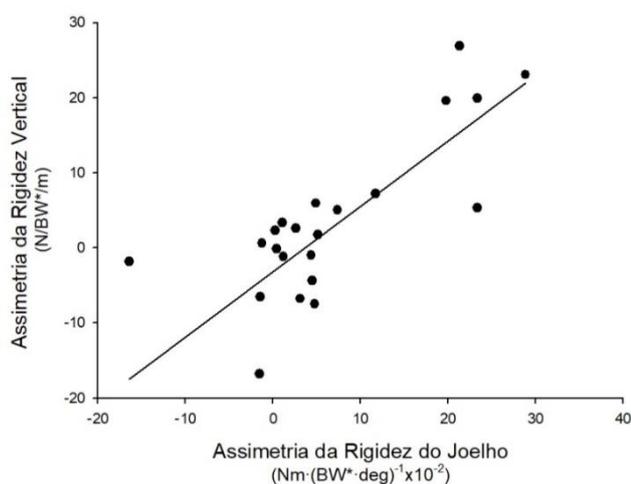
Fonte: Elaboração própria

Não foram encontradas diferenças significativas para a assimetria da rigidez das articulações do joelho na ação excêntrica do SCM pré e pós fadiga ($p = 0,42$; $d = 0,16$) e da rigidez vertical ($p=0,51$; $d=0,22$). Além disso, o tamanho do efeito foi considerado pequeno.

Em relação ao terceiro objetivo do estudo, pode-se observar que a assimetria da K_{vert} sofre influência da assimetria da articulação do joelho no momento pré-fadiga ($R^2= 0,59$) e pós-fadiga ($R^2= 0,24$). Abaixo são mostradas as equações de predição no momento pré e pós fadiga, respectivamente (Equações 2 e 3):

$$\text{Assimetria } K_{\text{vert}} = -3,15 + 0,87 AS_{\text{joelho}} \quad (2)$$

Gráfico 1 – Regressão linear da Assimetria rigidez vertical pela Assimetria rigidez do joelho no momento pré-fadiga

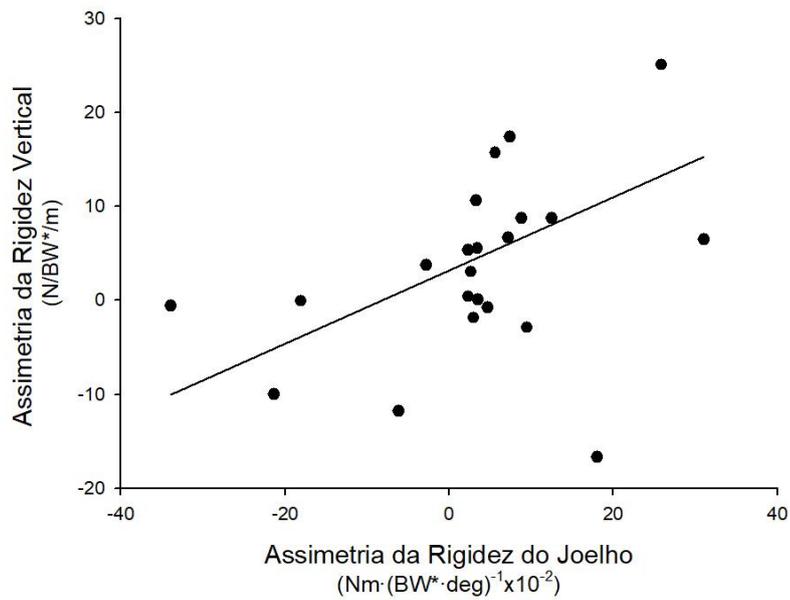


Fonte: Elaboração Própria

No momento após o teste que induziu fadiga muscular a equação de predição foi dada por:

$$\text{Assimetria } K_{\text{vert}} = 3,81 + 0,39 AS_{\text{joelho}} \quad (3)$$

Gráfico 2 – Regressão linear da Assimetria rigidez vertical pela Assimetria rigidez do joelho no momento pós-fadiga



Fonte: Elaboração Própria

7. DISCUSSÃO

A primeira hipótese do presente estudo era que haveria redução na rigidez da articulação do joelho e manutenção da rigidez vertical após o protocolo de indução à fadiga muscular. A hipótese foi confirmada, já que houve redução significativa da K_{joelho} na ação excêntrica do SCM e a K_{vert} não alterou. Os resultados do presente estudo corroboram os achados de Wang *et al.*, (2016) que utilizaram dois tipos de exercício para promover fadiga muscular, que também observaram uma redução na rigidez do joelho após um exercício muscular geral (corrida em esteira), o que pode ser explicado pela fadiga central com redução do mecanismo contrátil do músculo. Entretanto, os resultados do presente estudo não estão de acordo com os resultados encontrados por Rodacki *et al.* (2001), que encontraram um aumento significativo na K_{joelho} em situação de fadiga muscular.

