

Fabíola Bertú Medeiros

**OS EFEITOS DA FADIGA NOS MEMBROS INFERIORES EM INDIVÍDUOS COM  
DIFERENTES NÍVEIS DE ASSIMETRIA DE FORÇA**

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG

2018

Fabíola Bertú Medeiros

**OS EFEITOS DA FADIGA NOS MEMBROS INFERIORES EM INDIVÍDUOS COM  
DIFERENTES NÍVEIS DE ASSIMETRIA DE FORÇA**

Tese apresentada ao Curso de Doutorado em Ciências do Esporte da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Doutora em Ciências do Esporte.

Orientador: Hans Joachim Karl Menzel

Linha de pesquisa: Análise biomecânica da técnica esportiva.

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG

2018

M488e Medeiros, Fabíola Bertú  
2018 Os efeitos da fadiga nos membros inferiores em indivíduos com diferentes níveis de assimetria de força. [manuscrito] / Fabíola Bertú Medeiros - 2018.  
153 f., enc.: il.

Orientador: Hans-Joachim Karl Menzel

Tese (doutorado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.  
Bibliografia: f. 128-143

1. Fisioterapia esportiva - Teses. 2. Fadiga muscular - Teses. 3. Membros inferiores - Teses. 4. Biomecânica - Teses. I. Menzel, Hans-Joachim Karl. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. III. Título.

CDU: 796.015.52

**Ficha catalográfica elaborada pelo bibliotecário Danilo Francisco de Souza Lage, CRB 6, nº 3132, da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG.**



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional  
Programa de Pós-Graduação em Ciências do Esporte

A Tese intitulada **“Efeito da fadiga neuromuscular nos membros inferiores e na assimetria bilateral em indivíduos com diferentes níveis de assimetria bilateral de força”**, de autoria da doutoranda **Fabiola Bertú Medeiros**, defendida em 03 de maio de 2018, 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. Hans-Joachim Karl Menzel (orientador)  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional  
Universidade Federal de Minas Gerais

Prof. Dra. Amanda Piaia Silvatti  
Universidade Federal de Viçosa

Prof. Dr. Fernando Diefenthaeler (À distância)  
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Dr. Luciano Sales Prado  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional  
Universidade Federal de Minas Gerais

Prof. Dr. Eduardo Mendonça Pimenta  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional  
Universidade Federal de Minas Gerais

\*Como o Prof. Dr. Fernando Diefenthaeler participou da Banca à distância, o Prof. Dr. Hans-Joachim Karl Menzel, presidente da comissão, assinará a ata em nome da mesma e terá validade de 60 dias. Procedimento aprovado pelo colegiado de Pós-Graduação em Ciências do Esporte.

Belo Horizonte, 03 de maio de 2018.

Dedico esse trabalho aos meus pais, irmãos, família e amigos, que me incentivaram e me apoiaram ao longo desses 4 anos.

## AGRADECIMENTOS

Nunca pensei que seria tão difícil escrever esses agradecimentos. Muito mais pelo fim do processo do que pela escolha das pessoas que serão agradecidas.

Agradeço a Deus por guiar meu caminho e minhas escolhas.

Agradeço especialmente aos meus pais, Cristina e Cláudio. Vocês são e sempre serão meu porto seguro, minha inspiração, minha base. Sei que não sou fácil e muitas vezes não sei como lidar com vários sentimentos, mas vocês estiveram sempre lá, com palavras de conforto, com gestos de carinho e amor, me mostrando sempre que devemos nos erguer após cada dificuldade. Esse parágrafo é pouco para agradecer tudo o que vocês já fizeram por mim.

Irmãos (Victor e Glauco), cunhadas (Clarissa e Ana) e sobrinhos (Leo e Chloé). Uns estando longe e uns estando perto, tem cada um a parcela de contribuição.

A toda minha família. Vocês são exemplos de persistência, de compreensão, de amor sem fim. Obrigada, por tornar os dias dessa caminhada mais leves, e por encher minha vida de amor. Obrigada a aqueles que olhem por mim, mesmo sem estar mais entre nós.

Ao Prof. Hans. Foram seis anos de ensinamentos e convivência. Lembro como se fosse ontem do meu processo de seleção de mestrado em que fui questionada se conhecia em a fama do meu futuro orientador. O Senhor me mostrou um caminho cheio de trabalho, coerência e persistência. Sou muito grata por tê-lo como meu orientador e espero que essa relação possa ainda durar muito tempo.

Prof. Sílvia. Sem você talvez essa caminhada não tivesse nem iniciado. Foram seus os maiores incentivos para que eu iniciasse meu caminho na pesquisa e no mestrado/doutorado. Obrigada pelo exemplo e por estar sempre ao meu lado. O destino quis que você não estivesse aqui nesse momento de corpo presente, mas tenha certeza de que você está presente nesse trabalho em cada ponto, vírgula, palavras e lágrimas.

Um agradecimento especial ao Prof. André. Outro pai acadêmico e companheiro em diversos momentos. Aguentou ao longo do processo barras e barras pesadas, e soube me incentivar nos momentos em que mais precisei de um empurrãozinho. Se cheguei até aqui pode ter certeza que você tem uma imensurável parcela de contribuição. Espero poder retribuir um dia todo o carinho e atenção que você dedicou a mim e aos meus problemas.

Agradeço ao Prof. Eduardo Pimenta e à Profa. Amanda Silvatti. Além de participar da banca de defesa, sem o esforço de vocês e da disponibilidade que tiveram

comigo para o empréstimo de equipamentos e para conversas acadêmicas e muitas vezes conversas descontraídas eu não teria conseguido concluir esse trabalho com o mesmo êxito que tive.

Agradeço aos companheiros do BIOLAB, pelo reconhecimento da minha participação e contribuição para o laboratório. Agradeço pela convivência diária, pelas discussões de projetos, artigos, futebol, faxinas, enfim. Por me tornarem um patrimônio desse local, que me formou como a pesquisadora que sou hoje. Podem contar sempre comigo, estarei à disposição para retribuir todo carinho, respeito e confiança que vocês dedicaram a mim.

Agradeço às minhas amigas, do ICJ, do D.A e agregadas, da vida, não vou citar nenhuma especificamente, porque eu agradeço a todas, e para não esquecer ninguém também. Obrigada por entender a distância, entender muitas vezes a falta de tempo e o cansaço. Obrigada por alegrarem meus dias quando eu mais precisava de um abraço, um sorriso, uma palavra de conforto. Vocês tem um lugar especial no meu coração.

Um agradecimento mais do que especial para a Sara e para Naty. Sara, obrigada pela ajuda dentro e fora do laboratório, pela amizade e pelos momentos de desabafo. A vida dentro do laboratório foi mais feliz e mais leve, e minha coleta só aconteceu do jeito que aconteceu pela sua disponibilidade e seu sentimento de sempre querer ajudar os outros. Sentirei falta da convivência diária, mas pode ter certeza que conto com você para tudo na minha vida. Naty, dois anos de idas e vindas de Viçosa, um mês intenso de coleta de dados, vários dias escutando minhas reclamações, minhas dúvidas, minhas incertezas. Obrigada por ter dedicado, assim como eu, corpo alma e coração ao meu trabalho.

Agradeço meus voluntários que literalmente deram o sangue no trabalho, os professores e funcionários da EEFFTTO, e todos que de alguma forma contribuíram para esse momento.

Para combater o medo do fracasso, lembre-se de seu sucesso.

(Autor desconhecido)

## RESUMO

Entender a cinética da fadiga nos membros inferiores (MMII) frente a um protocolo de fadiga de saltos verticais com contramovimento (SCM), e se esse efeito é comum entre grupos com diferentes níveis de assimetria de força pode fornecer importantes subsídios para o âmbito do treinamento esportivo. Sendo assim, o presente estudo teve como objetivo o objetivo contribuir com a melhor compreensão da cinética da fadiga nos MMII, separadamente e na assimetria, em parâmetros dinâmicos e cinemáticos do SCM e na temperatura da pele. Participaram do presente estudo 27 indivíduos do sexo masculino. Todos os indivíduos foram avaliados na realização do SCM antes e após (imediatamente, 24h e 48h) a realização de um protocolo de fadiga. Foram extraídas do SCM variáveis dinâmicas (pico de força, tempo para atingir o pico de força, pico de impacto, tempo para atingir o pico de impacto, pico de potência, taxa de produção de força, impulso total, impulso positivo e impulso negativo) e cinemáticas para as articulações do quadril, joelho e tornozelo (deslocamento angular até o ponto mais baixo do centro de massa (CM), pico de velocidade de extensão, pico de velocidade de flexão, momento angular no ponto mais baixo do CM e pico de potência angular). A fadiga foi induzida pela realização de um protocolo de 100 SCM, divididos em cinco séries de 20 tentativas com um intervalo de 30 s entre as séries. Para verificar se os indivíduos estavam em fadiga foram coletadas as seguintes variáveis: altura do salto, frequência cardíaca e percepção subjetiva do esforço. Para verificar a cinética da fadiga foram avaliados os danos musculares e seu posterior processo inflamatório pelas seguintes variáveis: concentração sanguínea de creatina quinase ([CK]) e a média da temperatura da pele obtida por imagens termográficas. Os SCM para a extração das variáveis, e posterior cálculo da assimetria foram realizados antes, imediatamente, 24h e 48h após a realização do protocolo de fadiga, assim como as medidas relacionadas aos danos musculares também foram realizadas nesses momentos. As comparações foram feitas entre MMII, grupos e momentos, e entre grupos e momentos para a assimetria. Para o comportamento dos MMII de maneira independente, apenas o pico de potência, impulso, impulso positivo, pico de velocidade de extensão do joelho, deslocamento angular do tornozelo e pico de velocidade de flexão plantar apresentaram interação significativa ( $p < 0,05$ ). As outras variáveis apresentaram efeito de membro ou momento ( $p < 0,05$ ), ou não apresentaram nenhum resultado significativo. Em relação à assimetria, apenas o deslocamento angular do quadril apresentou interação significativa ( $p < 0,05$ ). As outras variáveis apresentaram apenas efeito de grupo ou momento ( $p < 0,05$ ), ou não apresentaram nenhum resultado significativo. Com os resultados do presente estudo é possível concluir o pico de potência e o impulso total parecem ser as variáveis mais sensíveis para avaliar os efeitos da fadiga nos MMII e nos níveis de assimetria. E que tanto os MMII quanto os grupos com diferentes níveis de assimetria de força não apresentam o mesmo comportamento após a realização do protocolo de fadiga de 100 SCM.

**Palavras-chave:** Padrão de movimento. Salto vertical com contramovimento. Plataforma de força. Cinemática. Danos musculares.

## ABSTRACT

Understanding the kinetics of lower limb fatigue induced by successive countermovement jump (CMJ), and whether this effect is common among groups with different levels of strength asymmetry can provide important subsidies for sports training. The aim of this study was to contribute to a better understanding of fatigue's kinetics in lower limbs, separately and in asymmetry, in dynamic and kinematic parameters of CMJ and skin temperature. Twenty-seven male subjects participated in the study. All subjects performed five CMJ before and after (immediately, 24 h and 48 h) the accomplishment of a fatigue protocol. Dynamic variables (peak force, time to reach peak force, peak impact, time to reach peak impact, peak power, rate of force development, total impulse, positive impulse and negative impulse), and kinematics variables of the knee, ankle and hip joints (angular displacement, peak extension velocity, peak flexion velocity, angular momentum and peak angular power) extracted from the CMJ, and skin temperature, were measured for both limbs, and were used to calculate the lower limb asymmetry. Fatigue was induced by performing a 100 CMJ protocol, divided into five sets of 20 trials with a 30 s interval between sets. To verify if subjects were in a fatigued state the following variables were collected: jump height, heart rate and perceived exertion rate. In order to verify fatigue's kinetics, muscle damage and its subsequent inflammatory process were evaluated by the following variables: creatine kinase blood concentration ([CK]) and mean temperature of the skin of both lower limbs. All measures were performed before, immediately, 24 h and 48 h after the fatigue protocol. Comparisons of dynamic and kinematics variables were performed between lower limbs, groups (more or less asymmetrical) and moments (immediately, 24 h and 48 h after), and between groups and moments for asymmetry. When comparing both lower limbs, only peak power, total and positive impulse, rate of force development, knee peak flexion velocity, ankle angle displacement and peak plantar flexion velocity showed relevant results for the purpose of this study ( $p < 0,5$ ). The other variables had only moment main effect ( $p < 0,5$ ) or did not present any significant result. Regarding asymmetry, only hip displacement showed significant interaction ( $p < 0,5$ ), and only peak power and impulse showed group main effect ( $p < 0,5$ ). From the results of the present study is possible to conclude that peak power and total impulse seem to be the most sensible variables to evaluate the effects of fatigue in lower limbs and in asymmetry levels. And that both lower limbs and groups (more or less asymmetrical) behave differently after performing a fatigue protocol with CMJ.

**Keywords:** Movement pattern. Countermovement jump. Force plate. Kinematics. Muscle damage.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

|   |    |
|---|----|
| Figura 1– quatro regiões de interesse avaliadas dentro do mesmo membro .....  | 32 |
| Figura 2 - Delineamento experimental do estudo .....  | 50 |
| Figura 3 - Delineamento da segunda sessão .....   | 52 |
| Figura 4 - Posicionamento do voluntário sob as plataformas de força.....  | 53 |
| Figura 5 - Procedimentos experimentais das sessões 3 e 4.....   | 55 |
| Figura 6 - Técnica do salto com contramovimento .....   | 56 |
| Figura 7 - Materiais e equipamentos para coleta sanguínea .....   | 58 |
| Figura 8 - Escala de esforço percebido .....  | 59 |
| Figura 9 - Termovisor (Flir®, T620).....  | 61 |
| Figura 10 - Análise termográfica dos membros inferiores .....   | 61 |
| Figura 11 - Análise termográfica pela análise da frequência do número de pixels.....  | 62 |
| Figura 12 - Exemplo da representação gráfica do volume de captura do movimento.....   | 63 |
| Figura 13 - Modelo antropométrico dos membros inferiores de Helen Hayes .....   | 64 |
| Figura 14 - Posicionamento dos marcadores reflexivos .....  | 65 |
| Figura 15 - Reconstrução do segmento dos membros inferiores.....  | 66 |
| Figura 16 - Representação da curva Força x tempo resultante para determinação do início e final da fase de impulsão e aterrissagem do SCM ..... | 67 |
| Figura 17- Determinação do pico de força .....  | 68 |
| Figura 18- Curva força - tempo no SCM .....   | 69 |
| Figura 19 - Determinação dos impulsos positivo e negativo.....  | 70 |
| Figura 20 - Determinação Pico de Impacto.....   | 70 |
| <br>  |    |
| Gráfico 1 - Média e desvio padrão do delta do $P_{pico}$ para ambos os membros inferiores do diferentes grupos .....                            | 87 |
| Gráfico 2 - Média e desvio padrão do delta do impulso para ambos os membros inferiores do diferentes grupos .....                               | 88 |
| Gráfico 3 - Média e desvio padrão do delta do impulso positivo para ambos os membros inferiores em M1, M2 e M3.....                             | 89 |

|   |            |
|---|------------|
| <b>Gráfico 4 - Média e desvio padrão do delta do <math>\omega_{\text{extensãopico}}</math> de extensão do joelho para os grupos menos e mais assimétricos em M1, M2 e M3.....</b> | <b>92</b>  |
| <b>Gráfico 5 - Média e desvio padrão do delta da <math>\omega_{\text{extensãopico}}</math> do joelho para ambos os membros inferiores em M1, M2 e M3.....</b>                     | <b>93</b>  |
| <b>Gráfico 6 - Média e desvio padrão <math>\Delta\theta</math> no tornozelo dos grupos menos e mais assimétricos em M1, M2 e M3 .....</b>   | <b>96</b>  |
| <b>Gráfico 7 - Média e desvio padrão do pico de velocidade de flexão plantar dos grupos menos e mais assimétricos em M1, M2, M3 .....</b>   | <b>97</b>  |
| <b>Gráfico 8 - Média e desvio padrão do <math>\theta_{\text{simetria}}</math> do deslocamento angular do quadril dos grupos menos e mais assimétricos em M1, M2 e M3.....</b>     | <b>106</b> |

## LISTA DE TABELAS

|   |    |
|---|----|
| Tabela 1 - Dados descritivos da amostra em média ( $\pm$ desvio padrão).....  | 48 |
| Tabela 2 - Análise descritiva em média ( $\pm$ desvio padrão) do desempenho nos quatro diferentes momentos de análise (n = 27) .....  | 75 |
| Tabela 3 - Análise descritiva em média ( $\pm$ desvio padrão) do desempenho médio nas séries do protocolo de fadiga (n = 27) .....  | 75 |
| Tabela 4 - Dados descritivos da [CK] em média ( $\pm$ desvio padrão) (n = 27) .....   | 76 |
| Tabela 5 - Análise descritiva em média ( $\pm$ desvio padrão) da taxa de esforço percebido durante as séries do protocolo de fadiga (n = 27) .....                                  | 76 |
| Tabela 6 - Análise descritiva em média ( $\pm$ desvio padrão) da frequência cardíaca durante as séries do protocolo de fadiga (n = 27) .....  | 77 |
| Tabela 7 - Dados descritivos em média ( $\pm$ desvio padrão) das variáveis dinâmicas do grupo de indivíduos menos assimétricos (n = 13) .....                                       | 77 |
| Tabela 8 - Dados descritivos em média ( $\pm$ desvio padrão) dos dados dinâmicos do grupo de indivíduos mais assimétricos (n = 13) .....  | 78 |
| Tabela 9 - Dados descritivos em média ( $\pm$ desvio padrão) das variáveis cinemáticas do grupo de indivíduos menos assimétricos (n = 13) .....                                     | 79 |
| Tabela 10 - Dados descritivos em média ( $\pm$ desvio padrão) dos dados cinemáticos do grupo de indivíduos mais assimétricos (n = 13) .....   | 80 |
| Tabela 11 - Dados descritivos da temperatura da pele, média ( $\pm$ desvio padrão), dos membros inferiores do grupo de indivíduos menos assimétricos (n = 13).....                  | 81 |
| Tabela 12 - Dados descritivos da temperatura da pele, média ( $\pm$ desvio padrão), dos membros inferiores do grupo de indivíduos mais assimétricos (n = 13).....                   | 81 |
| Tabela 13 - Dados descritivos em média ( $\pm$ desvio padrão) do $\Theta_{\text{simetria}}$ das variáveis dinâmicas dos grupos menos e mais assimétricos .....                      | 82 |
| Tabela 14 - Dados descritivos em média ( $\pm$ desvio padrão) do $\Theta_{\text{simetria}}$ das variáveis cinemáticas dos grupos menos e mais assimétricos .....                    | 83 |
| Tabela 15 - Dados descritivos do $\Theta_{\text{simetria}}$ da temperatura da pele, média ( $\pm$ desvio padrão), dos grupos dos indivíduos menos e mais assimétricos (n = 13)..... | 84 |

|   |            |
|---|------------|
| <b>Tabela 16 - Dados descritivos dos deltas em média (<math>\pm</math>desvio padrão) dos membros inferiores dos indivíduos menos e mais assimétricos em M1, M2 e M3 (n = 13) .....</b>                        | <b>86</b>  |
| <b>Tabela 17 - Dados descritivos dos deltas da articulação do joelho em média (<math>\pm</math>desvio padrão) dos membros inferiores dos indivíduos menos e mais assimétricos em M1, M2 e M3 .....</b>        | <b>91</b>  |
| <b>Tabela 18 - Dados descritivos dos deltas da articulação do tornozelo em média (<math>\pm</math>desvio padrão) dos membros inferiores dos indivíduos menos e mais assimétricos em M1, M2 e M3 .....</b>     | <b>95</b>  |
| <b>Tabela 19 - Dados descritivos dos deltas da articulação do tornozelo em média (<math>\pm</math>desvio padrão) dos MMII dos indivíduos menos e mais assimétricos em M1, M2 e M3 .....</b>                   | <b>99</b>  |
| <b>Tabela 20 - Dados descritivos dos deltas da temperatura da pele nas diferentes visões em média (<math>\pm</math>desvio padrão) dos MMII dos indivíduos menos e mais assimétricos em M1, M2 e M3.....</b>   | <b>100</b> |
| <b>Tabela 21 - Dados descritivos dos deltas do <math>\Theta_{\text{simetria}}</math> das variáveis dinâmicas em média (<math>\pm</math>desvio padrão) dos grupos em M1, M2 e M3.....</b>                      | <b>102</b> |
| <b>Tabela 22 - Dados descritivos dos deltas do <math>\Theta_{\text{simetria}}</math> das variáveis cinemáticas em média (<math>\pm</math>desvio padrão) dos grupos em M1, M2 e M3 (n = 13) .....</b>          | <b>104</b> |
| <b>Tabela 23 - Dados descritivos dos deltas do <math>\Theta_{\text{simetria}}</math> da temperatura da pele, em ambas as visões, em média (<math>\pm</math>desvio padrão) dos grupos em M1, M2 e M3 .....</b> | <b>107</b> |

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

|                                |   |
|--------------------------------|---|
| [CK]                           | Concentração plasmática de creatina quinase |
| ANOVA                          | Análise de variância                        |
| BIOLAB                         | Laboratório de Biomecânica                  |
| BPM                            | Batidas por minuto                          |
| CAE                            | Ciclo de alongamento e encurtamento         |
| CCI                            | Coefficiente de correlação intraclasse      |
| CK                             | Creatina quinase                            |
| CM                             | Centro de massa                             |
| COEP                           | Comitê de Ética em Pesquisa                 |
| EMG                            | Eletromiográficos/eletromiografia           |
| $F_{\text{pico}}$              | Pico de força                               |
| I                              | Impulso negativo                            |
| I                              | Impulso total                               |
| $I^+$                          | Impulso positivo                            |
| IA                             | Índice de assimetria                        |
| $\text{Impacto}_{\text{pico}}$ | Pico de impacto                             |
| IT                             | Imagens térmicas                            |
| L                              | Momento angular                             |
| LCA                            | Ligamento cruzado anterior                  |
| M1                             | Delta entre Pos – pré                       |
| M2                             | Delta entre 24h – pré                       |
| M3                             | Delta entre 48h – pré                       |
| MID                            | Membro inferior direito                     |
| MIE                            | Membro inferior esquerdo                    |
| MMII                           | Membros inferiores                          |
| $P_{\text{Angular}}$           | Potência angular                            |
| $P_{\text{pico}}$              | Pico de potência                            |
| SA                             | Salto agachado                              |
| SCM                            | Salto com contramovimento                   |
| SNC                            | Sistema nervoso central                     |

|                          |  |
|--------------------------|--|
| SP                       | Saltos pliométricos                      |
| SV                       | saltos verticais                         |
| TCLE                     | Termo de consentimento livre esclarecido |
| PSE                      | Percepção subjetiva do esforço           |
| $t_{F_{pico}}$           | Tempo para atingir o pico de força       |
| $t_{Impacto_{pico}}$     | Tempo para atingir o pico de impacto     |
| TPF                      | Taxa de produção de força                |
| UFMG                     | Universidade Federal de Minas Gerais     |
| $\Delta\theta$           | Deslocamento angular                     |
| $\eta^2_{parcial}$       | <i>Eta</i> parcial ao quadrado           |
| $\Theta_{simetria}$      | Ângulo de simetria                       |
| $\omega_{extensãoopico}$ | Pico de velocidade de extensão angular   |
| $\omega_{flexãoopico}$   | Pico de velocidade de flexão angular     |

## SUMÁRIO

|  |           |
|--|-----------|
| <b>1 INTRODUÇÃO .....</b>  | <b>18</b> |
| 1.1 Objetivo .....   | geral     |
| .....  | 21        |
| 1.1.2 Objetivos específicos.....   | 22        |
| 1.2 Hipóteses .....  | 22        |
| <b>2 REVISÃO DE LITERATURA.....</b>  | <b>23</b> |
| 2.1 Fadiga .....   | 23        |
| 2.2 Indução e avaliação da fadiga.....   | 25        |
| 2.3 Cinética da fadiga .....   | 27        |
| 2.3.1 Dano muscular, inflamação e reparo tecidual .....                        | 28        |
| 2.3.2 Danos musculares e a temperatura da pele .....                           | 30        |
| 2.4 Fadiga e redução no desempenho do salto vertical com contramovimento ..... | 33        |
| 2.5 Assimetria.....  | 35        |
| 2.6 Mensuração e quantificação da assimetria .....                             | 38        |
| 2.7 Fadiga e assimetria .....  | 43        |
| 2.8 Resumo da revisão de literatura.....                                       | 45        |
| <b>3 MÉTODOS.....</b>  | <b>47</b> |
| 3.1 Aspectos éticos .....  | 47        |
| 3.2 Amostra .....  | 47        |
| 3.3 Delineamento experimental .....  | 49        |
| 3.3.1 Sessão 1 .....   | 50        |
| 3.3.2 Sessão 2 .....   | 52        |
| 3.3.3 Sessões 3 e 4 .....  | 54        |
| 3.4 Salto vertical com contramovimento .....                                   | 55        |

|  |            |
|--|------------|
| 3.5 Protocolo de fadiga.....   | 57         |
| 3.6 Instrumentação e variáveis dependentes.....                                  | 58         |
| 3.6.1 Testes sanguíneos .....  | 58         |
| 3.6.2 Percepção subjetiva do esforço (PSE) .....                                 | 59         |
| 3.6.3 Frequência cardíaca .....  | 60         |
| 3.6.4 Imagens termográficas.....   | 60         |
| 3.6.5 Avaliação dinâmica e cinemática do salto vertical com contramovimento..... | 63         |
| 3.6.6 Ângulo de simetria ( $\theta_{\text{simetria}}$ ) .....                    | 72         |
| 3.7 Análise estatística .....  | 73         |
| <b>4 RESULTADOS .....</b>  | <b>75</b>  |
| 4.2 Objetivo 1 .....   | 84         |
| 4.2.1 Variáveis dinâmicas.....   | 85         |
| 4.2.2. Variáveis cinemáticas .....   | 90         |
| 4.2.2.3 Quadril.....   | 98         |
| 4.2.3 Temperatura corporal .....   | 100        |
| 4.3 Objetivo 2 .....   | 101        |
| 4.3.1 Variáveis dinâmicas.....   | 101        |
| 4.3.2 Variáveis cinemáticas .....  | 103        |
| 4.3.2.1 Joelho.....  | 103        |
| 4.3.2.2 Tornozelo.....   | 105        |
| 4.3.2.3 Quadril.....   | 105        |
| 4.3.3 Temperatura da pele .....  | 106        |
| <b>5 DISCUSSÃO .....</b>   | <b>108</b> |
| 5.1 Objetivo 1 .....   | 108        |
| 5.1.1 Variáveis dinâmicas.....   | 108        |
| 5.1.2 Variáveis cinemáticas .....  | 114        |
| 5.1.3 Variáveis térmicas .....   | 118        |

|                                   |            |
|-----------------------------------|------------|
| 5.2 Objetivo 2 .....              | 119        |
| 5.2.1 Variáveis dinâmicas.....    | 120        |
| 5.2.2 Variáveis cinemáticas ..... | 123        |
| 5.2.3 Temperatura da pele .....   | 125        |
| <b>6 CONCLUSÃO.....</b>           | <b>126</b> |
| <b>REFERÊNCIAS.....</b>           | <b>128</b> |
| <b>APÊNDICES .....</b>            | <b>145</b> |
| <b>ANEXOS.....</b>                | <b>149</b> |

## 1 INTRODUÇÃO

A fadiga foi entendida no presente estudo como uma redução na capacidade de realizar determinada atividade causada por alterações fisiológicas que impossibilitam a continuidade do exercício com o intuito de preservar o organismo (SILVA; OLIVEIRA; GEVAERD, 2006). Rodacki, Folwer e Bennett (2001 e 2002) e Duffey e Challis (2007) verificaram essa redução em tarefas como saltos verticais e tiros de curta duração, enquanto estudos prospectivos (OSTENBERG; ROSS, 2000; WOODS *et al.*, 2004) mostraram que nos momentos finais de jogos esportivos, situações em que normalmente os indivíduos estão sob o efeito da fadiga (JOHNSTON *et al.*, 1998; WOODS *et al.*, 2004), há uma maior incidência de lesões musculoesqueléticas não traumáticas.

Para a verificação dos níveis da fadiga, diferentes procedimentos têm sido utilizados, tais como, avaliação da força isométrica máxima (CHENG; RICE, 2005; DESCHENES *et al.*, 2000) e os saltos verticais (SV) (RODACKI; FOLWER; BENNETT, 2001, 2002). Apesar da utilização do protocolo de força isométrica máxima, estudos verificaram baixos níveis de relação entre o desempenho da força isométrica máxima e a força dinâmica máxima em situação de fadiga (CHENG; RICE, 2005; DESCHENES *et al.*, 2000), fazendo com que essa forma de avaliação da fadiga fosse considerada inadequada (CAIRNS *et al.*, 2005). Outra limitação deste procedimento é que ele pode subestimar as reduções na capacidade de produção de força dinâmica (CAIRNS *et al.*, 2005) e seria indicado apenas para esportes que exijam a produção de força máxima (TAYLOR *et al.*, 2012).

Devido à similaridade das demandas físicas de diferentes modalidades (MENZEL *et al.*, 2013; WISLOFF *et al.*, 2004), o SV surge como uma alternativa para a investigação dos níveis da fadiga (BORGESON, 2006; FRY *et al.*, 1993; GIRARD *et al.*, 2006; HOFFMAN *et al.*, 2002; RONGLAN; KRAEMER *et al.*, 2001; RAASTAD; NINDL *et al.*, 2002), sendo comumente realizado com uma diversidade de técnicas (*e.g.* salto com contramovimento (SCM) e salto pliométrico (SP)) e avaliado por diferentes variáveis (*e.g.* elevação máxima do centro de massa (CM), pico de força, potência e taxa de produção de força (TPF)). Diversos estudos investigaram a redução do desempenho no SV após a realização de um protocolo de fadiga pela redução da elevação do CM (JORDAN; AAGARD; HERZOG, 2017; RODACKI; FOLWER; BENNETT, 2001 e 2002; SKURVYDAS; JASCANINCAS; ZACHOVAJEVAS, 2000). Essa redução da elevação do CM tem sido atribuída a alterações, por exemplo, no processo excitação-contração das fibras musculares ou

a disponibilidade de substratos (ENOKA, 1984), gerando alterações nos padrões dinâmicos, cinemáticos e eletromiográficos (EMG) do movimento. Dentre essas alterações, uma redução no momento e na potência angulares no joelho (RODAKI; FOLWER; BENNETT, 2001), um menor ângulo de flexão do joelho tanto na fase de impulsão (RODAKI; FOLWER; BENNETT, 2001) quanto na fase de aterrissagem (AUGUSTSSON *et al.*, 2006; CHAPPELL *et al.*, 2005) e uma maior ativação EMG dos músculos extensores e flexores do joelho (RODAKI; FOLWER; BENNETT, 2001) foram verificados juntamente com a redução da elevação do CM.

Apesar do consenso na literatura quanto aos efeitos da fadiga nos SV (AUGUSTSSON *et al.*, 2006; CHAPPELL *et al.*, 2005; CHAPPELL *et al.*, 2006; KERNOZEK; TORRY; IWASAKI, 2008; PAPPAS *et al.*, 2007; RODACKI; FOLWER; BENNETT, 2001), esses estudos avaliaram apenas um dos MMII. O fato de desconsiderar a análise de cada membro inferior separadamente ignora as evidências na literatura que eles podem contribuir de maneira não simétrica na produção de força durante a realização do SV (IMPELLIZZERI *et al.*, 2007; MENZEL *et al.*, 2013; NEWTON *et al.*, 2006). Portanto, os efeitos da fadiga poderiam ser distintos entre os MMII e em grupos com diferentes níveis de assimetria de força. Por exemplo, dois indivíduos (A e B) são submetidos a um protocolo de fadiga que consistia na realização de sucessivos SV. O indivíduo A produz, em média, um pico de força de 600 N com o membro inferior direito (MID) (preferido) e de 400 N com o membro inferior esquerdo (MIE) (não preferido). O indivíduo B realizou o mesmo protocolo só que com uma produção de força simétrica entre os MMII (500 N em cada membro). Apesar da diferença na produção de força nos MMII, eles são estimulados de forma similar durante a realização da tarefa em questão (CARPES *et al.*, 2010; CARPES *et al.*, 2011), portanto no indivíduo A uma maior carga mecânica seria aplicada no membro inferior mais forte/preferido. Isso resultaria num maior desgaste quando comparado ao membro inferior mais fraco, diminuindo, conseqüentemente, os níveis da diferença de força entre eles após o protocolo de SV, assim como sugerido por Carpes *et al.* (2007). Dessa maneira, fazer a inferência que ambos os MMII se comportariam da mesma forma após a indução da fadiga 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).

Assim, no presente estudo será verificado o comportamento de cada membro inferior separadamente em situação de fadiga, assim como também a relação entre os MMII, quantificada pela assimetria, entendida como uma diferença em parâmetros dinâmicos e/ou

cinemáticos entre os MMII durante a realização de uma tarefa motora (HODGES; PATRICK; REISER, 2011), em indivíduos com diferentes níveis de assimetria de força. O entendimento do comportamento da assimetria em situação de fadiga representa uma lacuna no conhecimento, pois grande parte dos estudos avaliou a assimetria sem indução da fadiga (BAILEY *et al.*, 2013; BAILEY *et al.*, 2014; HEWIT; CRONIN; HUME, 2012; IMPELLIZZERI *et al.*, 2007; MENZEL *et al.*, 2013; NEWTON *et al.*, 2006), o que não representa a realidade esportiva de competição e treinamento, em que normalmente os indivíduos no decorrer do tempo estão sob seus efeitos. Hodges, Patrick e Reiser (2011) sugerem então que compreender as possíveis alterações da AB em situação de fadiga poderia auxiliar no entendimento de uma maior ocorrência de lesão musculoesquelética não traumática ao final de jogos e treinamentos esportivos, do que em situações em que os indivíduos não estão em sob os efeitos da fadiga (JOHNSTON *et al.*, 1998; OSTENBERG; ROSS, 2000; WOODS *et al.*, 2004).

Dentre os estudos que buscaram compreender os efeitos da fadiga na assimetria de força (GIRARD *et al.*, 2017; HODGES; PATRIC; REISER, 2011; JORDAN; AAGARD; HERZOG, 2017; RADZAK *et al.*, 2017; WEBSTER *et al.*, 2014), apenas no estudo de Webster *et al.* (2014) esses efeitos foram verificados em indivíduos com diferentes níveis de assimetria de força. Foi encontrada redução significativa na assimetria de força apenas no grupo dos indivíduos mais assimétricos (Mais assimétricos: condição sem fadiga índice de assimetria (IA) = -9,1%; condição com fadiga IA = -0,6%;  $p < 0,025$ ; Menos assimétricos: condição sem fadiga IA = 1,9%; condição com fadiga IA = 1,7%;  $p > 0,025$ ). Esse resultado foi justificado pela capacidade do membro inferior mais forte em suportar a maior carga mecânica apenas por tempo limitado. Porém, os efeitos da fadiga foram avaliados no agachamento livre com a velocidade de execução controlada (2 s de fase concêntrica e 2 s de fase excêntrica), o que pode não representar os efeitos da fadiga nos MMII de maneira adequada (CAIRNS *et al.*, 2005; TAYLOR *et al.*, 2012).

Outro ponto que também deveria ser levado em consideração ao analisar os efeitos da fadiga na AB é o decurso temporal (24 h e 48 h) (NICOL *et al.*, 1996). Um melhor entendimento da cinética dos efeitos da fadiga induzida e avaliada pelo SV na assimetria é importante já que durante calendários esportivos, muitas vezes, os atletas tem um intervalo de descanso inferior a 48h entre os treinos e competições (FERNANDES *et al.*, 2017), o que poderia prejudicar a capacidade de produção de força dos MMII. Nesses momentos, podem ser verificados danos musculares causados pelas ações excêntricas do SV, sendo avaliados de maneira indireta pela concentração sanguínea de creatina quinase ([CK]). Esses danos

musculares causam uma resposta inflamatória aguda local (COELHO *et al.*, 2013; MOHR *et al.*, 2016; NICOL *et al.*, 1996; PEDERSEN *et al.*, 2001; SOARES *et al.*, 2012; WALSH *et al.*, 2011) que apresenta como característica quatro sinais cardinais: calor, vermelhidão (rubor), inchaço (tumor) e dor. Todos esses sinais resultam em uma maior temperatura da pele (PAULSEN *et al.*, 2012; PUNCHARD ; WHELAN; ADCOCK, 2004; YOUNG *et al.*, 2012), podendo então ser avaliada de maneira localizada e qualitativa por imagens termográficas (IT) (COELHO *et al.*, 2013; SOARES *et al.*, 2012). Sendo que 24h após a atividade foram verificados as maiores [CK] e as maiores alterações da temperatura da pele (AL-NAKHLL *et al.*, 2012; FERNANDES *et al.*, 2017 a e b). Voltando ao exemplo do indivíduo A, aquele com maiores níveis de assimetria de força, a maior carga mecânica aplicada ao membro inferior mais forte poderia ser responsável por danos musculares mais intensos, aumentando a intensidade do processo inflamatório agudo e conseqüentemente aumentando mais a temperatura nesse membro inferior do que no membro inferior mais fraco. As maiores temperaturas encontradas no membro inferior mais forte poderiam então indicar que a fadiga é mais duradora nele, mantendo assim reduzida a diferença na capacidade de produção de força entre os MMII, conseqüentemente reduzida a assimetria

Portanto, entender como os MMII se comportam em diferentes momentos frente a um protocolo de fadiga, e se esse efeito é comum entre grupos com diferentes níveis de assimetria de força pode fornecer subsídios para o âmbito do treinamento esportivo. Sendo assim, o presente estudo teve como objetivo contribuir com a melhor compreensão da cinética da fadiga nos MMII, separadamente e na assimetria, em parâmetros dinâmicos e cinemáticos do salto vertical com contramovimento e na temperatura da pele dos MMII.

## 1.1 Objetivo geral

Compreender a cinética da fadiga, imediatamente, 24 h e 48 h após a realização de um protocolo, nos membros inferiores em indivíduos com diferentes níveis de assimetria de força.