A diferença nos protocolos utilizados pode ser uma possível explicação para essa divergência. No estudo de Rodacki *et al.* (2001), os voluntários foram fadigados através de SCM até não atingirem mais 70% da altura do salto máximo em duas tentativas consecutivas o que ocorreu após uma média de 30 saltos. No presente estudo, os voluntários realizavam um volume de saltos maior (100 SCM) em cinco séries de 20 saltos. Como no presente estudo foram realizados mais saltos do que no estudo de Rodacki *et al.* (2001), as demandas físicas dos protocolos podem ter gerado diferentes efeitos nos voluntários. Como tanto as manifestações da fadiga central quanto da periférica parecem ser tarefa-dependentes e, o tipo de exercício influencia no desenvolvimento da fadiga muscular, podem-se esperar modificações distintas de acordo com o tipo e a intensidade do exercício aplicado (WANG *et al.*, 2016).

Como ainda não foram verificadas alterações significativas nos graus de flexão do joelho antes e após a realização do protocolo de fadiga muscular, a redução da rigidez foi dada em função de uma redução significativa no momento angular do joelho. Assim, no presente estudo, a redução da K_{joelho} poderia estar relacionada muito mais à redução na capacidade de produzir força pelos MMII e não a ajustes compensatórios na técnica do movimento conforme discutido por Rodacki *et al.* (2001). Bem como pode ser justificada

também por uma possível diminuição na pré-ativação dos músculos extensores do joelho, combinada às falhas na contração muscular em decorrência da combinação da fadiga periférica e central (KUITUNEN *et al.*, 2002).

Um dos fatores causadores da fadiga muscular é o aumento da concentração de íons de hidrogênio celular. No presente estudo, fadiga foi entendida como a redução da capacidade de gerar força muscular durante o exercício (TAYLOR *et al.*, 2000). A alta intensidade do exercício diminui a utilização do oxigênio na via energética com conseqüente mudança do pH intracelular. Essa alteração do meio intracelular gera desequilíbrios iônicos (com modificação na liberação, distribuição e captação de cálcio intracelular, principalmente) e, conseqüentemente, possíveis alterações na função contrátil (FITTS, 1994). A função contrátil alterada causa redução da capacidade de produzir força em estado de fadiga. Dessa forma, maior redução dos valores absolutos de força antes em comparação aos valores imediatamente após a realização do protocolo de fadiga seria esperada para esse membro inferior. Porém ambos os membros apresentaram comportamento semelhante e a diferença não foi significativa (MID: $\Delta F = -0,16$ N/BW; MIE: $\Delta F = -0,14$ N/BW, $p > 0,05$). O deslocamento do CM também não apresentou diferença entre eles (CM: $\Delta MID = 0,021$ m; $\Delta MIE = -0,033$ m; $p > 0,05$). Esse comportamento similar dos MMII pode ser explicado pela ausência de diferença na produção de força antes a realização do protocolo de fadiga (MID: $F = 853,45 \pm 133,33$; MIE: $F = 838,72 \pm 137,6$; $p = 0,304$). Como os MMII produziram força similar, parece que sofrem os efeitos da fadiga de maneira semelhante. Apesar de não ter sido registrado o sinal eletromiográfico, os resultados da redução da altura do salto no presente estudo permitem inferir que a fadiga central ocorreu.

Em relação a K_{vert} , os resultados mostraram que houve uma manutenção da K_{vert} na ação excêntrica do SCM imediatamente após a realização de um protocolo de fadiga e um comportamento semelhante entre os MMII. No momento anterior à realização do protocolo de fadiga, os valores de K_{vert} dos MMII (Tabela 1), foram semelhantes a estudos que avaliaram a mesma fase do SCM (RODAKCI *et al.*, 2001; 2002; STRUZIK; ZAWADZKI, 2013). Ambos os estudos utilizaram esse salto para identificar a K_{vert} e também a determinaram pela inclinação da curva de regressão linear. Uma vez que

existem diferentes equações para determinação da rigidez vertical (BRUGHELLI; CRONIN, 2008), a utilização desse método torna possível a comparação dos resultados encontrados com outros estudos (STRUZIK; ZAWADZKI, 2013). Imediatamente após a realização do protocolo de fadiga, nossos resultados sugerem uma manutenção da K_{vert} nessa fase do movimento, o que corrobora estudos encontrados na literatura (PADUA *et al.*, 2006; BOULLOSA *et al.*, 2011; BOOZARI *et al.*, 2018). Como não houve interação significativa para essa variável, e nem efeito principal de membro inferior, é possível concluir que os MMII não eram diferentes entre si antes da realização do protocolo de fadiga e essa ausência de diferença foi mantida imediatamente após a realização do protocolo, contrariando a hipótese de que os MMII apresentariam comportamento diferente após a realização do protocolo.

A K_{vert} é um importante fator que contribui para o armazenamento de energia potencial elástica muscular e que, por sua vez, se relaciona ao desempenho do salto. Essa energia é aproveitada como energia cinética na ação concêntrica do salto, o que, conseqüentemente, pode aumentar a altura máxima atingida nesse movimento (STRUZIK; ZAWADZKI, 2013; STRUZIK; ZAWADZKI, 2016). Assim, uma redução da K_{vert} poderia ser uma das causas da redução no desempenho em situação de fadiga muscular. No presente estudo a K_{vert} não se alterou, apesar de ser observada uma altura do salto aproximadamente 6 cm menor (redução de 20% no desempenho) no momento imediatamente após a realização do protocolo de fadiga em relação ao momento antes.

A manutenção da K_{vert} verificada no presente estudo, não corrobora os resultados encontrados por Rodacki *et al.* (2001). Esses autores verificaram um aumento significativo da K_{vert} (73%) sob condição de fadiga influenciada pela redução no deslocamento vertical do CM (20,4%). Nossos resultados mostraram que o deslocamento vertical do CM de cada membro inferior praticamente não se alterou após o protocolo de fadiga. Esse resultado diferente do apresentado na literatura pode ser devido novamente aos diferentes protocolos de indução de fadiga. O presente estudo utilizou um protocolo com número de saltos fixo (100 saltos). Já Rodacki *et al.* (2001)

utilizaram uma queda de 30% da altura do salto para finalizar o protocolo de fadiga, o que foi atingido com aproximadamente 30 saltos, assim a diferença no número de repetições poderia envolver diferentes demandas fisiológicas, representadas por um tempo de atividade mais de 3 vezes maior, que poderiam influenciar na K_{vert} . Além disso, os autores não especificaram se os três saltos utilizados para avaliar a condição de fadiga fizeram parte do protocolo: três saltos adicionais após atingir os 30% da queda de rendimento ou se foram realizados três saltos para avaliar a condição de fadiga imediatamente após o protocolo ser finalizado. Os sujeitos do presente estudo tiveram uma redução de aproximadamente 10° de flexão dos joelhos dentro do protocolo (primeiros 20 saltos em relação aos últimos 20 saltos). A diminuição corrobora os 8° de redução na flexão, aproximadamente, encontrado pelo estudo de Rodacki *et al.* (2001). Além disso, no presente estudo os MMII foram analisados de maneira independente o que pode diretamente influenciar no resultado – já que não foi considerado o deslocamento do CM dos indivíduos e sim dos MMII, o que também foi divergente aos procedimentos adotados por Rodacki *et al.* (2001). Consideramos o mesmo ponto para o deslocamento do CM para ambos os MMII, não seria possível identificar uma possível diferença entre os MMII durante a realização do SCM.

O segundo objetivo do presente estudo foi comparar a assimetria da rigidez da articulação dos joelhos e rigidez vertical dos MMII, na ação excêntrica do SCM, antes e imediatamente após a realização de um protocolo de indução à fadiga muscular com a hipótese de que haveria uma redução nos níveis da assimetria da K_{joelho} em situação de fadiga muscular. Para esse objetivo a hipótese não foi confirmada, já que não foram verificadas diferenças significativas entre os níveis de assimetria na K_{joelho} antes e após a realização do protocolo de fadiga muscular.