### 1.1.2 Objetivos específicos

- 1) Comparar o efeito de um protocolo de 100 SCM 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, nos diferentes momentos.
- 2) Comparar o efeito de um protocolo de 100 SCM na variação da assimetria de força, cinemática e de temperatura, dos membros inferiores entre indivíduos com diferentes níveis de assimetria de força.

### 1.2 Hipóteses

Hipótese alternativa ( $H_1$ ): Indivíduos com maiores níveis de assimetria de força apresentarão maiores modificações nas variáveis dinâmicas, cinemáticas e termográficas no membro inferior mais forte, do que os indivíduos com menores níveis de assimetria de força que apresentarão efeitos similares da fadiga em ambos os membros inferiores.

Hipótese alternativa ( $H_2$ ): A assimetria em indivíduos com maiores níveis de assimetria de força apresentará maiores reduções após o protocolo de fadiga do que nos indivíduos com menores níveis de assimetria, que não apresentarão reduções significativas após o protocolo de fadiga.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Na revisão de literatura inicialmente foram discutidas questões relacionadas à fadiga: seus possíveis efeitos, os métodos utilizados para avaliação, a cinética da fadiga e alterações que podem estar relacionadas à redução no desempenho em decorrência da fadiga. Em seguida foram discutidas questões relacionadas à assimetria, e os efeitos da fadiga na assimetria.

### 2.1 Fadiga

A fadiga é um fenômeno multifatorial e reversível que engloba várias causas, mecanismos e formas de manifestação, fenômeno a que todo ser humano está sujeito a sofrer seus sintomas durante a prática contínua de atividades físicas. No presente estudo foi entendida como: “a incapacidade de realizar determinada atividade causada por alterações fisiológicas que impossibilitam a continuidade do exercício com o intuito de preservar o organismo” (SILVA *et al.*, 2006). Devido à complexidade do fenômeno e suas consequências, a fadiga vem sendo estudada com o objetivo de explicar sua interferência no desempenho esportivo (DUFFEY; CHALLIS, 2007; RODACKI; FOLWER; BENNETT, 2001 e 2002), de verificar como ela poderia influenciar na manutenção da homeostase do corpo humano (GIBSON; NOAKES, 2004; HOPKINS, 2009; SHEPHARD, 2009) e identificar possíveis fatores que podem aumentar o risco de lesões não traumáticas no sistema musculoesquelético (BOROTIKAR *et al.*, 2008; GEFEN, 2002; GERLACH *et al.*, 2005; SMALL *et al.*, 2009).

Para explicar esse fenômeno diversos autores (BIGLAND-RITCHE; WOODS, 1984; EDWARD, 1981) utilizam o modelo denominado “Modelo de falha”, no qual a fadiga seria resultado de falhas em mecanismos centrais como: [1] ativação do córtex motor primário, [2] propagação do comando do sistema nervoso central (SNC) para os motoneurônios e [3] a ativação de unidades motoras e músculos (BIGLAND-RITCHE; WOODS, 1984). Ou em falhas em mecanismos periféricos como: [1] propagação neuromuscular, [2] processo de acoplamento excitação-contração, [3] disponibilidade de substratos energéticos, [4] estado do meio intracelular, [5] desempenho do aparato contrátil e [6] fluxo sanguíneo (BIGLAND-RITCHE; WOODS, 1984). Apesar da ampla utilização desse

modelo na literatura, ele considera que a fadiga ocorre devido à falha de apenas uma parte do sistema, desconsiderando uma possível integração desses sistemas (central e periférico). Uma controvérsia desse modelo seria, por exemplo, o fato de que a fadiga dos músculos respiratórios (MADOR; ACEVEDO, 1991; MARCINIUK *et al.*, 1994) pode causar uma vasoconstrição periférica durante a prática de atividades de alta intensidade e essa vasoconstrição como resposta reflexa do SNC pode induzir uma fadiga devido a disponibilidade de substratos para os músculos ativos durante a atividade em questão.

Com o objetivo de melhorar a compreensão do fenômeno da fadiga, Gibson e Noakes (2004) propõem um modelo complexo e dinâmico em que a intensidade da atividade física é controlada por um governador central (Modelo do governador central). De maneira subconsciente a intensidade ótima para a realização da atividade física seria determinada, levando em consideração condições ambientais em que a atividade está sendo realizada e as condições fisiológicas em que o indivíduo se encontra. Apesar de uma evolução na compreensão da fadiga, esse modelo apresenta falhas ao não explicar como animais colocam em risco a homeostase para fugir de predadores (HOPKINS, 2009; SHEPHARD, 2009) e como atletas estão susceptíveis a casos de hipertermia durante competições para obter a vitória (SHEPHARD, 2009).

As falhas apresentadas pelo modelo proposto por Gibson e Noakes (2004) podem ser resolvidas pelo modelo proposto por Rodrigues e Garcia (1998). Esses autores consideram a fadiga um mecanismo de proteção que integra os diversos sistemas do organismo (Modelo dos limites integrados). A fadiga seria percebida pelo SNC e os comandos neurais seriam enviados por uma integração dos benefícios (metabolismo e reprodução) e riscos (danos fisiológicos irreversíveis e morte) do exercício (MARTINI, 2009) evitando uma possível falha completa no sistema musculoesquelético. Esse modelo foi adotado no presente estudo como o modelo explicativo da fadiga.

Sendo assim, por ser um fenômeno de influência direta no desempenho esportivo e um possível fator de aumento de risco de lesão nos seres humanos, a fadiga vem recebendo grande atenção na literatura. A fadiga representa um fenômeno multifatorial que apresenta várias definições e modelos de estudo, em muitos momentos até controversos ou que não englobam toda sua complexidade.

## 2.2 Indução e avaliação da fadiga

Apesar do amplo interesse da literatura em estudar a fadiga, os estudos não induzem esse fenômeno utilizando apenas um mesmo protocolo. Diversas são as formas encontradas na literatura para esse processo.

Para uma melhor compreensão dos seus efeitos no organismo, como ela afetará o desempenho esportivo e como ela pode aumentar a probabilidade de lesão não traumática no sistema musculoesquelético, é necessário que esse fenômeno seja induzido por tarefas mais próximas da realidade esportiva, já que seus efeitos podem variar pela forma como ela é induzida e avaliada (GANDEVIA, 1998). Fatores como tipo, duração e intensidade do exercício (FITTS; METZGER, 1988), velocidade e duração da contração muscular (ENOKA; STUART, 1992), nível da aptidão física do indivíduo (STROJNIK; KOMI, 2000) e condições ambientais de realização do exercício (FITTS; METZGER, 1988) influenciam diretamente esse processo.

Svantesson *et al.* (1998) compararam o efeito do desenvolvimento da fadiga por ações puramente concêntricas e por uma combinação de ações excêntricas - concêntricas no teste isocinético. Foi verificado que durante a realização das ações excêntricas - concêntricas os indivíduos realizaram mais trabalho e entraram em estado de fadiga mais rapidamente do que quando realizaram somente as ações concêntricas. Os autores então concluem que o protocolo de ações excêntricas - concêntricas seria mais efetivo para a indução da fadiga, devido ao aumento do trabalho realizado pelos voluntários (TALBOT; MORGAN, 1998). Em outro estudo, Skurvydas, Jascanincas e Zachovajevas (2000) avaliaram os efeitos da fadiga nos saltos verticais e na capacidade de produção de força muscular nos MMII em dois protocolos. O primeiro consistiu na realização de 100 saltos em profundidade de uma altura de queda de 40 cm a cada 20 s, e o segundo consistiu na realização de 100 SCM máximos divididos em cinco séries de 20 saltos com um intervalo de 10 s entre as séries. Os dois protocolos apresentaram uma redução similar no desempenho dos saltos verticais, agachado e com contramovimento, imediatamente após sua realização. A fadiga em ambos os protocolos foi associada a fatores metabólicos (aumento da concentração sanguínea de lactato) e não metabólicos (fatores neurais). Porém, a realização do primeiro protocolo resultou numa maior redução na capacidade de produção de força muscular em baixas frequências de estimulações elétricas (1-20 Hz) do que o segundo protocolo ( $p < 0,05 - 0,001$ ). Sua realização também exigiu um maior tempo para a recuperação das propriedades contráteis dos músculos devido a

maior intensidade dos danos musculares causados por esse teste (TALBOT; MORGAN, 1998). Dessa forma, induzir a fadiga com demandas físicas mais próximas da realidade esportiva seria uma boa alternativa para verificar seus efeitos no contexto esportivo.

Em relação à avaliação fadiga, diferentes formas podem ser encontradas na literatura, dentre elas a capacidade de produção de força isométrica máxima (CHENG; RICE, 2005; DESCHENES *et al.*, 2000) e os saltos verticais (RODAKI; FOLWER; BENNETT, 2001 e 2002). E assim como a indução da fadiga parece ser tarefa dependente (FITTS; METZGER, 1988), sua avaliação parece apresentar a mesma característica. Cheng e Rice (2005) avaliaram os efeitos da fadiga, induzida por contrações dinâmicas, na contração dinâmica e na contração isométrica máxima. A contração dinâmica apresentou uma maior redução percentual (contração dinâmica [trabalho]: < 42%, pré: 741,0 W; pós: 426,5 W; contração isométrica [contração voluntária máxima – pico da força muscular produzida]: < 26%, pré: 267,3 N·m; pós: 198,4 N·m) imediatamente após a realização do protocolo da fadiga, e um menor tempo de recuperação (contração dinâmica: 5 min após a atividade; contração isométrica: após 10 min ainda estava apenas a 85% dos valores basais) do que quando comparada com a contração isométrica. Como as demandas esportivas envolvem ações dinâmicas, avaliar os efeitos da fadiga em ações isométricas pode não ser a forma mais adequada (CAIRNS *et al.*, 2005).

Diversos estudos utilizaram o salto vertical para a avaliação dos níveis da fadiga (MARCHETTI; ORSELLI; DUARTE, 2013; MARCHETTI; UCHIDA, 2001; RODACKI; FOLWER; BENNETT, 2001 e 2002; SKURVYDAS; JASCANINCAS; ZACHOVAJEVAS, 2000) através da redução na altura máxima atingida pelo CM dos voluntários. Marchetti, Orselli e Duarte (2013) encontraram reduções significativas na altura máxima do SCM ( $p < 0,008$ ). Assim como o estudo anterior, Marchetti e Uchida (2001) encontraram uma redução significativa da altura do salto ( $p = 0,005$ ) após a indução da fadiga no membro inferior dominante. Skurvydas, Jascanincas e Zachovajevs (2000) também encontraram reduções significativas no desempenho do SCM (pré-fadiga: 36,3 cm; pós-fadiga: 20,5 cm;  $p < 0,05$ ) e no desempenho do salto agachado (SA) ( $p < 0,05$ ) após a indução da fadiga por diferentes protocolos em um estudo realizado com indivíduos fisicamente ativos.

Devido aos diferentes testes e variáveis utilizados para a avaliação da fadiga, ao realizar um estudo de revisão Cairns *et al.* (2005) sugerem que a potência muscular ao invés da contração isométrica máxima deveria ser utilizada para avaliar os efeitos da fadiga em exercícios dinâmicos. Além disso, sugerem que os protocolos indutores deveriam dar mais ênfase em contrações que demandam de ações repetidas do CAE. Portanto, o salto vertical

com contramovimento parece ser ferramenta viável tanto para a indução quanto para a avaliação dos efeitos da fadiga.

Sendo assim, tarefas que utilizam o CAE deveriam ser utilizadas tanto para a indução quanto para a avaliação dos efeitos da fadiga, já que essa ação muscular é de ocorrência natural e está presente em praticamente todas as ações esportivas (NORMAN; KOMI, 1979; KOMI, 1984; KOMI; NICOL, 2000). Na fadiga induzida por atividades que envolvem a realização do CAE as cargas de impacto são repetidas durante um determinado período de tempo e essas atividades envolvem elementos metabólicos, mecânicos e neurais, causando perturbações na ativação do reflexo de estiramento e se tornando uma base para o estudo dos efeitos da fadiga (KOMI, 2000).

### 2.3 Cinética da fadiga

As avaliações dos efeitos da fadiga em muitos estudos foram realizadas apenas no momento imediatamente após sua instalação nos voluntários.

Porém, os resultados apresentados por Nicol *et al.* (1996) fizeram esses autores concluírem que as reduções de desempenho causadas pela fadiga induzida por ações motoras que demandam do CAE podem ser divididas em dois momentos: [1] o período imediatamente após o exercício, que pode ter sido causado por alterações metabólicas no organismo ou na capacidade contrátil das fibras musculares, podendo ser avaliada pelo aumento da frequência cardíaca ou da percepção do esforço (ADERSSON *et al.*, 2008; SALES *et al.*, 2005) e pela redução na altura saltada (MARCHETTI; ORSELLI; DUARTE, 2013; MARCHETTI; UCHIDA, 2001; RODACKI; FOLWER; BENNETT, 2001 e 2002; SKURVYDAS; JASCANINCAS; ZACHOVAJEVAS, 2000); e [2] em um período subsequente após um intervalo de 24h a 72h, que está relacionado aos danos musculares causados pelas ações excêntricas do CAE, podendo ser avaliados pela [CK] (COELHO *et al.*, 2013; NICOL *et al.*, 1996; SOARES *et al.*, 2012) e de maneira indireta e localizada por IT (FERNANDES *et al.*, 2017 a e b; SOARES *et al.*, 2012).

### 2.3.1 Dano muscular, inflamação e reparo tecidual

O exercício pode resultar em danos diretos ou indiretos na membrana da fibra muscular, o que resultar em um extravasamento de proteínas musculares intracelulares no líquido extracelular, sendo que a creatina quinase pode ser utilizada como um marcador indireto dessas lesões (BANFI *et al.*, 2012; PAULSEN *et al.*, 2012).

Esses danos musculares causados pelas ações excêntricas podem causar alterações na capacidade contrátil das fibras musculares, com possíveis rupturas e uma maior complacência da faixa Z dos sarcômeros (FRIDEN; SJOSTROM; EKBLUM, 1981) dificultando a ligação dos filamentos de actina e miosina (FAULKNER; BROOKS; OPITEK, 1993), podendo a gravidade de esse dano variar de uma micro lesão em algumas fibras ou até a ruptura total de um músculo. Como consequência, processos inflamatórios e alterações no acoplamento excitação-contração ocorrem nos músculos ou fibras utilizados no exercício (PROSKE; MORGAN, 2001).

Com essas rupturas a fibra muscular diminui temporariamente sua capacidade de produção de força (CLARKSON; NOSAKA; BRAUN, 1992; NÉDÉLEC *et al.*, 2012) caracterizando assim os efeitos secundários da fadiga. Esses danos também podem ser responsáveis por uma redução na amplitude de movimento (ADM) nas articulações das musculaturas afetadas pelo exercício (BEHN *et al.*, 2001; CHEN; NOSAKA; SACCO, 2007; NÉDÉLEC *et al.*, 2012). Após esse intervalo de tempo, as fibras começam sua regeneração e os níveis de produção de força e ADM começam a ser restaurados para os níveis pré-exercício.

Deschenes *et al.* (2000) verificaram um aumento significativo da [CK] em indivíduos destreinados após 72 h e 120 h a realização de um protocolo de ações concêntricas e excêntricas. Já com relação ao desempenho, houve uma redução significativa no pico de torque isométrico nos momentos 24 h, 48 h, 72 h e 120 h ( $p < 0,05$ ) após, mas já para contrações isocinéticas, a redução no pico de torque e no trabalho total foi verificada apenas nos momentos 24 h e 48 h após o exercício ( $p < 0,05$ ). Assim como o estudo anterior, Lau *et al.* (2015) verificaram um aumento significativo na [CK] (pré exercício:  $181,0 \pm 78,2$  IU/L; até cinco dias pós exercício:  $926,1 \pm 434,9$  IU/L;  $p < 0,05$ ) em indivíduos saudáveis após a realização de um exercício excêntrico nos músculos flexores do cotovelo. Assim como também foi identificada uma redução significativa no torque isométrico máximo em aproximadamente 50% 24 h após o exercício (pré exercício:  $60,2 \pm 12,2$  N·m; 24 h pós

exercício:  $31,2 \pm 11,2$  N·m) e em aproximadamente 20% até 120 h após o exercício (pré exercício:  $60,2 \pm 12,2$  N·m; 48 h a 120 h pós exercício:  $47,0 \pm 10,7$  N·m). Em um estudo já mais próximo da realidade esportiva, Ascensão *et al.* (2008) verificaram o efeito de uma partida oficial de futebol no níveis de marcadores de danos musculares e na produção de força e desempenho dos membros inferiores em jogadores da segunda divisão do futebol português. Após a partida de futebol foram encontradas elevações significativas da [CK] ( $p < 0,05$ ) e reduções no pico de torque dos músculos flexores e extensores do joelho ( $p < 0,05$ ) ao longo do período de 72 h de recuperação, além de também uma redução do desempenho no *Sprint* de 20 m ( $p < 0,05$ ).

A lesão dos tecidos musculares, os danos, gera um processo inflamatório como uma resposta para promover o reparo dos tecidos lesionados (SILVA e MACEDO, 2011). Esse reparo, ou essa regeneração dos danos musculares induzidos pelo exercício divide-se em três fases básicas: (1) destruição (necrose das miofibrilas e reação inflamatória); (2) regeneração (remoção do tecido necrosado e reparação das fibras) e (3) remodelação (reorganização do tecido lesado) (JÄRVINEN *et al.*, 2005; SILVA, 2011).

A fase 1, pode ser observada após um treinamento intenso com elevado componente excêntrico, em que o tecido muscular é danificado devido a ações metabólicas e mecânicas (BANFI *et al.*, 2012; PAULSEN *et al.*, 2012). O processo inflamatório dessa fase está então associado a aumentos significativos do fluxo sanguíneo no tecido lesionado (PETRI; PHILLIPSON, KUBES, 2008; ZHANG, 2008), e a liberação de mediadores inflamatórios que atraem leucócitos especializados na fagocitose (SILVA; MACEDO, 2011).

Na fase de regeneração, a remoção do tecido necrosado é essencial. Assim, essa limpeza dos tecidos necrosados amplia o processo inflamatório (NOVAK; KOH, 2013) no início dessa fase. Já na fase intermediária do processo de regeneração consiste na ativação de células satélites encarregadas da restauração, parcial ou total, das fibras lesionadas (SILVA; MACEDO, 2011).

A maturação do tecido muscular regenerado ocorre na fase de remodelação, além da recuperação da capacidade funcional das fibras musculares (JÄRVINEN *et al.*, 2005). Já em seu momento final pode ocorrer a reinervação dessas fibras regeneradas, caso ela tenha sido comprometida, reestabelecendo assim a funcionalidade contrátil das fibras musculares (SILVA; MACEDO, 2011).

Toda essa resposta imunológica aos danos musculares pode contribuir para um aumento da temperatura da pele na área estimulada pelo exercício, podendo ser justificado em função do processo inflamatório após a realização de um exercício.

Apesar da ampla utilização da [CK] para a identificação dos danos musculares, ela é um marcador sistêmico, portanto não é possível verificar quais musculaturas foram mais afetadas com o exercício, e ela não avalia o processo inflamatório decorrente desses danos musculares. As imagens termográficas surgem então como uma alternativa para a avaliação localizada desse processo decorrente nos diferentes momentos após o exercício (FERNANDES *et al.*, 2017; SOARES *et al.*, 2012).