Considerando que os MMII não se comportam de forma simétrica durante o SCM (MENZEL *et al.*, 2013), era esperado que o membro inferior que produziu um maior impulso de frenagem na ação excêntrica do SV durante o protocolo de fadiga muscular reduzisse mais a sua capacidade de produção de força (CARPES *et al.*, 2007) e, conseqüentemente, a K_{joelho} – o que levaria a uma redução dos níveis de assimetria. No presente estudo houve uma

redução, porém não significativa, dos níveis da assimetria da K_{joelho} (pré-fadiga: $6,15 \pm 10,70$; pós – fadiga: $4,14 \pm 14,69$). Essa redução pode ser um indício de uma maior sobrecarga excêntrica do membro inferior mais forte. Entretanto a elevada variabilidade, dada pelo desvio-padrão da K_{joelho} , pode ter dificultado a detecção dessas diferenças. Essa variabilidade pode ser devido a diferentes estratégias individuais na técnica de movimento, bem como na capacidade de produção de força muscular durante a execução do SCM. Além disso, uma limitação metodológica importante é que a informação de assimetria, dada pelo ângulo de simetria, é resumida a um único ponto definido a partir da escolha de um evento específico. A detecção de mudanças na rigidez fica restrita a diferenças significativas entre as médias desses valores. Portanto, desprezando-se informações importantes contidas na série temporal, o que pode resultar em uma baixa acurácia do índice em classificar os indivíduos como simétricos ou assimétricos (CRENSHAW; RICHARDS, 2006). Nesse sentido, estudos futuros deveriam considerar novos métodos de análise quantitativa da série temporal para quantificar tais assimetrias (CRENSHAW; RICHARDS, 2006; SEMINATI *et al.*, 2013).

O terceiro objetivo do presente estudo foi verificar o nível de influência da assimetria da rigidez da articulação do joelho na assimetria da rigidez vertical, na ação excêntrica do SCM antes e após a realização de um protocolo de indução à fadiga muscular. Como o sistema musculoesquelético se comporta como um sistema integrado de múltiplas articulações, estas influenciam a K_{vert} dos MMII quando estão sob efeito da fadiga muscular (PADUA *et al.*, 2006). Os resultados mostraram que no pré-teste a assimetria K_{joelho} explicou 59% da variação da assimetria K_{vert} . Já no pós-teste a assimetria K_{joelho} explicou apenas 24% da variância da assimetria K_{vert} . Os resultados do estudo diferem dos encontrados por Maloney *et al.* (2016) que encontraram que a K_{art} do tornozelo explica a maior variação na assimetria da rigidez vertical ($R^2 = 0,79$). Uma possível explicação para essa diferença seria protocolo utilizado para o cálculo da rigidez vertical. No estudo de Maloney *et al.* (2016) os voluntários realizavam saltos em profundidade unipodais em que a articulação do tornozelo influencia mais a aterrissagem. No nosso presente estudo, a articulação do joelho influencia mais a dinâmica do movimento do SV

realizado de maneira bipodal (RODACKI *et al.*, 2001). Uma explicação para a redução do nível de influência da K_{joelho} sobre a K_{vert} é que, com a instalação de fadiga, outras estratégias foram utilizadas para manter o desempenho que está associado com a rigidez vertical. Sendo assim, outros fatores como por exemplos a rigidez de outras articulações dos MMII, aspectos coordenativos influenciaram na redução da explicação da assimetria da K_{vert} .

8. CONCLUSÃO

Os resultados do presente estudo permitem concluir que a fadiga muscular, induzida por um protocolo de 100 SCM máximos, não alterou significativamente a K_{vert} , mas alterou a K_{joelho} no SCM. Além disso, os efeitos da fadiga muscular foram semelhantes entre os MMII. A assimetria da K_{joelho} influencia a assimetria da K_{vert} de forma distinta entre pré e pós-teste. Essa diferença no nível de influência pode ser devido ao fato de que o sistema musculoesquelético também sofre influência das articulações do quadril e tornozelo durante a realização do SCM.

Este estudo apresentou também como diferencial à análise dos membros inferiores de maneira independente, já que nem sempre os MMII comportam-se de maneira semelhante durante a realização de tarefas motoras bipedais. Assim, avaliar os MMII de maneira independente parece ser interessante para identificar se algum deles apresenta maiores riscos de lesão ou apresenta maior influência no desempenho da tarefa motora analisada.