### 2.3.2 Danos musculares e a temperatura da pele

Exercícios com uma carga excêntrica podem resultar em um estresse fisiológico elevado, provocando alterações estruturais, bioquímicas e termorregulatórias que duram nos dias subsequentes à sua realização (MOHR *et al.*, 2016). Uma das respostas possíveis a esse exercício é a vasodilatação periférica localizada na musculatura ativa (MOHR *et al.*, 2004; MOHR; KRUSTRUP; BANGSBO, 2005), ação decorrente de respostas inflamatórias. Dessa forma, todos esses fatores resultam em uma maior temperatura da pele nas regiões corporais exercitadas, podendo essa variável ser uma medida indireta e qualitativa do processo inflamatório decorrente dos danos musculares gerados por esses exercícios (SILLEROQUINTANA *et al.*, 2011; Al-NAKHLI *et al.*, 2012; BANDEIRA *et al.*, 2012).

A temperatura da pele pode então ser avaliada por câmeras termográficas infravermelhas, que utilizam a tecnologia referente à radiação infravermelha, que geram termogramas de alta qualidade para sua avaliação. Nessas imagens, os diferentes níveis de calor (temperatura) são identificados por diferentes cores (espectro infravermelho) (RING, 2006, 2007). As câmeras apresentam alta precisão e sensibilidade (1 °C ou 1% e 0,025 °C, respectivamente), além de alta resolução de imagem (1280 a 1024 pixels), possibilitando a captura de imagens térmicas de alta qualidade.

Todo corpo que tem temperatura acima do zero absoluto (-273,26 °C) emite radiação infravermelha devido à agitação térmica de suas moléculas, assim quanto maior essa agitação, maior a radiação que esse corpo emite. Assim, as câmeras termográficas captam essa irradiação e a transforma em termogramas que possibilitam a leitura da temperatura da pele.

A lei de *Stefan-Boltzmann* é uma das leis da física que norteia os processos da termografia, em que a energia térmica liberada pelo corpo aumenta a temperatura à quarta

potência (DAHMEN, 2006). Outra lei que também pode ser destacada é a lei de *Planck* (FELDENS; DIAS; SANTOS, 2010), em que todo corpo emite um espectro de radiação e que determinado comprimento de onda possui sua temperatura específica.

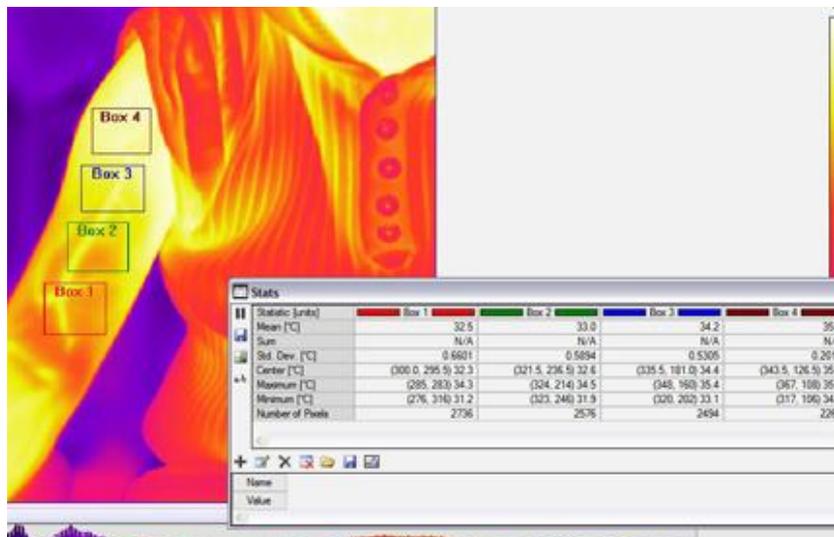
Levando em consideração esses fatores, a câmera infravermelha apresenta alta validade e precisão para mensurar a temperatura da pele em ambientes controlados (FERNANDEZ-CUEVAS *et al.*, 2015; FERNANDEZ-CUEVAS *et al.*, 2017b). Além disso, esse equipamento pode ser considerado confiável, apresentando baixa variação entre diferentes avaliadores (FERNANDEZ-CUEVAS *et al.*, 2017b).

Assim, os danos musculares e a resposta inflamatória aguda local, com o objetivo de reparar os tecidos danificados pela carga excêntrica dos exercícios, podem ser avaliados pelos valores de [CK] e da temperatura da pele.

Fernandes *et al.* (2017) avaliaram a temperatura da pele em diferentes regiões dos membros inferiores (coxa e perna, visão anterior e posterior), por meio de imagens termográficas, e a [CK] em dez jogadores de futebol sub-20 após duas partidas de oficiais com um intervalo de 72 h entre elas. Foram encontrados aumentos significativos na temperatura da pele, em todas as regiões de interesse e nas diferentes visões, nos momentos 24 h e 48 h (antes da 1ª partida: 31,9 – 32,7 °C; 24 h após primeira partida: 32,7 – 33,9 °C; 48 h após primeira partida: 32,0 – 33,3 °C; 24 h após segunda partida: 33,2 - 34,3 °C; 48 h após segunda partida: 32,2 – 34,2°C;  $p < 0,05$ ) após cada partida, assim como também foram encontrados aumentos significativos na [CK] (24 h após primeira partida: 763,8 ± 294,5 U/L; 24 h após segunda partida: 784,1 ± 298,8 U/L; 48 h após primeira partida: 526,4 ± 289,7 U/L; 48 h após segunda partida: 672,2 ± 285,0 U/L;  $p < 0,05$ ) nesses mesmos intervalos quando comparados com a medida anterior aos jogos. Além disso, os autores identificaram que para ambas as variáveis, temperatura da pele e [CK], os aumentos mais expressivos foram no momento 24 h após cada partida. Em um estudo de caso, Fernandes *et al.* (2017) avaliaram a temperatura da pele dos membros inferiores e a [CK] em um jogador de futebol profissional 24 h e 48 h após uma partida oficial. Assim como no estudo anterior, houve um aumento da temperatura da pele (antes da partida: 31,0 – 32,1°C; 24 h após a partida: 33,2 – 34,6 °C; 48 h após a partida: 31,5 – 32,5 °C) e da [CK] (antes da partida: 193 U/L; 24 h após a partida: 1083 U/L; 48 h após a partida: 414 U/L) nos diferentes momentos avaliados, sendo os aumentos mais elevados no momento 24 h após a partida. Ainda nesse estudo é possível perceber que o maior aumento na temperatura da pele foi na visão posterior na coxa, porém, não é possível afirmar se esse maior aumento foi significativo ou não. Apesar de não ter avaliado os níveis de [CK] no estudo, Al-Nakhll *et al.* (2012) encontraram o mesmo padrão de comportamento

da temperatura da pele após a realização de um exercício intenso no bíceps braquial, com maiores aumentos na temperatura no momento 24 h após o exercício, com os valores da temperatura da pele retornando praticamente aos níveis pré exercício no momento 48 h após (pré exercício: 32,8 °C; 24 h após o exercício: 33,97 °C;  $p < 0,01$ ; 48 h após o exercício: 32,82 °C). Nesse mesmo estudo os autores também subdividiram o braço treinado em quatro diferentes regiões, e perceberam que as temperaturas dessas regiões foram diferentes, mostrando que diferentes áreas da musculatura exercitada podem apresentar diferentes respostas ao exercício (FIGURA 1). Porém em nenhum dos estudos citados anteriormente os autores buscaram avaliar a diferença das temperaturas entre os MMII, identificando de maneira indireta a maior sobrecarga em um dos MMII.

**Figura 1– quatro regiões de interesse avaliadas dentro do mesmo membro**



Fonte: AL-NAKHLL *et al.*, 2012

Portanto, avaliar os efeitos da fadiga não somente no momento imediatamente após o exercício parece ser relevante no âmbito esportivo, já que foram percebidas reduções no desempenho em tarefas motoras nos momentos 24 h e 48 h após a atividade. Além disso, avaliar também a etiologia dos danos musculares e o processo inflamatório decorrente desses danos, como efeitos secundários da fadiga, através da [CK] e das IT, pode auxiliar na avaliação da necessidade de maior tempo de recuperação, ou para possíveis explicações do desempenho reduzido. A utilização das IT permite ainda uma comparação entre os membros

inferiores, com o intuito de verificar se as demandas unilaterais de diferentes modalidades, como o futebol, por exemplo, geram diferentes demandas entre os MMII. Essa relação entre MMII também poderia ser avaliada em indivíduos com diferentes níveis de produção de força, já que esses indivíduos podem sobrecarregar um membro mais que o outro durante a realização de tarefas bilaterais, como os saltos verticais.

#### 2.4 Fadiga e redução no desempenho do salto vertical com contramovimento

Os efeitos da fadiga na redução do desempenho, elevação máxima do CM, no salto vertical já são consolidados na literatura (MARCHETTI; ORSELLI; DUARTE, 2013; RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2001; RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2002; SKURVYDAS; JASCANINCAS; ZACHOVAJEVAS, 2000; MARCHETTI; UCHIDA, 2001). Essas reduções no desempenho do salto vertical em decorrência da fadiga podem estar relacionadas a alterações nos padrões dinâmicos e cinemáticos do movimento (SMALL *et al.*, 2009).

Em relação a diferentes parâmetros dinâmicos, Kraemer *et al.* (2001) verificaram reduções significativas na potência do salto vertical (pré: 4915,8 W; pós: 4318,5 W;  $p < 0,05$ ) em lutares de luta livre com o aumento da percepção de fadiga (pré: 0,6; pós: 2,4;  $p < 0,05$ ). Já no estudo de Hoffman *et al.* (2002) foram observadas reduções significativas na força máxima ( $p < 0,05$ ) e na potência máxima ( $p < 0,05$ ) no SCM em jogadores de futebol americano da 3ª divisão no decorrer de uma partida oficial do campeonato. Nindl *et al.* (2002) verificaram reduções na produção de potência (pré: 1523,5 W; pós: 1406,2 W;  $p < 0,05$ ) e no trabalho total (pré: 857,8 N·m; pós: 738,1 N·m;  $p < 0,05$ ) no salto agachado em militares após um treinamento operacional militar. Avaliando a alteração de parâmetros dinâmicos do movimento em diferentes articulações, no estudo de Rodacki *et al.* (2001) foi encontrada uma redução significativa no pico de potência da articulação do joelho (redução de 21,7%;  $p < 0,05$ ). Essas alterações em variáveis dinâmicas durante o salto vertical podem estar relacionadas à capacidade reduzida de produção de força muscular, o que dificultaria que os voluntários atingissem maiores elevações do CM durante os saltos.

Já com relação a parâmetros cinemáticos do movimento relacionados ao padrão do movimento, Rodacki, Fowler e Bennett (2001) verificaram uma redução na flexão de joelho (pré: 89,5°; pós: 97,1°;  $p < 0,05$ ) após a fadiga. O mesmo grupo de autores em outro

estudo (RODAKCI; FOWLER; BENNETT, 2002) também verificou uma redução na flexão do joelho (pré: 89,5°; pós: 91,5°;  $p < 0,05$ ) quando os músculos extensores do joelho estavam em estado de fadiga, além de uma menor amplitude do centro de massa durante o salto vertical (Posicionamento em relação à posição inicial - pré: 68,8%; pós: 60,7%;  $p < 0,05$ ). Nindl *et al.* (2001) também verificaram uma menor amplitude na posição inicial do salto agachado em militares em situação de fadiga (pré: -0,6 m; pós: -0,5 m;  $p < 0,05$ ), o que pode representar de maneira indireta uma menor flexão nos joelhos. Além da incapacidade contrátil relacionada ao processo da fadiga, essa menor amplitude no agachamento durante o salto pode resultar em um menor tempo disponível para produção de força durante o movimento, o que estaria relacionado a uma menor capacidade de elevação do CM (BOBBERT *et al.*, 2008).

Além da alteração de padrões na fase de impulsão do salto, foram verificadas também alterações no padrão da aterrissagem. Com relação a alterações dinâmicas, Derrick, Dereu e McLean (2002) verificam um aumento no pico de aceleração no impacto (pré – fadiga:  $6,1 \pm 0,1$  g; pós – fadiga:  $7,4 \pm 1,1$  g;  $p < 0,05$ ) e na atenuação do impacto (pré – fadiga:  $74,5 \pm 5,4\%$ ; pós – fadiga:  $77,5 \pm 4,1\%$ ;  $p < 0,05$ ) após a fadiga. Já com relação a variáveis cinemáticas, Chappell *et al.* (2005) mostraram que uma alteração no padrão motor da aterrissagem, menor flexão do joelho ( $p < 0,05$ ) e aumento do valgismo no joelho ( $p < 0,05$ ), aumentou a força de cisalhamento anterior da tibia após a indução da fadiga, indicando um aumento na probabilidade de lesão nos membros inferiores. Pappas *et al.* (2007) também encontraram alterações no padrão de movimento durante a aterrissagem. Eles verificaram um aumento de 9° no valgismo do joelho ( $p < 0,001$ ) e um aumento na abdução do pé em 1,7° ( $p = 0,42$ ) e relacionaram essas alterações no padrão de movimento com um consequente aumento das forças de aterrissagem. Essas alterações no padrão de movimento estão possivelmente relacionadas à função muscular reduzida e com a necessidade de se iniciar a contração excêntrica dos grupos musculares envolvidos no movimento antecipadamente como uma tentativa de evitar possíveis lesões (SMALL *et al.*, 2009).

Mesmo com a identificação de fatores relacionados a uma redução no desempenho em situação de fadiga e fatores relacionados a maiores riscos de lesão não traumáticas nos MMII, todos os estudos citados anteriormente avaliaram apenas um dos MMII ou avaliaram o salto de maneira bipodal sem avaliar os membros inferiores de maneira independente. Esses autores desconsideraram o fato de que os membros inferiores podem contribuir de maneira não simétrica na produção de força durante a realização de saltos verticais (IMPELLIZZERI *et al.*, 2007; MENZEL *et al.*, 2013; NEWTON *et al.*, 2006), o que

poderia gerar diferentes efeitos da fadiga nos membros inferiores em indivíduos com diferentes níveis de produção de força.

É possível concluir então que a redução do desempenho no salto vertical em situação de fadiga pode estar relacionada a alterações em parâmetros dinâmicos, cinemáticos. Porém, as alterações nos padrões do movimento e na capacidade de produção de força dos membros inferiores podem não ser semelhantes a ambos os membros inferiores quando avaliados indivíduos com diferentes níveis de assimetria de força.

## 2.5 Assimetria

Uma forma de avaliar a relação entre os MMII é pela avaliação da assimetria. A assimetria é caracterizada por uma diferença entre os membros inferiores ou superiores em parâmetros dinâmicos, cinemáticos (HODGES; PATRICK; REISER, 2011), sendo que no presente também será entendida pela diferença em parâmetros termográficos.

A presença de assimetrias é considerada multifatorial (FOUSEKIS *et al.*, 2010), resultando de fatores agudos ou crônicos (HODGES; PATRICK; REISER, 2011). Os fatores crônicos podem estar relacionados à realização de repetidas ações motoras assimétricas e as adaptações que se seguiram, enquanto fatores agudos e crônicos podem ser resultados de uma lesão seguida por uma recuperação incompleta ou adaptações geradas pelo processo de reabilitação (HODGES; PATRICK; REISER, 2011).

Fatores crônicos relacionados às demandas esportivas unilaterais de determinadas modalidades (BARBIERI *et al.*, 2014; FOUSEKIS *et al.*, 2010; ZAHALKA *et al.*, 2013) tais como chutes, mudanças de direção, giros, saltos unilaterais, recepção da bola e passes durante treinos e jogos, e demandas esportivas assimétricas como os saltos de ataque no voleibol (LAWSON *et al.*, 2006) podem trazer adaptações assimétricas na função musculoesquelética (FOUSEKIS *et al.*, 2010; RAHNAMA; LEES; BAMBAECICHI, 2005). Atkins *et al.* (2016) avaliaram a presença de assimetria de força em jogadores de futebol de diferentes faixas etárias (sub 13, 14, 15, 16 e 17 anos) no pico de força obtido na fase concêntrica do agachamento. Em todos os grupos avaliados foram encontradas diferenças significativas entre os MMII ( $p < 0,01$ ), sendo que os maiores percentuais de diferença foram encontrados nas categorias intermediárias (sub 13: 6%; Sub 14: 13%; Sub 15: 11%; Sub 16: 9%; sub 17: 4%), o que podem ser justificadas pelas demandas do futebol e pela preferência dos indivíduos em

utilizar um membro em detrimento ao outro. Blache e Monteil (2012) também encontraram assimetria de força de jogadores de futebol de diferentes posições, durante testes realizados nos músculos flexores e extensores dos joelhos com contrações musculares referentes a 40% e 60% da carga máxima produzida em diferentes velocidades de contração. Os jogadores que jogavam pelo meio do campo apresentaram maior assimetria de força para os extensores do joelho ( $p < 0,01$ ), assimetria possivelmente relacionada à menor realização de *sprints* de curta duração. Segundo esses autores, o *sprint* de curta duração envolve a ativação dos músculos extensores dos joelhos tanto do membro inferior dominante quanto do não dominante, como os jogadores que jogam pelas laterais realizam mais *sprints*, a assimetria nessa musculatura seria menor nesse grupo do que quando comparado aos jogadores de meio. Já os jogadores que jogavam pelas laterais do campo apresentaram maior assimetria de força para os flexores do joelho ( $p < 0,01$ ), possivelmente relacionada a uma menor realização de saltos durante a prática do futebol. Saltar envolve a ação dos flexores do joelho, principalmente para a extensão do quadril. Como os atletas de meio realizam mais saltos com o membro inferior não dominante, e a mesma quantidade de chute com o membro inferior dominante quando comparados com os atletas que jogam pela lateral, a assimetria para esse grupo seria reduzida nos músculos flexores do joelho, o que não ocorre para os jogadores da lateral (BLACHE; MONTEIL, 2012).

Zahalka *et al.* (2013) avaliaram a presença de assimetria de força no pico de força em goleiros profissionais em diferentes técnicas de saltos verticais sendo elas: SCM com e sem o movimento dos braços e SA sem movimento dos braços. Os autores encontraram maiores valores de assimetria no pico de força nas técnicas do SCM com o movimento dos braços (média da assimetria de força= 8,61%) e do SCM sem o movimento dos braços (média da assimetria de força = 7,06%). A maior assimetria nas técnicas do SCM, com e sem o movimento dos braços, foi relacionada com as demandas esportivas do futebol, que envolvem ações com CAE, e os maiores valores de assimetria de força no SCM com o movimento dos braços foram relacionados com as ações realizadas pelos goleiros durante as partidas e treinos de futebol. Menzel *et al.* (2013) também verificaram a presença de assimetria de força em jogadores de futebol no SCM na variáveis pico de força (IA = 5,58%); impulso (IA = 20,66%) e pico de potência (IA = 23,45%).

Marins *et al.* (2014b) verificaram o perfil termográfico dos membros inferiores de jogadores de futebol, e não encontraram diferenças significativas entre os MMII, sendo a diferença menor ou igual a 0,2°C. Esses autores então afirmam que as possíveis cargas assimétricas do futebol no membro inferior dominante pode não ter sido capaz de gerar uma

assimetria térmica significativa nos membros inferiores, e o acompanhamento das assimetrias térmicas nos MMII poderia indicar ao longo da temporada um processo inflamatório possivelmente relacionado a lesões musculoesqueléticas, e a uma resposta inflamatória relacionada aos danos musculares gerados pelos exercícios (BANDEIRA *et al.*, 2012).

As adaptações assimétricas também podem ser observadas na morfologia musculoesquelética (HART *et al.*, 2016). Hart *et al.* (2016) verificaram em seu estudo com 55 jogadores de futebol de elite, divididos em um grupo menos experiente (27 jogadores com menos de três anos de prática) e um grupo mais experiente (28 jogadores com mais de três anos de prática), que as assimetrias morfológicas, massa da tíbia ( $p < 0,044$ ;  $d > 0,50$ ); área total de sessão transversa ( $p < 0,039$ ;  $d > 0,53$ ) e índices de deformação por stress ( $p < 0,050$ ;  $d > 0,42$ ); foram maiores para os jogadores mais experientes do que nos jogadores menos experientes. Esses autores então concluem que uma maior exposição às cargas assimétricas entre os membros inferiores desenvolveu diferentes características na perna de chute e na perna de apoio.

Fatores agudos e crônicos como lesões anteriores e o seguinte processo incompleto de reabilitação também estão relacionados à presença de uma assimetria. Cohen *et al.* (2014) verificaram que atletas com um histórico de lesão anterior em um dos MMII (não especificado pelos autores) apresentaram maiores valores de assimetria de força no pico de impacto quando comparados com atletas não lesionados. Essa assimetria de força foi encontrada na fase de aterrissagem tanto no SCM (57% maior em atletas com lesões prévias) quanto no SP (31% maior em atletas com lesões prévias). Os resultados do estudo de Jordan *et al.* (2015) corroboram os resultados de Cohen *et al.* (2014). Ao avaliar a assimetria de força em esquiadores profissionais com e sem reconstrução prévia do ligamento cruzado anterior (LCA) em um dos MMII encontraram diferenças significativas entre os IA do pico de força entre os atletas já lesionados e não lesionados (IA Salto com contra movimento: Não lesionados = 0,5%; lesionados = 6,8%; IA salto agachado: não – lesionados = -1,0%; lesionados = 8,8%). Os autores concluíram que o processo de reabilitação após a reconstrução do LCA não foi capaz de reduzir os níveis da assimetria de força para os níveis dos atletas não lesionados. Ben-Eliyahu (1992) verificaram uma assimetria na termografia de pacientes com síndrome patelo-femoral de pelo menos 1°C do lado lesionado para o lado não lesionado, e apresentaram uma assimetria térmica maior que indivíduos sem nenhum histórico de lesão nos MMII ( $p < 0,001$ ).

Dessa maneira, pode-se verificar que a assimetria é a diferença relativa das variáveis analisadas nos MMII e pode ser resultado de uma combinação multifatorial, como

uma preferência lateral, demandas esportivas específicas e lesões. Apesar do interesse da literatura na assimetria, essa avaliação foi realizada sem a indução da fadiga, o que não representa a realidade esportiva de competição e treinamento, em que normalmente os indivíduos no decorrer do tempo estão sob seus efeitos e em muitas vezes não tem o intervalo de recuperação necessário entre os estímulos de jogos e treinamentos.

## 2.6 Mensuração e quantificação da assimetria

A mensuração da assimetria pode ser realizada por diferentes procedimentos. Saltos horizontais (MAULDER; CRONIN, 2005), saltos verticais com as suas variações realizados em plataforma de força (IMPELLIZZERI *et al.*, 2007; LAWSON *et al.*, 2006; MENZEL *et al.*, 2013), testes isométricos de extensão da articulação do joelho (NEWTON *et al.*, 2006; SIMON; FERRIS, 2008), testes de 1 repetição máxima concêntrica (MOSS; WRIGHT, 1994), testes isocinéticos (CROISIER *et al.*, 2008; RAHNAMA *et al.*, 2005), exercício de agachamento com carga submáxima de 80% de 1 repetição máxima concêntrica (NEWTON *et al.*, 2006), dinamômetros acoplados a pedais de bicicleta (DALY; CAVANAGH, 1976; CARPES *et al.*, 2007), imagens termográficas (BANDEIRA *et al.*, 2012; MARINS *et al.*, 2014a; MARINS *et al.*, 2014b; MOREIRA *et al.*, 2012; UEMATSU *et al.*, 1988) e câmeras de alta frequência (PAPPAS; CARPES, 2012) são procedimentos comumente utilizados para essa identificação.

A avaliação isocinética é um dos procedimentos mais utilizados para a análise da assimetria (RAHNAMA *et al.*, 2005; FOUSEKIS *et al.*, 2010), porém por ser uma ação muscular de cadeia cinética aberta, não se assemelha aos movimentos esportivos, que são movimentos considerados de cadeia cinética fechada (NEWTON *et al.*, 2006). Os movimentos esportivos são caracterizados por ações musculares rápidas e que envolvem o ciclo de alongamento-encurtamento (CAE) (ABERNETHY *et al.*, 1995), os quais não conseguem ser reproduzidos pelo teste isocinético em que o movimento é realizado com velocidade angular constante. Além disso, outra limitação do teste isocinético é que ele é inapropriado para acessar o papel compensatório da musculatura devido à inabilidade de reproduzir a translação tíbio-femoral quando o atleta está num sistema de cadeia cinética fechada ou em um estado de sustentação do peso (LEPHART *et al.*, 1992).

Apesar de o teste isocinético ser o procedimento mais comumente utilizado para a identificação de assimetrias bilaterais (IMPELLIZZERI *et al.*, 2007), Menzel *et al.* (2005) constataram que o padrão do movimento do salto vertical apresenta uma maior similaridade com atividades esportivas, por exemplo, saltos para cabeceio no futebol e movimento de bloqueio no vôlei (NEWTON *et al.*, 2006; MENZEL *et al.*, 2013). O salto vertical, um movimento de cadeia cinética fechada, é bom indicador do desempenho funcional dos membros inferiores e mais específico que os procedimentos que utilizam testes de cadeia cinética aberta (BISHOP *et al.*, 2017; EBBEN; FLANAGAN, 2009), podendo ser realizado utilizando o CAE, como nos saltos SCM e SP. Dessa maneira, esse teste seria mais sensível para a identificação da assimetria por meio de variáveis dinâmicas e cinemáticas. Essas variáveis são obtidas de forma confiável com a utilização da plataforma de força e uma possível integração desse sistema com as câmeras de alta frequência (CERONI *et al.*, 2012; IMPELLIZZERI *et al.*, 2007; MCELVEEN 2010; MENZEL *et al.*, 2013; PAPPAS; CARPES, 2012).

Com base nos estudos de Impellizzeri *et al.* (2007), Meylan *et al.* (2010) e Menzel *et al.* (2013), verifica-se que os testes de SCM realizados em plataforma de força apresentam variáveis dinâmicas reprodutíveis sendo assim, adequadas para a identificação de assimetria de força nos membros inferiores. No estudo de Meylan *et al.* (2010) os resultados da confiabilidade inter e intra dia, avaliada pelo coeficiente de correlação intraclasse (CCI), para a força máxima e para potência máxima foram CCI = 0,95 e 0,94, respectivamente. No estudo de Impellizzeri *et al.* (2007), o CCI inter dia encontrado para a força máxima foi de 0,91. Menzel *et al.* (2013) encontraram valores de CCI inter dia para o IAB para força máxima, potência máxima e impulso de 0,71; 0,74, e 0,81, respectivamente.

Menzel *et al.* (2013) compararam as medidas obtidas no teste isocinético para os extensores do joelho com as variáveis dinâmicas extraídas da curva força x tempo no SCM. A análise fatorial mostrou que o teste isocinético e o SCM são métodos independentes para a avaliação de assimetria de força. Foi apontado que a dinamometria isocinética isolada pode não ser suficiente para identificação da assimetria de força, uma vez que atletas considerados simétricos na avaliação isocinética podem apresentar um padrão assimétrico nas variáveis dinâmicas obtidas durante a execução do SCM. Por fim, os autores recomendam, além de avaliação isocinética, a aplicação de teste de salto vertical sobre plataforma de força para garantir informações complementares para a análise da assimetria de força.

Além de procedimentos que envolvem a realização de tarefas, dinâmicas ou estáticas, é possível avaliar a assimetria também através de análises termográficas. A

assimetria de temperatura tem sido utilizada no âmbito esportivo para: controle de carga de treinamento (AKIMOV *et al.*, 2010), respostas fisiológicas após o exercício (HILDEBRANDT *et al.*, 2010;) e para prevenção de lesões (GOMEZ-CARMONA *et al.*, 2011; SILLERO – QUANTANA *et al.*, 2011). Sendo que essas informações relativas à assimetria de temperatura apresentam confiabilidade, verificada pelo CCI, superior a 0,97 (MARINS *et al.*, 2014a) tanto para visão anterior quanto para a visão posterior dos membros inferiores.

Independentemente do procedimento metodológico utilizado para a identificação da assimetria, é necessário o cálculo de um índice que descreva a assimetria entre os MMII (ZIFCHOCK *et al.*, 2008). O índice de assimetria é um dos procedimentos mais utilizados para quantificar essa assimetria. Pela utilização desse índice obtém-se um único valor que possibilita a comparação entre diferentes grupos (ZIFCHOCK *et al.*, 2008). Os valores obtidos para cada variável de interesse são apresentados em equações que determinam valores em porcentagem para a identificação de uma diferença entre os membros comparados.

Zifchock *et al.* (2008) apresentaram a equação geral utilizada para a determinação do IAB:

$$IA = ((lado\ 1 - lado\ 2)/valor\ de\ referência) \times 100$$

porém, os autores apontam problemas para a utilização de tal equação, já que a utilização de diferentes valores pode alterar o resultado. Por exemplo, o pico de força da perna direita (lado 1) é de 100 N, e o pico de força da perna esquerda (lado 2) é de 80 N, se o lado 1 for utilizado como o valor de referência, o IA = 20%. Porém, se o lado 2 fosse usado como referência, o IA = 25%. Se a média dos valores for utilizada como referência, o IA = 22%. Os resultados obtidos no estudo apontaram que a equação geral do IA foi sensível para identificar a assimetria, porém a magnitude dos valores encontrados não foi igual.

Barber e Westin (1990) calcularam o IA através da seguinte equação:

$$IA = (membro\ inferior\ direito/membro\ inferior\ esquerdo) \times 100.$$

Porém, com a utilização dessa relação não é possível identificar a origem da assimetria (SADEGHI *et al.*, 2000).

Chavett, Lafortune e Gray (1997) utilizam uma equação que já pode definir então a origem da assimetria:

$$IA = [(membro inferior dominante - membro inferior não dominante)/membro inferior dominante] x 100.$$

Maulder e Cronin (2005) utilizaram uma equação um pouco diferente da anterior:

$$IA = [(membro inferior não dominante - membro inferior dominante)/membro inferior dominante] x 100.$$

Newton *et al.* (2006) aplicaram uma equação similar a de Chavett, Lafortune e Gray (1997) e Maulder e Cronin (2005), porém, a comparação é feita entre os membros direito e esquerdo:

$$IA = [(membro inferior direito - membro inferior esquerdo)/membro inferior direito] x 100.$$

A desvantagem das equações propostas por esses autores é que não há a garantia de que o valor utilizado como referência será sempre o menor ou o maior, dessa maneira, os resultados podem ficar supra ou superestimados, inviabilizando a comparação entre indivíduos e entre diferentes grupos (ZIFCHOCK *et al.*, 2008).

A equação proposta por Sadeghi *et al.* (2000):

$$IA = [(membro inferior esquerdo - membro inferior direito)/maior valor] x 100$$

e a proposta por Clark (2001):

$$IA = [(membro inferior direito - membro inferior esquerdo)/maior valor] x 100$$

resultam no IA variando entre -100 e 100. Sendo que, na equação de Sadeghi *et al.* (2000), os valores positivos indicam maiores valores para o membro esquerdo, enquanto que, os valores positivos na equação de Clark (2001) indicam maiores valores para o membro direito. A utilização do maior valor com referência possibilita a comparação entre os indivíduos e entre possíveis grupos, além da possibilidade de identificar qual dos MMII é responsável pela diferença. As equações de Sadeghi *et al.* (2000) e Clark (2001), mostram-se adequadas para o cálculo do IA em indivíduos saudáveis, já que utilizam sempre o maior valor de referência

para o cálculo do IA e com essas equações é possível também identificar a direção da assimetria. Porém, ZIFCHOCK *et al.*, 2008 afirmam que a utilização do índice de assimetria pode inflar os valores da assimetria quando analisadas variáveis de pequeno valor, como por exemplo, variáveis cinemáticas.

Esses autores então propõe o cálculo do ângulo de simetria, determinado pela seguinte equação:

$$\Theta_{\text{simetria}} = \frac{(45^\circ - \arctan(Xe/Xd))}{90^\circ} \times 100\%$$

em que  $\Theta_{\text{simetria}}$  representa o ângulo de simetria, que varia de 0 (indicando simetria perfeita) a 100% (indicando assimetria perfeita), Xe representa o valor do membro inferior esquerdo, Xd representa o valor do membro inferior direito, e arctan representa o valor referente ao arco tangente do valor da relação Xe/Xd. Porém, se o valor de  $(45^\circ - \arctan(Xe/Xd))$  fosse maior que  $90^\circ$ , a equação sofreria a seguinte alteração:

$$\Theta_{\text{simetria}} = \frac{(45^\circ - \arctan(\frac{Xe}{Xd}) - 180^\circ)}{90^\circ} \times 100\%.$$

Blazkiewiz, Wiszomirska e Wit (2014) comparam em seu estudo quatro diferentes equações para o cálculo da assimetria, o *ratio index*; o índice de assimetria; *gait asymmetry*; e o ângulo de simetria. Esses autores verificaram que apesar dos valores de assimetria apresentados pelas diferentes equações fossem diferentes, todos apresentavam a mesma tendência e a mesma habilidade de identificar os indivíduos que possuíam uma assimetria, porém apontam a utilização do ângulo de simetria como mais apropriado para análise da assimetria. Além disso, o ângulo de simetria parece também resolver a questão do “aumento artificial” desproporcional dos valores de assimetria calculados pelas diferentes equações anteriormente citadas (BISHOP *et al.*, 2006; ZIFCHOCK *et al.*, 2008).

Assim é possível perceber que a diversidade de procedimentos utilizados para a diagnose da assimetria pode influenciar na classificação de indivíduos como simétricos ou assimétricos, e que esses métodos podem ser complementares devido às diferentes informações fornecidas por cada procedimento específico. Além disso, a diversidade de equações utilizadas na literatura para o cálculo da assimetria também pode alterar seus níveis, portanto, o ângulo de simetria parece ser o método mais adequado para tal, já que resolve

questões como diferentes valores de referência, além do possível “aumento artificial” dos valores da assimetria. Sendo assim, essa equação será adotada no presente estudo para o cálculo da assimetria de força, cinemática e de temperatura nos MMII.

## 2.7 Fadiga e assimetria

Para uma melhor compreensão da assimetria no contexto esportivo, sua avaliação realizada em situação de fadiga pode representar melhor a realidade de atletas.

Os estudos que avaliaram a influência da fadiga na assimetria são escassos e apresentam resultados controversos, além de também avaliarem diferentes tarefas: gestos esportivos, como a corrida (GIRARD *et al.*, 2017; KONG *et al.*, 2010; RADZAK *et al.*, 2017); agachamento livre e guiado (HODGES; PATRICK; REISER, 2011; WEBSTER *et al.*, 2014) e saltos verticais (JORDAN; AAGARD; HERZOG, 2017). Além disso, dos estudos encontrados, apenas um (WEBSTER *et al.*, 2014) avaliou o comportamento da assimetria de força em situação de fadiga em indivíduos com diferentes níveis de assimetria de força.

Hodges, Patrick e Reiser (2011) não encontraram reduções significativas na assimetria de força (pré-fadiga:  $4,3 \pm 2,5$  %; pós-fadiga:  $3,6 \pm 2,3$  %;  $p > 0,05$ ) no agachamento em indivíduos saudáveis após a fadiga induzida por um protocolo de agachamento a 90% da carga de oito repetições máximas. Devido aos baixos níveis de assimetria de força apresentados pelos voluntários do estudo, é possível concluir que os membros inferiores foram sobrecarregados de maneira semelhante durante a tarefa (HODGES; PATRICK; REISER, 2011). Girard *et al.* (2017) avaliaram a assimetria de força e cinemática antes, durante e após a realização de tiros de corrida com duração de 5s, caracterizada como um protocolo de fadiga. Apesar da redução da distância percorrida na sequência de tiros, em nenhuma das variáveis analisadas foram verificadas alterações significativas na assimetria ( $p > 0,05$ ). Esses autores então concluem, assim como no estudo anterior, que os MMII apresentam uma taxa similar de fadiga (GIRARD *et al.*, 2017), independentemente do nível de assimetria encontrado para as diferentes variáveis. Assim como nos estudos anteriores, Jordan, Aagaard e Herzog (2017) também não verificaram alterações significativas ( $p = 0,76$ ) na assimetria de força após a fadiga, induzida por uma série de 20 saltos verticais agachados realizados em 80s, em diferentes momentos do salto agachado (fase inicial – do ponto de início do movimento até metade do tempo total do salto;

fase final – do ponto médio do movimento até o momento do início da fase de voo; fase de aterrissagem – entre o ponto do final da fase de voo até o momento em que o indivíduo retornou para posição inicial). Kong *et al.* (2010) também não verificaram reduções ou aumentos significativos da assimetria de variáveis espaço temporais da marcha (comprimento do passo, tempo de balanço, tempo do ciclo, tempo do duplo apoio e tempo de aceitação do peso) em bombeiros ( $p > 0,05$ ) após uma caminhada fatigante. Os autores concluem que devido aos baixos IA apresentados pelos voluntários, essas variáveis foram consideradas insensíveis aos efeitos da fadiga.

Os resultados do estudo de Razdak *et al.* (2017) corroboram parcialmente com os resultados dos estudos anteriores. Ao avaliar 20 indivíduos saudáveis (14 homens e seis mulheres) após a realização de um protocolo de fadiga foram encontradas diferenças significativas na assimetria em quatro das oito variáveis colocadas como determinantes no desempenho da corrida (Rigidez vertical: pré: 4,66%; pós: 3,07%,  $p = 0,034$ ; Rotação interna do joelho: pré: 15,37%; pós: 29,40%,  $p = 0,001$ ; taxa de sobrecarga: pré: 2,96%; pós: 1,91%,  $p = 0,035$ ; momento do joelho na fase de frenagem: pré: 17,22%; pós: 10,90%,  $p = 0,018$ ). Os autores concluem então que as mudanças no padrão de movimento da corrida induzidas pela fadiga podem alterar os níveis da assimetria de força e cinemática na articulação do joelho. Porém, esses autores não explicam o diferente comportamento da assimetria entre as variáveis.