Uma das possíveis limitações do estudo pode ser a falta de indicadores de fadiga durante a realização do protocolo de indução a fadiga, pois esse iria permitir observar o grau de fadiga de todos os voluntários, já que alguns voluntários poderiam estar mais fadigados que os outros ao final do protocolo de indução a fadiga, causando uma possível variação da K_{vert} e K_{joelho} . Outra limitação foi não analisar a assimetria das articulações do tornozelo e quadril, pois essas podem também influenciar a K_{vert} .

REFERÊNCIAS

BRAZIER, J. *et al.*, Lower Extremity Stiffness: Effects on Performance and Injury and Implications for Training. **Strength and Conditioning Journal**, v. 36, p. 5, 2014.

BRUGHELLI, M., CRONIN, J. A review of research on the mechanical stiffness in running and jumping: methodology and implications. **Scandinavian Journal of Medicine Science in Sports**, v.18, p. 417–426, 2008.

BUTLER RJ, CROWELL H.P., DAVIS IM. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. **Clinical Biomechanics**, v.18, p.511-517, 2003.

CAIRNS, S.P. *et al.* Evaluation of models used to study neuromuscular fatigue. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v.33, p.9 -16, 2005.

CHEN, T. C.; NOSAKA, K.; SACCO, P. Intensity of eccentric exercise, shift of optimum angle and the magnitude of repeated bout effect. **J Appl. Physiol**, v. 102, p. 992-9, 2007.

CHOUKOU M.A., LAFFAYE G., TAIAR R. Reliability and Validity of an Accelerometric System for Assessing Vertical Jumping Performance. **Biology of Sport**, v. 31, p. 55-62, 2014.

DESCHENES, M. R. *et al.* Neuromuscular disturbance outlasts other symptoms of exercise-induced muscle damage. **J Neurol Sci**, p.174, v. 92-99, 2000.

FARLEY, C.T., MORGENROTH D.C. Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. **Journal of Biomechanics** p.32, v.267-273, 1999.

FRY, A. C. *et al.* Endocrine and performance responses to high volume training and amino acid supplementation in elite junior weightlifters. **Int J Sport Nutr**, v.3, p.306-322, 1993.

FUKASHIRO S; KOMI P.V. Joint Moment and Mechanical Power Flow of the Lower Limb during Vertical Jump. **J. Sports Med**. V.8, p.15-21, 1987.

GIRARD, O. *et al.* Changes in exercise characteristics, maximal voluntary contraction, and explosive strength during prolonged tennis playing. **Brit J Sport Med**, v.40, p.521-526, 2006.

HOBARA H., *et al.*, Knee stiffness is a major determinant of leg stiffness during maximal hopping. **Journal of Biomechanics**, v.42, p.1768 - 1771, 2009.

HODGES, S. J.; PATRICK, R. J.; REISER, R. F. Effects of Fatigue on Bilateral Ground Reaction Force Asymmetries During The Squat Exercise. **J Strength Cond Res**, v. 25, p. 3107-3117, 2011.

HOFFMAN, J. R. *et al.* Performance, biochemical, and endocrine changes during a competitive football game. **Med Sci Sports Exerc**, v. 34, n. 11, p. 1845–1853, 2002.

HORITA, T. *et al.* Stretch shortening cycle fatigue: interactions among joint stiness, reflex, and muscle mechanical performance in the drop jump. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 73, p.393-403,1996.

IMPELLIZZERI, F. M. *et al.* A vertical jump force test for assessing bilateral strength asymmetry in athletes. **Med Sci Sports Exerc**, 39, 2044-2050, 2007.

JOHNSTON, R. B. *et al.* Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance. **Med Sci Sports Exerc**, 30, 1703-1707, 1998.

KOBAYASHI, Y. *et al.* Relationship Between Bilateral Differences in Single-Leg Jumps and Asymmetry in Isokinetic Knee Strength. **J Appl Biomech**, v.29, p.61-67, 2013.

KRAEMER, W. J. *et al.* Physiological and performance responses to tournament wrestling. **Med Sci Sports Exerc**, v.33, p.1367-1378, 2001.

KUITUNEN, S., *et al.* Acute and prolonged reduction in joint stiffness in humans after exhausting stretch-shortening cycle Exercise. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v.88, p.107-116, 2002.

LAWSON, B. R. *et al.* Lower-Extremity Bilateral Differences During Step Close and No-Step Countermovement Jumps With Concern For Gender. **J Strength Cond Res**, v.20, p.608-619, 2006.

LEES, A.; VANRENTERGHEM, J.; CLERCQ, D. The Energetics and Benefit of an Arm Swing in Submaximal and Maximal Vertical Jump Performance. **J Sport Sci**, v. 24, p.51-57, 2006.