Com relação a indivíduos com diferentes níveis de assimetria de força (Lesionados x não lesionados), Webster *et al.* (2014) verificaram reduções significativas na assimetria de força na distribuição do peso durante o agachamento nos indivíduos mais assimétricos (Mais assimétricos: pré fadiga:  $-9,1 \pm 10,4\%$ ; pós fadiga:  $-0,6 \pm 16,4\%$ ;  $p < 0,025$ ; Menos assimétricos: pré = 1,9%; pós = 1,7%;  $p > 0,025$ ) e também no momento angular do quadril (Mais assimétricos: pré fadiga:  $-11,7 \pm 17,2\%$ ; pós fadiga:  $4,0 \pm 26,1\%$ ;  $p < 0,025$ ; Menos assimétricos). Os autores justificaram essa redução da assimetria de força como uma incapacidade do membro inferior mais forte em manter a produção de força inicial, relacionada a uma maior sobrecarga imposta a ele durante o protocolo de fadiga. A assimetria de força foi responsável por uma maior sobrecarga ao membro inferior que produzia mais força no estado pré-fadiga, e essa sobrecarga pode ter sido responsável por uma fadiga precoce nesse membro inferior o que causou uma redução na sua capacidade de produzir força e reduziu então os níveis de assimetria de força (CARPES *et al.*, 2007).

A divergência nos resultados encontrados pode estar relacionada aos diferentes protocolos utilizados para induzir e a avaliar os efeitos da fadiga, assim como também dos

procedimentos utilizados para a identificação das assimetrias. A fadiga deveria ser induzida e seus efeitos avaliados por protocolos que demandam de tarefas comumente realizadas na prática esportiva (PAPPAS *et al.*, 2006) e que envolvam ações motoras que demandam do CAE (CAIRNS *et al.*, 2005; KOMI; NICOL, 2000; SVANTESSON *et al.*, 1998), como o SCM. Assim, a fadiga induzida por um protocolo que envolve sua realização (SKURVYDAS; JASCANINAS; ZACHOVAJEVAS, 2000) pode induzir esse estado de uma maneira mais próxima da realidade esportiva (KOMI; NICOL, 2000; HORITA *et al.*, 1998). Como o SCM é uma ferramenta válida e confiável para a identificação de assimetrias de força e cinemática (IMPELLIZZERI *et al.*, 2007; MENZEL *et al.*, 2013), avaliar os efeitos da fadiga na assimetria em variáveis do SCM pode representar melhor a realidade esportiva.

Além das divergências citadas, os estudos avaliaram apenas os efeitos da fadiga no momento imediatamente após sua instalação, desconsiderando as possíveis alterações na assimetria em decorrência dos danos musculares causados pelas ações musculares excêntricas, efeito secundário da fadiga que ocorre nos momentos 24h e 48h após a realização do protocolo (NICOL *et al.*, 1996).

Pode-se concluir então que a avaliação da assimetria em situação de fadiga aproxima-se da realidade esportiva ao contrário das avaliações realizadas quando os voluntários estão descansados. Porém, estudos que avaliaram a influência da fadiga na assimetria dos MMII são escassos, apresentam resultados controversos e não verificaram os efeitos secundários da fadiga relacionados ao dano muscular na assimetria.

## 2.8 Resumo da revisão de literatura

Existe um consenso na literatura de que a fadiga reduz o desempenho esportivo e está relacionada a uma maior probabilidade de lesões não traumáticas no sistema musculoesquelético. Porém, ainda não está consolidado seu efeito quando são avaliados ambos os MMII separadamente, e se existe uma diferença nas alterações sofridas por eles.

Essa relação entre os MMII pode ser avaliada também pela identificação da assimetria, tanto em parâmetros dinâmicos, termográficos, quanto em parâmetros cinemáticos, sendo que o ângulo de simetria parece ser a melhor forma para quantificá-la. A análise da assimetria vem sendo realizada amplamente em situação basais, e durante a prática de atividades físicas e esportivas os indivíduos estão possivelmente sob os efeitos da fadiga,

portanto avaliar as modificações da assimetria em situação de fadiga parece aproximar-se mais da realidade e poderia auxiliar na explicação das reduções de desempenho e de maior incidência de lesão nesse momento.

Como a fadiga é dependente da forma como ela induzida e os valores da assimetria podem variar pelo procedimento que é utilizado para sua identificação, a avaliação dessa relação realizada por tarefas que demandam do CAE, como o SCM, parece ser ideal para uma melhor compreensão, além de uma maior aproximação da realidade diária e esportiva. Sendo assim, tanto a indução da fadiga quanto a avaliação da assimetria deveriam ser realizadas com tarefas comumente realizadas no esporte, como o SCM.

Além disso, avaliar os efeitos secundários da fadiga, relacionados aos danos musculares, através da análise dinâmica, cinemática do SCM e termográfica dos MMII, pode auxiliar a compreensão das consequências de uma sobrecarga diferenciada entre os MMII em indivíduos com diferentes níveis de assimetria de força. Assim, indivíduos com diferentes níveis de assimetria de força podem apresentar diferentes respostas à fadiga.

### 3 MÉTODOS

Este trabalho trata-se de uma pesquisa de campo de caráter experimental. Os métodos foram descritos na seguinte sequência: aspectos éticos, amostra, procedimentos, instrumentação e análise estatística.

#### 3.1 Aspectos 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 estavam cientes de que a participação na pesquisa era de forma voluntária. Foram tomadas todas as precauções no intuito de preservar a privacidade dos voluntários, sendo que a saúde e o bem-estar destes estavam sempre acima de qualquer outro interesse.

Este projeto 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 A).

#### 3.2 Amostra

A amostra do presente estudo foi composta por 27 homens fisicamente ativos. A tabela 1 apresenta os dados descritivos da amostra do presente estudo.

**Tabela 1 - Dados descritivos da amostra em média ( $\pm$  desvio padrão)**

| Variável     | n  |             |
|--------------|----|-------------|
| Idade (anos) | 27 | 27,2 (4,7)  |
| Massa (kg)   | 27 | 73,9 (11,6) |
| Estatura (m) | 27 | 1,7 (0,1)   |

Fonte: Elaboração própria

Com relação à preferência lateral, determinada pelo questionário de *Waterloo*, 22 voluntários (81,5%) apresentaram preferência pelo MID, três (11,1%) apresentaram preferência pelo MIE, e dois (7,4%) não apresentaram preferência por nenhum dos MMII.

Para participar do presente estudo os voluntários atenderam aos seguintes critérios de inclusão:

- 1) Relato do próprio voluntário de ausência de lesões musculoesqueléticas nos últimos seis meses nos membros inferiores, pelve e coluna lombar;
- 2) Praticar qualquer atividade física que envolva treinamento regular nos últimos seis meses por pelo menos três vezes por semana durante 30 – 50 minutos;
- 3) Ser capaz de realizar os movimentos necessários para os protocolos de avaliação.

Os critérios de exclusão adotados pelo presente estudo foram:

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

Os indivíduos foram divididos em dois grupos: mais e menos assimétricos, a posteriori, com os dados obtidos no 2º dia de coleta, essa divisão será explicada a seguir.

Para determinação do número de voluntários necessário para o presente estudo, foi realizado um estudo piloto e extraída a variável dependente com maior variabilidade para que o cálculo fosse realizado. Para isso foi utilizado o programa estatístico G-Power, que determinou um n de 13 voluntários por grupo para o tamanho de efeito de 0,8.

### 3.3 Delineamento experimental

Primeiramente foi realizada uma divulgação nas diferentes unidades da UFMG e em redes sociais para captação de voluntários. Após a captação dos voluntários, os objetivos e procedimentos do estudo foram explicados individualmente antes da primeira sessão experimental, e somente após terem dado o consentimento verbal de participação no estudo, foi entregue um termo de consentimento livre esclarecido (TCLE) (APÊNDICE A) para o consentimento por escrito dos voluntários, e esses foram orientados que poderiam deixar de participar da pesquisa sem nenhum prejuízo ou constrangimento.

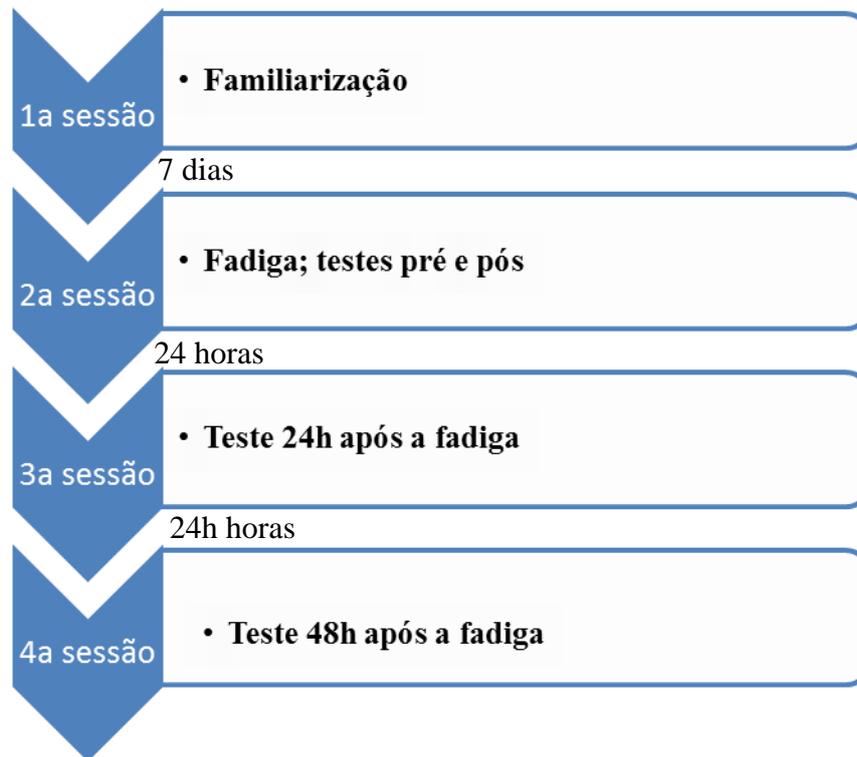
Todos os voluntários compareceram ao Laboratório de Biomecânica (BIOLAB) para a realização tanto da sessão de familiarização quanto para a realização das sessões de coleta de dados.

A 1ª sessão foi destinada à familiarização do SCM, do protocolo de fadiga de 100 SCM realizados em intensidade máxima e da tabela de percepção subjetiva do esforço (PSE).

A 2ª sessão foi destinada à indução da fadiga dos voluntários e foi realizada sete dias após a sessão de familiarização para evitar possíveis efeitos deletérios provenientes da familiarização ao protocolo de fadiga. A assimetria de força e cinemática foi mensurada antes e imediatamente após a fadiga. Assim como também foram mensurados a assimetria de temperatura e o sangue nos mesmos momentos.

As sessões subsequentes, 3ª e 4ª sessões, foram realizadas 24h e 48h após a 2ª sessão, e tiveram como objetivo verificar os efeitos secundários da fadiga, possivelmente relacionados à presença de danos musculares provenientes das ações musculares realizadas durante o protocolo de fadiga (FIGURA 2). A assimetria, de força, cinemática e de temperatura, foi mensurada, e foi realizada e a coleta sanguínea.

**Figura 2 - Delineamento experimental do estudo**



Fonte: Elaboração própria

Todas as sessões foram marcadas de acordo com a disponibilidade dos voluntários, e no mesmo horário para que os efeitos do ciclo circadiano fossem repetidos em todas as sessões experimentais.

### 3.3.1 Sessão 1

Na primeira sessão, cada voluntário recebeu um esclarecimento sobre os procedimentos a serem realizados no estudo e somente após concordarem em participar, foi entregue o TCLE para que os mesmos lessem e assinem.

Após a leitura e assinatura do TCLE, uma anamnese contendo informações como: nome, idade, tempo de prática, tipo de atividade praticada, duração de cada sessão de treinamento, e outras informações (APÊNDICE B) e o questionário de *Waterloo* revisado (ANEXO B) (ELIAS; BRYDENT; BULMAN-FLEMING, 1998) foram aplicados. Após o

preenchimento dos formulários, a massa corporal (kg) e a estatura do voluntário (m) foram mensuradas, utilizando-se para isto uma balança com um estadiômetro acoplado. A balança utilizada tem uma precisão de 0,1kg e o estadiômetro de 0,05m (Filizola® PL 200).

Os voluntários também foram apresentados à tabela do esforço percebido (BORG, 1992; ANEXO C) para que eles indicassem como perceberam o esforço durante o protocolo. Na 1ª sessão, foi explicado o que é e como funciona. Nesse momento os voluntários deveriam identificar sua percepção de esforço atual. Ao final da sessão novamente foi mensurada essa variável.

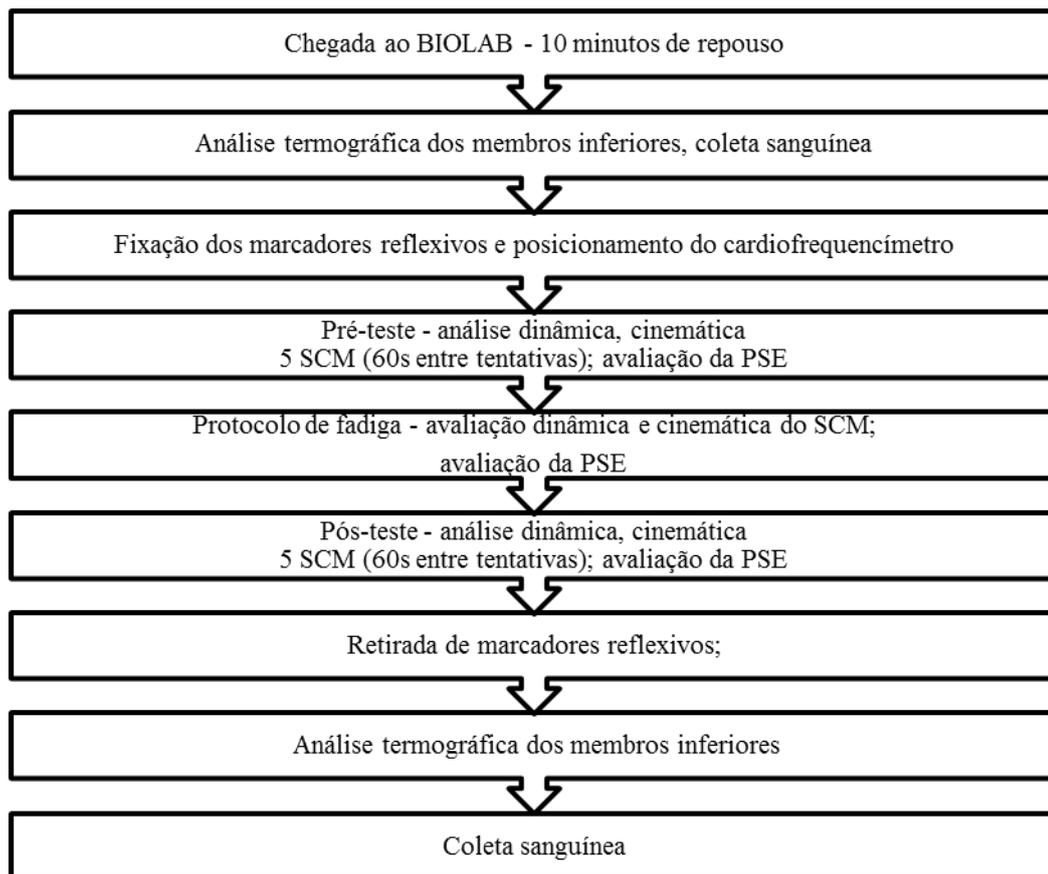
Para a familiarização do SCM, foi realizada uma atividade preparatória padrão para fins de aquecimento na qual os voluntários foram orientados a pedalar no cicloergômetro por três minutos com carga de 0,5 Kg a 60 rpm e, em seguida, foram realizadas três séries de três SCM consecutivos, com pausa de 30 s entre as séries (CLAUDINO *et al.*, 2012). Após a atividade preparatória, foram realizados 16 SCM, com um intervalo de 1 min entre as repetições, e após esses saltos foi realizado um 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). Quando a estabilidade desejada não era atingida nas primeiras repetições, novas tentativas eram realizadas em sequência, e após cada tentativa, um novo teste *t* era realizado levando em consideração os últimos 16 saltos (divididos em duas partes de oito saltos). A familiarização foi considerada quando a estabilidade no desempenho era alcançada (CLAUDINO *et al.*, 2013). O desempenho do salto foi determinado pelo tempo de voo obtido no sistema das duas plataformas de força sincronizadas.

Caracterizada a familiarização, os indivíduos ficaram em repouso durante 15 min para realizar a familiarização com o protocolo de fadiga de 100 SCM realizados em intensidade máxima. A familiarização com esse protocolo consistiu apenas na realização do mesmo por completo. Durante o protocolo, a PSE foi mostrada aos voluntários entre as séries para que eles caracterizassem o esforço atual. Era esperado um aumento na percepção do esforço com o desenvolvimento do protocolo.

### 3.3.2 Sessão 2

Após sete dias a sessão de familiarização, os indivíduos retornaram ao BIOLAB para a segunda sessão (FIGURA 3).

**Figura 3 - Delineamento da segunda sessão**



Fonte: Elaboração própria

Inicialmente os indivíduos permaneceram em repouso por 10 min após a chegada ao BIOLAB para que fosse realizada a primeira análise termográfica dos membros inferiores e logo em sequência foi realizada a 1ª coleta sanguínea.

Após a coleta sanguínea, os marcadores reflexivos foram posicionados nos pontos determinados para a avaliação da assimetria cinemática do movimento e o cardiofrequencímetro para a análise da FC. Imediatamente após a fixação dos marcadores e

cardiofrequencímetro, os voluntários foram orientados a posicionar-se sob o sistema de duas plataformas de força sincronizadas (um membro inferior em cada plataforma de força), que estavam localizadas no centro do volume de captura cinemática, para a realização do pré-teste (FIGURA 4), que consistiu na realização de uma série de cinco repetições válidas, com 60 s de intervalo entre as tentativas, para a avaliação da assimetria, de força e cinemática do SCM.

**Figura 4 - Posicionamento do voluntário sob as plataformas de força**



Fonte: Elaboração própria

Após o teste pré-fadiga, os indivíduos realizaram o protocolo de fadiga de 100 SCM realizados em intensidade máxima ainda sob o sistema de duas plataformas de força sincronizadas, para que durante todo o protocolo fossem adquiridos dados dinâmicos e cinemáticos para que fosse realizada a avaliação temporal da relação fadiga x assimetria. Durante o protocolo de fadiga também foram calculadas as alturas dos 100 SCM, para verificação da redução do desempenho, e o padrão de movimentação das articulações para ambos os MMII.

Imediatamente após o final do protocolo de fadiga, foi verificada a necessidade de reposicionamento dos marcadores reflexivos nos MMII do voluntário. Somente após essa conferência e possível reposicionamento, uma nova série de cinco tentativas válidas do SCM

foi realizada, com 60 s de intervalo entre as tentativas, para a avaliação da assimetria, de força e cinemática do SCM, no momento imediatamente após a fadiga.

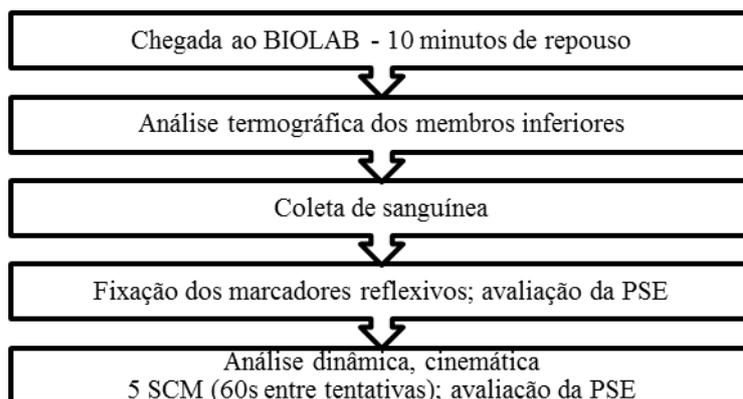
Terminada a série de saltos, os marcadores reflexivos foram retirados e após 5 min foi realizada uma nova aquisição das imagens térmicas (IT) dos MMII, também para determinação da assimetria de temperatura, e uma nova coleta sanguínea. O intervalo de 5 min entre o final do protocolo e a aquisição das IT e da coleta sanguínea foi padronizado devido ao deslocamento dos voluntários à sala em que esses processos ocorriam.

A PSE e a FC foram registradas antes da série de saltos, entre as séries do protocolo de fadiga e imediatamente após o término do protocolo.

Com os dados obtidos na análise dinâmica do SCM no momento anterior à realização do protocolo de fadiga os indivíduos foram divididos em menos e mais assimétricos, pelo ângulo de simetria calculado para variável impulso. Essa variável foi escolhida por ter sido a variável dinâmica que apresentou diferença significativa entre os MMII direito e esquerdo. A divisão foi realizada pelo valor da mediana do ângulo de simetria do impulso (mediana = 13,41%), sendo que os indivíduos em que os valores do ângulo de simetria foram menores que o da mediana formaram o grupo dos menos assimétricos ( $n = 13$ ), e os indivíduos em que os valores do ângulo de simetria foram maiores que o valor da mediana formaram o grupo dos mais assimétricos ( $n = 13$ ).

### 3.3.3 Sessões 3 e 4

Para avaliar os possíveis efeitos crônicos da fadiga induzida pelo protocolo de 100 SCM realizados em intensidade máxima, relacionados aos microdanos musculares causados pela carga excêntrica do protocolo, os voluntários foram novamente avaliados 24 e 48 h após a segunda sessão. Nas duas sessões os voluntários realizaram os mesmos procedimentos experimentais (FIGURA 5).

**Figura 5 - Procedimentos experimentais das sessões 3 e 4**

Fonte: Elaboração própria

Inicialmente, após chegarem ao BIOLAB, os voluntários permaneceram em repouso por 10 min para que fosse realizada a análise termográfica dos membros inferiores, e também a coleta sanguínea para a verificação de marcadores de dano muscular subsequente ao processo de fadiga induzida pelo SCM. Em seguida foram posicionados os marcadores reflexivos nas articulações e o cardiofrequencímetro.

Após o posicionamento dos marcadores reflexivos e do cardiofrequencímetro, os voluntários realizaram uma série de cinco repetições do SCM, com um intervalo de 60 s entre as tentativas, para a análise de parâmetros dinâmicos e cinemáticos para essa técnica de movimento. A PSE e a FC foram registradas imediatamente antes o início da série dos saltos.

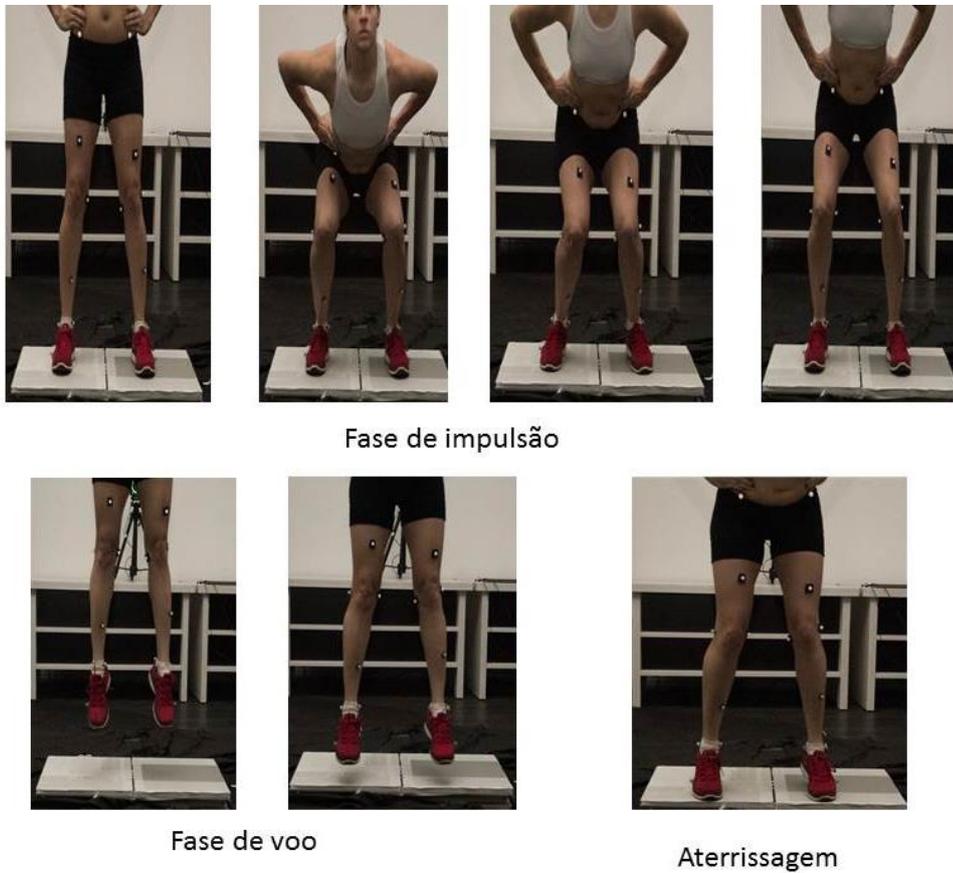
### 3.4 Salto vertical com contramovimento

O SCM foi realizado para a avaliação dos MMII, em parâmetros dinâmicos e cinemáticos, e para análise da assimetria de força e cinemática dos MMII.

Na execução desse movimento os voluntários partiram da posição em pé e executaram um movimento descendente sem restrição em termos de graus de flexão de joelhos e quadris para realizar então o movimento ascendente (FIGURA 6). Foi orientado aos voluntários que mantivessem os joelhos estendidos e pés em flexão plantar durante a fase de voo e que as mãos permanecessem fixas no quadril, pois a oscilação dos membros superiores pode interferir nos resultados do salto (LEES; VANRENTERGHEM; CLERCQ, 2006). Os voluntários executaram os SCM sobre um sistema de duas plataformas de força sincronizadas,

sendo que cada membro inferior foi posicionado sobre uma plataforma de força tanto na fase de impulsão quanto na fase de aterrissagem.

**Figura 6 - Técnica do salto com contramovimento**



Fonte: Elaboração própria

Foram invalidadas as tentativas em que os voluntários realizaram 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.

Todos voluntários realizaram cinco tentativas válidas do SCM, com um intervalo de 60 s entre as tentativas em todos os momentos de coleta de dados, pré-protocolo de fadiga, imediatamente após o protocolo de fadiga, 24 h e 48 h após o protocolo de fadiga.

### 3.5 Protocolo de fadiga

Todos os voluntários realizaram o protocolo de fadiga de 100 SCM adaptado de Skurvydas, Jascaninas e Zachova (2000). Esse protocolo experimental para a indução aguda da fadiga foi escolhido porque envolve a realização de uma tarefa motora que demanda do CAE, ação muscular de ocorrência natural durante ações motoras esportivas tanto em competições quanto nas unidades de treinamento (NICOL; AVELA; PAAVO, 2006).

Nesse protocolo o voluntário partindo da posição em pé executou SCM em intensidade máxima. Os saltos foram divididos em cinco séries de 20 repetições e com 30 s de intervalo entre as séries (SKURVYDAS; JASCANINAS; ZACHOVA, 2000).

Após a realização de cada salto, o voluntário deveria voltar para posição inicial para que somente após esse reposicionamento fosse iniciada a próxima tentativa. Durante a realização dos SCM o voluntário manteve as mãos na cintura (LEES, 2004) e realizou os saltos sob o sistema de duas plataformas de força sincronizadas, tanto na fase de impulsão quanto na fase de aterrissagem.

O protocolo de fadiga poderia ser interrompido por referências do próprio voluntário e/ou pela verificação da pesquisadora da impossibilidade de se manter a técnica necessária para realização do protocolo com segurança. Durante todo o protocolo, os voluntários foram orientados quanto ao seu posicionamento sob as plataformas de força e receberam incentivo verbal para que realizassem seu máximo e não interrompessem o protocolo.

### 3.6 Instrumentação e variáveis dependentes

#### 3.6.1 Testes sanguíneos

Na análise sanguínea, foi avaliada a concentração sanguínea de creatina quinase ([CK]). A [CK] foi utilizada para a verificação da possível ocorrência de danos musculares após a realização do protocolo de fadiga, já que os danos musculares são responsáveis por uma redução no desempenho esportivo ainda como consequência da fadiga (HORITA *et al.*, 1999).

A medida da [CK] foi realizada em quatro momentos. Na segunda sessão a medida foi realizada após um repouso de 10 min a chegada do voluntário no BIOLAB e 5 min após o término do protocolo de fadiga. Nas terceira e quarta sessões, a coleta sanguínea foi realizada 24 h e 48 h após o protocolo de fadiga, respectivamente, 10 min após a chegada do voluntário ao BIOLAB.

Nos períodos determinados, foi realizada uma limpeza da polpa digital dos avaliados com álcool etílico a 95% e, na sequência, foram coletados 32  $\mu$ L de sangue capilar. Após a secagem do local com algodão, uma lanceta descartável com disparador automático (*Accu-Chek Softclix, Pro Roche*) foi utilizada para a punção e o volume sanguíneo foi drenado por um tubo capilar heparinizado (*Li Heparin, Selzer Labor Thecnology*). Imediatamente após a drenagem, o volume foi pipetado para uma fita reativa para CK (*Reflotron, Roche<sup>®</sup>, Alemanha*) e inserido no equipamento *Reflotron Plus* (*Roche<sup>®</sup>, Alemanha*) para análise (FIGURA 7).

**Figura 7 - Materiais e equipamentos para coleta sanguínea**



Fonte: Elaboração própria

Em todo o procedimento de retirada do sangue, os responsáveis pela sua análise utilizaram luvas cirúrgicas descartáveis e jaleco. Os detritos resultantes dessa coleta foram descartados em lixeiras específicas para lixo hospitalar.

Para a análise estatística, a [CK] individualizada seguiu a proposta adaptada de Alves *et al.* (2015), em que os valores avaliados ao longo do tempo em cada indivíduo foram normalizados pelo valor máximo obtido por cada voluntário.

### 3.6.2 Percepção subjetiva do esforço (PSE)

A percepção subjetiva do esforço foi avaliada antes, durante e após o protocolo de indução de fadiga pela escala proposta por Borg (1982), na qual o indivíduo classifica seu esforço com base em uma escala que varia de 6 a 20, de “sem nenhum esforço” a “máximo esforço”, respectivamente (FIGURA 8; ANEXO C).

**Figura 8 - Escala de esforço percebido**

|    |                      |
|----|----------------------|
| 6  | Sem nenhum esforço   |
| 7  | Extremamente leve    |
| 8  | Muito leve           |
| 9  | Muito leve           |
| 10 |                      |
| 11 | Leve                 |
| 12 |                      |
| 13 | Um pouco intenso     |
| 14 |                      |
| 15 | Intenso (pesado)     |
| 16 |                      |
| 17 | Muito Intenso        |
| 18 |                      |
| 19 | Extremamente intenso |
| 20 | Máximo esforço       |

Fonte: BORG, 1982

Como a fadiga pode estar relacionada a uma maior percepção de esforço em uma atividade de mesma intensidade, espera-se que com o tempo, a percepção subjetiva do esforço do voluntário aumente até que ele termine o protocolo de fadiga (COVENTRY *et al.*, 2006; CREWE; TUCKER; NOAKES, 2008; DAY *et al.*, 2004; ESTON, 2012; GARCIN; WOLFF; BEJMA, 2003; HAGBERT, 1981; HORSTMAN *et al.*, 1979; QU; YEO, 2011).

A tabela de esforço percebido foi apresentada para os voluntários no dia da sessão de familiarização e foram dadas instruções padrões e foram explicados os procedimentos de fixação (BORG, 2000) (ANEXO C). Em todas as sessões experimentais as instruções padrões de utilização da tabela e os procedimentos de fixação foram repassados com cada voluntário.

O esforço percebido foi registrado em todas as sessões no momento anterior ao início da série de saltos e imediatamente após essa série. Foram registrados também os momentos imediatamente após cada série do protocolo de fadiga.

### 3.6.3 Frequência cardíaca

A frequência cardíaca (FC) foi utilizada para verificar o aumento do esforço durante o protocolo de fadiga e para determinar o processo de recuperação dos voluntários seguindo o protocolo de fadiga.

Para a análise da FC, foi utilizado um monitor cardíaco e um relógio (POLAR<sup>®</sup>, Finlândia) que após as sessões foram conectados a um computador portátil (ASUS<sup>®</sup>) para a obtenção das curvas de frequência cardíaca durante as séries do protocolo de indução de fadiga e durante a realização dos SCM nas terceira e quarta sessões.

Foram avaliados os valores da FC instantânea registrada pela pesquisadora ao final de cada série do protocolo de fadiga, assim como do início das sessões.

### 3.6.4 Imagens termográficas

A análise termográfica da temperatura de superfície da pele foi realizada com o objetivo de identificar possíveis alterações na temperatura dos MMII em decorrência do processo inflamatório induzido pelas microlesões ao sistema musculoesquelético como consequência do protocolo de fadiga, e os níveis de assimetria de temperatura.

Para a aquisição das imagens termográficas foi utilizado um termovisor (Flir<sup>®</sup>, T620, Estocolmo; FIGURA 9), com amplitude de medição de -40 °C a + 650 °C, precisão de 2%, sensibilidade térmica  $\leq 0,04$  °C, banda de spectral dos infravermelhos de 7,5  $\mu\text{m}$  a 14  $\mu\text{m}$ , taxa de atualização de 30 Hz, foco manual e automático e resolução de 640 x 480 pixels.

**Figura 9 - Termovisor (Flir®, T620)**

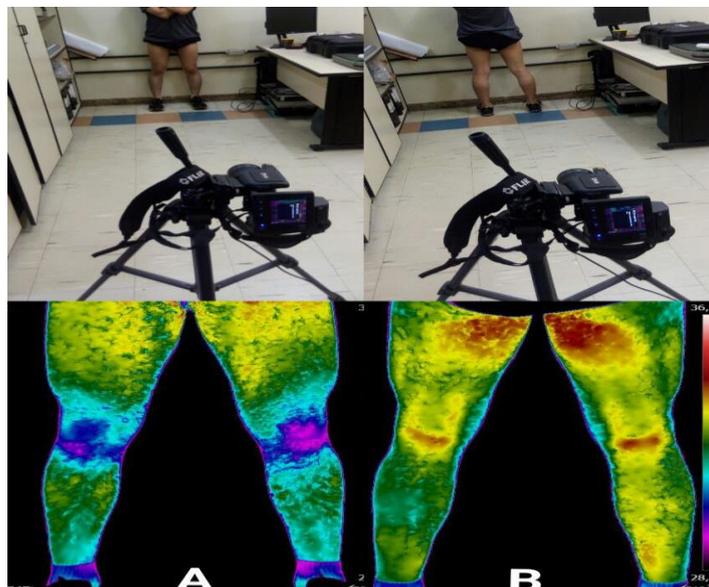


Fonte: Elaboração própria

As IT foram adquiridas em uma sala específica que tinha suas condições ambientais controladas por um termômetro ambiental, sendo que a temperatura ambiente variava entre 23 - 25 °C e a umidade entre 55 - 65% (BAIN; JAY, 2011).

Os voluntários ficaram a uma distância de três metros da câmera, num ponto previamente identificado no chão, com os braços cruzados a frente do corpo em uma posição estacionária. Todos trajavam vestimentas que não interferiam no aumento ou redução da temperatura da pele. Foram capturadas duas imagens em cada sessão experimental (FIGURA 10 a e b), uma na visão anterior e outra na visão posterior dos membros inferiores.

**Figura 10 - Análise termográfica dos membros inferiores**

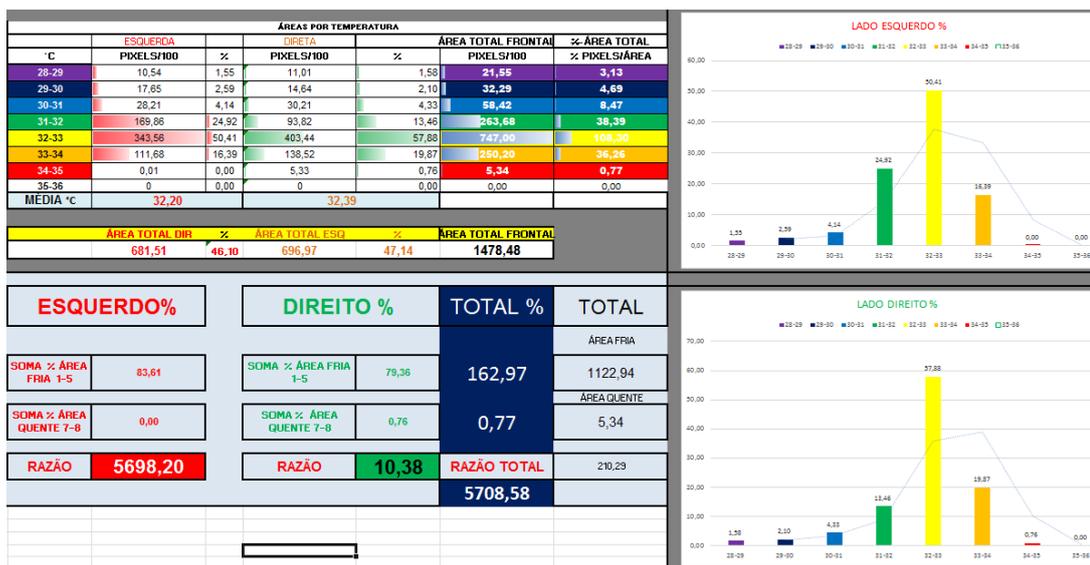


Fonte: Elaboração própria

Por fim, os dados de temperaturas das imagens termográficas foram extraídos para que fosse realizada uma análise das frequências do número de pixels, diferenciando assim as faixas de temperaturas com maior frequência de pixels entre os membros inferiores (FIGURA 11), além das temperaturas médias da perna e coxa.

Para essa análise os dados da temperatura foram exportados para o formato de arquivo “.csv” para que fossem então abertos no programa *Microsoft Excel* (Microsoft®), com uma planilha previamente preparada por equações e comandos para a determinação automática da frequência do número de pixels em cada faixa de temperatura, bem como a temperatura média de cada membro inferior, que foi a variável analisada no presente estudo. O mesmo procedimento foi realizado para ambas as visões (FIGURA 11).