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

MADIGAN, M., PIDCOE, P. E. Changes in Landing Biomechanics During a Fatiguing Landing Activity. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. P. 491- 498, 2003.

MENZEL, H. J. K. *et al.* Analysis of lower limb asymmetries by isokinetic and vertical jump tests in soccer players. **J Strength Cond Res**, v.27, p. 1370 -1377, 2013.

MALONEY, S. J., *et al.* Vertical stiffness asymmetries during drop jumping are related to ankle stiffness asymmetries. **Scandinavian Journal of Medicine Science in Sports**. V.27, p.661 - 669, 2016.

MCCMAHON T.A., CHENG, G. C. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? **Journal of Biomechanics**, v.21, p. 65 -78,1990.

MCERLAIN-NAYLOR S.T, KING M.; PAIN M., T. G. Determinants of Countermovement Jump Performance: A Kinetic and Kinematic Analysis. **Journal of Sports Sciences**, v.32, p.1805-1812, 2014.

NEWTON, R. U. *et al.* Determination of functional strength imbalance of the lower extremities. **J Strength Cond Res**, v.20, p. 971-977, 2006.

NICOL, C.; AVELA, J.; KOMI, P. V. The stretch-shortening cycle. A Model to study naturally occurring neuromuscular fatigue. **Sports Med**, v.36, p.977-999, 2006.

NINDL, B. C. *et al.* Physical performance responses during 72h of military operational stress. **Med Sci Sports Exerc**, v.34, p. 1814-1822, 2002.

OSTENBERG, A.; ROSS, H. Injury risk factors in female European football. A prospective study of 123 players during one season. **Scand J Med Sci Sports**, v 10, p. 279-285, 2000.

PADUA, D. A. *et al.*; Fatigue, Vertical Leg Stiffness, and Stiffness Control Strategies in Males and Females. **Journal of Athletic Training**, v.4, p.1294 -304, 2006.

PRUYN E. C., *et al.* Relationship Between Leg Stiffness and Lower Body Injuries in Professional Australian Football. **Journal of Sports Sciences**, v. 30, p. 71- 78, 2012.

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

RODACKI, A. L. F., Fowler N. E., Bennett S. J. Vertical jump coordination: fatigue effects. **Medicine & Science In Sports & Exercise**. V.34, p.105 -116, 2002.

RODGERS, J. L.; HOWARD, K. I.; VESSEY, J. T. Using significance tests to evaluate equivalence between two experimental groups. **Psychol Bull**, v.13, p. 553-565, 1993.

RONGLAN, L. T.; RAASTAD, T.; BORGESON, A. Neuromuscular fatigue and recovery in elite female handball players. **Scand J Med Sci Sports**, v.16, p. 267-273, 2006.

STRUZIK A.; ZAWADZKI J. Leg Stiffness Asymmetry During Countermovement Jump. **35th Conference of the International Society of Biomechanics in Sports**, Cologne, Germany, June p.14-18, 2017.

SKURVYDAS, A.; JASCANINAS, J.; ZACHOVAJEVAS, P. Changes in height of jump, maximal voluntary contraction force and low-frequency fatigue after 100 intermittent or continuous jumps with maximal intensity. **Acta Physiol Scand**, v.169, p.55-62, 2000.

TAYLOR, J.L., BULTER, J.E., Gandevia, S.C. Changes in muscle afferents, motoneurons and motor drive muscle fatigue. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v.83, p.106-115, 2000.

TAYLOR, K. L. *et al.* Fatigue monitoring in high performance sport: a survey of current trends. **J Aus Strength Cond**, v.20, p.12-23, 2012.

TOUMI H., *et al.* Fatigue and muscle–tendon stiffness after stretch–shortening cycle and isometric. **Exercise. Appl. Physiol. Nutr. Metab.** v.31, p. 565–572, 2006.

WANG D. *et al.* Different Effect of Local and General Fatigue on Knee Joint Stiffness. **Journal of the American College of Sports Medicine**. 2017

WOODS, C. *et al.* The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football – analysis of hamstring injuries. **Br J Sports Med**, v.38, p. 36 - 41, 2004.

YOSHIOKA, S. *et al.* The Effect of Bilateral Asymmetry of Muscle Strength on Jumping Height of the Countermovement Jump: A Computer Simulation Study. **Journal of Sports Sciences**, p. 209–218, 2010.

ZIFCHOCK R. A, *et al.* The symmetry angle: A novel, robust method of quantifying asymmetry. **Gait & posture**, v. 27, p. 622-627, 2008.

ANEXOS

Anexo A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

	Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG Laboratório de Biomecânica - BIOLAB Termo de consentimento Livre e esclarecido	
---	---	---

Convidamos você a participar do projeto intitulado **“OS EFEITOS DA FADIGA NOS MEMBROS INFERIORES INDIVÍDUOS COM DIFERENTES NÍVEIS DE ASSIMETRIA DE FORÇA”**, sob a coordenação do Professor Dr. Hans-Joachim Karl Menzel.

OBJETIVOS DA PESQUISA

As diferenças de força entre os membros inferiores e a fadiga podem estar associadas com a uma maior probabilidade de lesões nos membros inferiores, no entanto, essa relação ainda não é bem conhecida. Essa pesquisa tem como objetivos: [1] comparar o efeito de um protocolo de fadiga na modificação de variáveis dinâmicas, cinemáticas obtidas no salto vertical com contramovimento e de imagens termográficas, entre os membros inferiores de indivíduos com diferentes níveis de assimetria de força, e [2] comparar o efeito de um protocolo de fadiga na variação da assimetria dos membros inferiores, em variáveis dinâmicas, cinemáticas do salto com contramovimento e imagens termográficas, entre indivíduos com diferentes níveis de assimetria de força.

PROCEDIMENTOS

A coleta de dados consistirá em: [1] preenchimento de uma anamnese e medidas antropométricas (massa e altura); [2] realização dos protocolos experimentais, em que o voluntário deverá realizar um pré-teste que consiste na mensuração de variáveis sanguíneas, avaliação da percepção subjetiva de esforço, análise da frequência cardíaca, imagens termográficas e a realização de cinco tentativas válidas do salto com contramovimento. Após o pré-teste, o voluntário realizará o protocolo de fadiga e imediatamente após o protocolo, realizará um pós-teste com as mesmas medidas do pré-teste. O procedimento de pós - teste se repetirá nos dois dias consecutivos, sempre no mesmo horário após o término do teste. Os participantes deverão manter sua rotina diária e não poderão realizar exercícios vigorosos antes do início do protocolo experimental. As coletas dos dados ocorrerão no Laboratório de Biomecânica (BIOLAB) da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO) da Universidade Federal de Minas Gerais.

Os seguintes protocolos experimentais serão realizados: [a] Salto vertical com contramovimento: nesse teste você deverá saltar na maior altura possível, com as mãos posicionadas na cintura. A técnica será explicada pelo pesquisador; [b] Protocolo de 100 saltos com contramovimento: nesse protocolo serão realizados 100 saltos com contramovimento de maneira bipodal divididos em 5 séries de 20 saltos com um intervalo de 30 segundos entre as séries. O protocolo poderá ser interrompido por referências do próprio voluntário e/ou pela

verificação da impossibilidade de se manter a técnica adequada dos movimentos no protocolo pelo pesquisador.

RISCOS E BENEFÍCIOS

Os testes de saltos verticais são regularmente utilizados em adultos em pesquisas envolvendo a avaliação da potência de membros inferiores, sendo que, os riscos associados a sua prática são similares àqueles de atividade cotidianas. A possibilidade da ocorrência de riscos como constrangimento, cansaço ou desconforto durante a prática dos saltos são desconhecidos. Adicionalmente, não foram encontrados relatos de algum tipo de lesão ou prejuízo durante a realização dos mesmos.

Com relação ao protocolo de fadiga, ele poderá ser interrompido por referências do próprio voluntário e/ou pela verificação pelo pesquisador da impossibilidade de se manter a técnica adequada dos movimentos no protocolo. A possibilidade da ocorrência de riscos como constrangimento, ou desconforto durante a prática dos protocolos são desconhecidos. Adicionalmente, não foram encontrados relatos de algum tipo de lesão ou prejuízo durante a realização dos mesmos. Caso venha ocorrer alguma lesão, serão realizados os primeiros socorros e será acionado o SAMU (192) para o encaminhamento do voluntário ao hospital.

Os possíveis benefícios da pesquisa estão relacionados ao fornecimento de informações sobre a relação da influência da fadiga na assimetria em atletas universitários. O melhor entendimento dessa relação poderá auxiliar no direcionamento de ações preventivas no treinamento físico dos atletas. Além disso, a pesquisa contribuirá para um melhor entendimento do perfil motor de atletas durante a temporada.

CONFIDENCIALIDADE DOS DADOS

Todos os dados de cada voluntário são confidenciais, sendo que sua identidade não será revelada publicamente em hipótese alguma e somente os pesquisadores envolvidos neste estudo terão acesso a estas informações que serão utilizadas para fins de pesquisa. Os resultados ficarão arquivados no laboratório de Biomecânica da EEEFTO/UFMG. Você dispõe de total liberdade para esclarecer questões que possam surgir durante o andamento da pesquisa.

Qualquer dúvida, por favor, entre em contato com os pesquisadores responsáveis pelo estudo através do telefone do Laboratório de Biomecânica (BIOLAB) tel: 3409-2359. Caso tenha dúvidas em relação aos aspectos éticos da pesquisa o Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG poderá ser consultado ou acionado - Comitê de Ética em Pesquisa (COEP) tel: 3409-4592.

Você poderá recusar-se a participar deste estudo e/ou abandoná-lo a qualquer momento, sem precisar se justificar. Você também deve compreender que os pesquisadores podem decidir sobre a sua exclusão do estudo por razões científicas, sobre as quais você será devidamente informado.

Você também não sofrerá nenhuma retaliação ou prejuízos nas suas atividades acadêmicas se se recusar a participar do projeto ou retirar seu consentimento a qualquer momento.

Não está prevista qualquer forma de remuneração e todas as despesas relacionadas com o estudo são de responsabilidade do pesquisador. Em caso de lesão, você terá direito à indenização.

Você assinará duas vias do termo de consentimento livre esclarecido e receberá uma via que ficará em seu poder.

CONSENTIMENTO

Eu, _____, concordo com tudo o que foi exposto acima e, voluntariamente, dou meu consentimento.

Belo Horizonte, ____ de _____ de 2017.

Assinatura do voluntário: _____

Declaro que expliquei os objetivos deste estudo para o voluntário, dentro dos limites dos meus conhecimentos científicos.



Pesquisador: Dr. Hans-Joachim Karl Menzel

Pesquisador: Dr. Hans-Joachim Karl Menzel

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.

Av. Pres. Antônio Carlos, 6627, Campus Pampulha, Belo Horizonte, MG.

CEP 31270-901 /Tel: (31)3409-2325

COEP – Comitê de Ética em Pesquisa

Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 - Unidade Administrativa II – 2º andar/Sala 2005

Campus Pampulha – Belo Horizonte, MG

CEP: 31270.901/Email: coep@prpq.ufmg.br / Telefax: (31) 3409-4592

ANEXO B – Comitê de Ética

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP

Projeto: CAAE – 49970015.4.0000.5149

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título de Pesquisa: **Influência de vários protocolos de exercício físico sobre o índice de simetria de força dos membros inferiores**

Interessado(a): **Prof. Hans- Joachim Karl Menzel**
Departamento de Esportes
EEFFTO- UFMG

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 18 de janeiro de 2016, o projeto de pesquisa intitulado **"Influência da fadiga neuromuscular induzida por diferentes protocolos no índice de simetria de força dos membros inferiores"** bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto através da Plataforma Brasil.

Profa. Dra. Telma Campos Medeiros Lorentz
Coordenadora do COEP-UFMG

ANEXO C - ANAMNESE

	Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG Laboratório de Biomecânica - BIOLAB Anamnese do Voluntário	
---	---	---

DADOS PESSOAIS

Nome completo: _____

Data de nascimento: _____

CÓDIGO: _____

DADOS ANTROPOMÉTRICOS

Massa corporal: _____

Estatura: _____

DADOS DE TREINAMENTO E LESÕES

Qual é sua perna de preferência para o chute?

direita esquerda ambas as pernas

Quantas vezes por semana você pratica atividade física? _____

Qual atividade física você pratica? _____

Quantos dias na semana você treina? _____

Quantas horas por dia você treina? _____

Você já teve alguma lesão nos membros inferiores? (Inclui lesão nos músculos da coxa ou da perna, ou lesão na articulação do quadril, do joelho, do tornozelo ou no pé)

Se sim, quais lesões (Use o verso caso necessário)?

Onde foram as lesões? _____

No membro direito ou esquerdo? _____

Há quanto tempo ocorreram essas lesões? _____

Ass: Data do preenchimento