**Figura 11 - Análise termográfica pela análise da frequência do número de pixels**



Fonte: Elaboração própria

### 3.6.5 Avaliação dinâmica e cinemática do salto vertical com contramovimento

A avaliação do SCM foi realizada para a avaliação dos MMII e para mensuração da assimetria de força e cinemática antes do protocolo de fadiga, imediatamente, 24 h e 48 h após o mesmo.

Para tal análise 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 do volume de captura do movimento e as plataformas de força centralizadas na área da coleta. Esse posicionamento foi adotado para que durante todo o procedimento os marcadores reflexivos, da análise cinemática, estivessem visíveis por pelo menos duas câmeras (FIGURA 12).

**Figura 12 - Exemplo da representação gráfica do volume de captura do movimento**

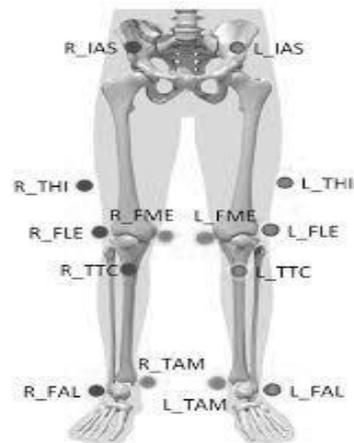


Fonte: Elaboração própria

O sistema foi calibrado e sincronizado sempre no início de cada sessão e esses processos foram repetidos sempre que necessário para garantir a qualidade das imagens e a sincronização dos sistemas, seguindo instruções do fabricante. Um erro de calibração inferior a 0,2 mm foi considerado em todo processo de calibração cinemático. As plataformas de força foram zeradas sempre antes do início da aquisição dos dados do próximo voluntário. As taxas de amostragem foram 100 Hz e 1000 Hz para cinemática e dinâmica, respectivamente.

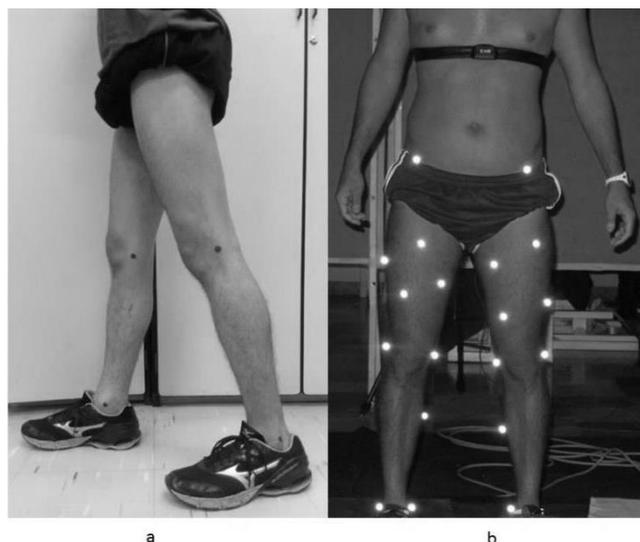
Para a aquisição dos dados, foi necessária a fixação de marcadores reflexivos, anatômicos e de rastreamento, nos voluntários. Esses marcadores reflexivos foram posicionados em pontos específicos determinados pelo modelo antropométrico de *Helen Hayes* (FIGURA 13) que estima a localização dos eixos articulares. 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 medias na coxa) e pelve (espinha íliaca anterior superior anterior direita e esquerda, sacro). Os pontos de rastreamento foram posicionados nos pontos mediais da coxa e perna de ambos os membros inferiores.

**Figura 13 - Modelo antropométrico dos membros inferiores de Helen Hayes**



Fonte: [http://old.qualisys.com/wp-content/uploads/2012/09/PI\\_PAF\\_Gait.pdf](http://old.qualisys.com/wp-content/uploads/2012/09/PI_PAF_Gait.pdf)

Os pontos anatômicos e de rastreamento foram primeiramente identificados por uma caneta demográfica (FIGURA 14 a), para que somente então os marcadores reflexivos fossem fixados com fitas adesivas dupla face (FIGURA 14 b). Esses pontos foram demarcados para que o posicionamento dos marcadores pudesse ser o mais próximo possível nos diferentes dias de coleta de dados.

**Figura 14 - Posicionamento dos marcadores reflexivos**

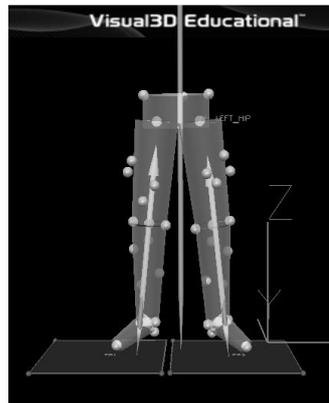
Fonte: Elaboração própria

Fixados os marcadores reflexivos, sempre antes dos procedimentos experimentais (realização dos SCM), foi realizada uma imagem estática dos voluntários para que o modelo antropométrico dos MMII fosse determinado. Em caso de queda de algum marcador reflexivo durante a coleta de dados, um novo marcador era recolocado e uma nova imagem estática era realizada para a análise das tentativas em sequência.

Terminada a coleta de dados os arquivos de cada voluntário foram exportados em formato “.c3D” para posterior análise. A análise dos dados foi realizada no programa *Visual 3D* (V5, *C-Motion, Research Biomechanics*, EUA). Tanto as variáveis dinâmicas quanto as variáveis cinemáticas foram extraídas utilizando uma rotina desenvolvida no programa. 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.

Para a análise do movimento foi necessário determinar o CM do segmento (membros inferiores). O CM dos MMII foi calculado no programa *Visual 3D* através do modelo antropométrico de *Hanavan*, que estima a localização do CM do corpo pela reconstrução dos segmentos, pelve; coxa; perna e pés, de maneira geométrica. Portanto, inicialmente foram reconstruídos: a pelve, coxas, pernas e pés de ambos os MMII (FIGURA 15).

**Figura 15 - Reconstrução do segmento dos membros inferiores**



Fonte: Elaboração própria

Somente após a definição do CM e dos segmentos, separadamente, foram extraídas as variáveis cinemáticas. Foram avaliadas as seguintes variáveis cinemáticas:

- Deslocamento angular da posição inicial até o ponto mais baixo do CM do segmento dos MMII ( $\Delta\theta$ );
- Pico de velocidade de flexão ( $\omega_{\text{flexão}}^{\text{pico}}$ );
- Pico de velocidade de extensão ( $\omega_{\text{extensão}}^{\text{pico}}$ ).

As variáveis foram extraídas para ambos os membros inferiores e nas articulações do joelho, tornozelo e quadril,. Essas variáveis apresentam confiabilidade superior 0,90 (PAPPAS; CARPES, 2012).

O deslocamento angular das articulações foi determinado pela variação do ângulo verificado na posição inicial do movimento, e o valor do ângulo observado no momento em que o CM atingiu a menor altura durante a fase de impulsão do SCM ( $\Delta\theta = \text{ângulo no ponto mais baixo do CM} - \text{ângulo inicial}$ ).

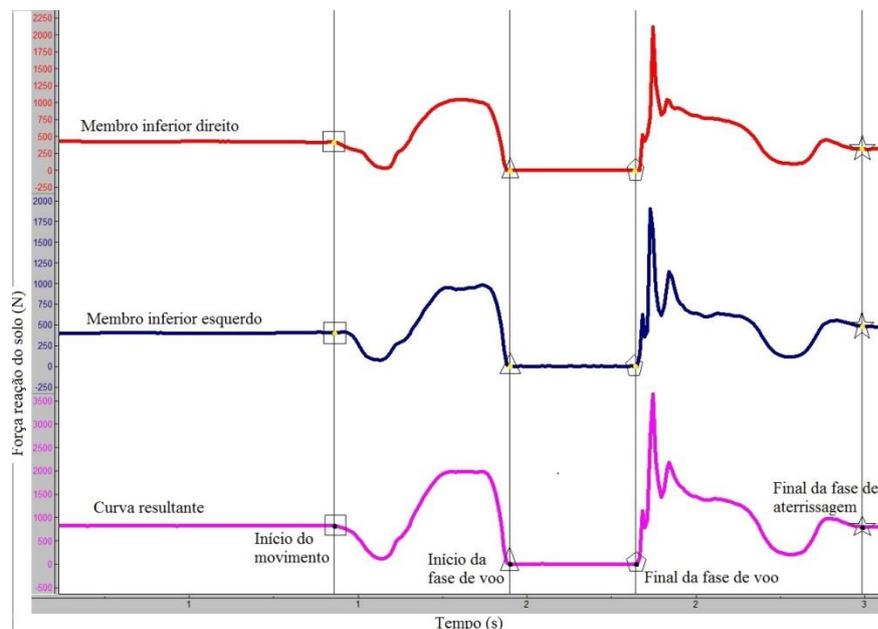
O pico de velocidade de flexão foi determinado pelo maior valor de velocidade observado no intervalo do início do movimento do SCM até o momento do ponto mais baixo do CM, caracterizando a fase de flexão do joelho, tornozelo e quadril, ou a fase descendente do movimento.

O pico de velocidade de extensão foi determinado pelo maior valor de velocidade observado no intervalo do ponto mais baixo do CM até o ponto de início da fase

de voo, ou final da fase de impulsão do SCM. Esse intervalo representa o movimento de extensão das articulações analisadas, o que caracterizaria a fase positiva do movimento do SCM.

Na análise dinâmica foram obtidas as curvas de força x tempo para ambos os membros inferiores separadamente, porém para a análise do SCM foi necessário que essas curvas fossem somadas para a obtenção de uma curva resultante, para a determinação das diferentes fases do salto (FIGURA 16).

**Figura 16 - Representação da curva Força x tempo resultante para determinação do início e final da fase de impulsão e aterrissagem do SCM**



Legenda: □ = início do movimento/fase de impulsão; △ = final da fase de impulsão/início da fase de voo; ▽ = final da fase de voo/início da fase de aterrissagem; ☆ = final da fase de aterrissagem.

Fonte: Elaboração própria.

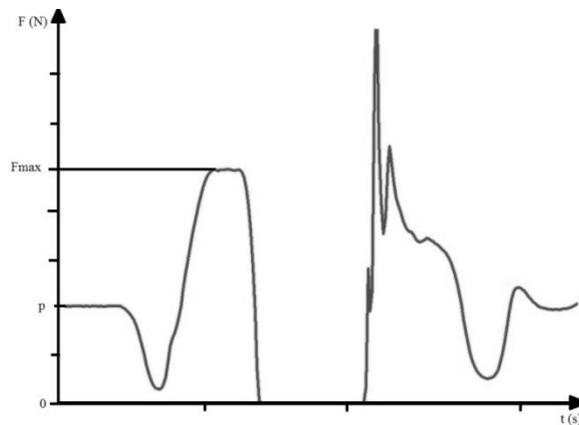
Foram extraídas as variáveis dinâmicas para ambos os membros inferiores:

- Pico de força ( $F_{Pico}$ ) (FIGURA 17)
- Tempo para atingir o pico de força ( $tF_{Pico}$ ) (FIGURA 17)
- Impulso total (I) (FIGURA 18),
- Impulso positivo ( $I^+$ ) (FIGURA 19);
- Impulso negativo ( $I^-$ ) (FIGURA 19);

- Pico de potência ( $P_{\text{Pico}}$ );
- Pico de impacto ( $\text{Impacto}_{\text{Pico}}$ ) (FIGURA 20);
- Tempo para atingir o pico de impacto ( $t_{\text{Impacto}_{\text{Pico}}}$ );
- Taxa de produção de força (TPF);
- Altura do salto.

O pico de força foi determinado pelo ponto de maior valor durante a fase de impulsão. Determinado o pico, foi identificado o tempo em que ele foi atingido.

**Figura 17- Determinação do pico de força**



Legenda:  $F_{\text{máx}}$  = Pico de força;  $P$  = peso corporal;  $t_1$  = tempo em que a força máxima foi atingida;  $t$  = tempo;  $F$  = força.

Fonte: Elaboração própria.

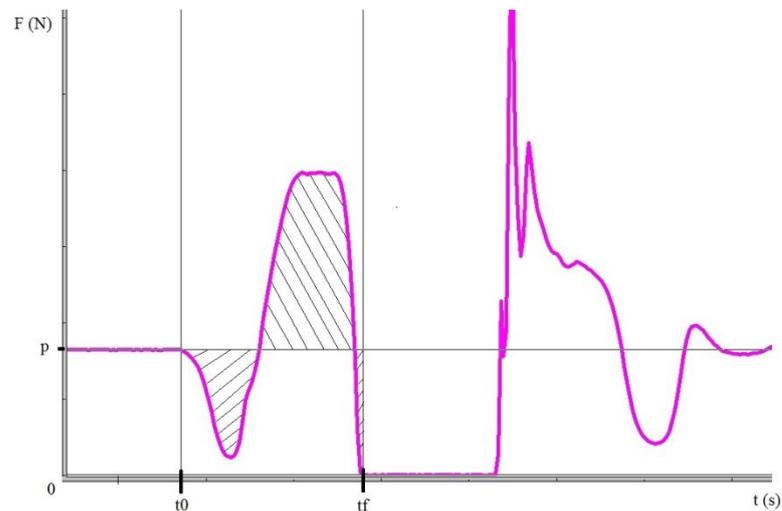
O impulso foi determinado a partir do cálculo da equação descrita por Linthorne (2005).

$$I = \int_{t_0}^{t_f} F dt - P (t_f - t_0)$$

Para o cálculo dessa variável, foi realizada a integração da curva força x tempo (FIGURA 18, área rasurada) e foram determinados os momentos de início e final da fase de impulsão e o valor do peso no momento imediatamente antes ao início do movimento. Os

momentos de início e final da fase de impulsão foram determinados pela curva resultante, e os valores de  $P$  (peso) para os membros inferiores direito e esquerdo foram determinados separadamente. Essa variável foi também extraída para a curva resultante para posterior determinação da altura do salto.

**Figura 18- Curva força - tempo no SCM**

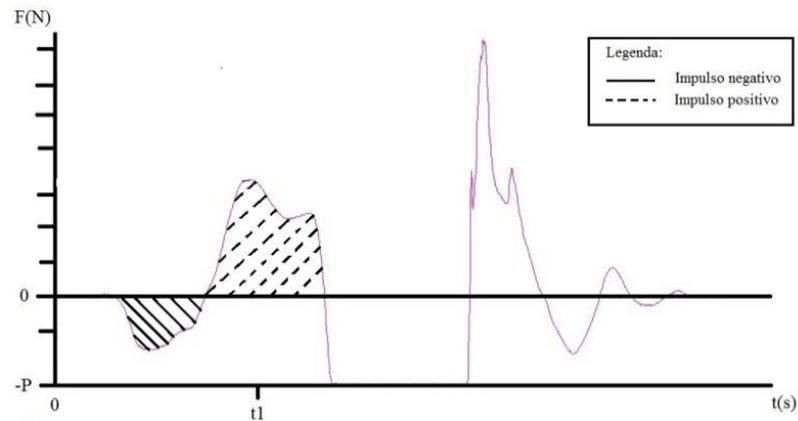


Legenda:  $P$  – Peso Corporal;  $t_0$  – Início da fase de impulso;  $t_f$  – Fim da fase de impulso.

Fonte: Elaboração própria.

Além do impulso total de cada membro, também foram determinados os impulsos positivos e negativos. Após a normalização da curva de força x tempo pelo obtido de cada membro inferior no início do SCM, foram determinadas as áreas abaixo da linha 0 (área com linhas inteiras - impulso negativo) e acima da linha 0 (área com linhas pontilhadas - impulso positivo) (FIGURA 19)

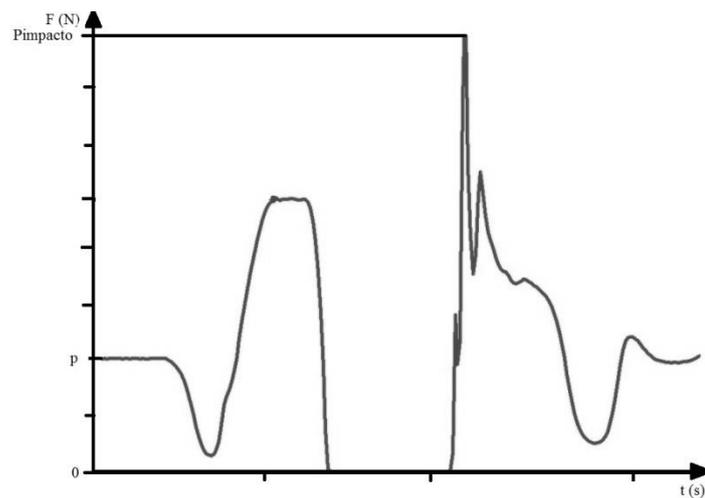
**Figura 19 - Determinação dos impulsos positivo e negativo**



Fonte: Elaboração própria.

O Pico de Impacto foi determinado pelo ponto de maior valor durante a fase de aterrissagem do SCM (FIGURA 20). Determinado esse pico, foi identificado o tempo em que ele foi identificado.

**Figura 20 - Determinação Pico de Impacto**



Legenda: P = peso corporal; t = tempo; F = força de reação do solo.

Fonte: Elaboração própria.

O pico de potência foi calculado pelo método proposto por Menzel *et al.* (2013) utilizando a seguinte equação:

$$P = F \times v = F \times \frac{1}{m} \int_{t_0}^{t_1} F dt$$

Em que  $F$  = a força vertical de reação do solo,  $v$  = velocidade do centro de massa do segmento.

A taxa de produção de força dos membros inferiores direito e esquerdo foi determinada pela diferença entre o maior e o menor pico de força dividido pelo intervalo de tempo entre eles.

$$TPF = \frac{(Pico\ de\ força\ máximo - Pico\ de\ força\ mínimo)}{\Delta(tempo\ do\ pico\ de\ força\ máximo - tempo\ do\ pico\ de\ força\ mínimo)}$$

A determinação da altura do SCM foi realizada pela determinação da velocidade de saída ( $v_{saída}$ ). A partir do impulso da curva resultante foi aplicado o teorema impulso-momento para que fosse determinada a velocidade de saída do voluntário da plataforma de força:

$$v_{saída} = \frac{I}{m}$$

Sendo que  $v_{saída}$  é a velocidade de saída do salto,  $I$  representa o impulso e  $m$  a massa corporal do voluntário. E a partir da velocidade de saída foi determinada então a altura do salto:

$$h = \frac{v_{saída}^2}{2g}$$

sendo,  $g$  a aceleração da gravidade igual a  $9,81\ m/s^2$ . A altura do salto foi obtida pelo impulso determinado na curva resultante.

A altura do salto durante o protocolo de fadiga foi calculada pelo tempo de voo pela equação:

$$h = \frac{1}{8} gt^2$$

em que  $g$  representa a aceleração de gravidade e  $t$  representa o tempo de voo em segundos. Para determinação da altura do salto em cada série, foi calculada a média da altura dos 20 saltos, representando assim o desempenho médio de cada voluntário.

Ainda com a utilização da dinâmica inversa foram extraídas as variáveis:

- Momento angular no ponto mais baixo do CM do segmento (L);
- Pico de potência angular ( $P_{\text{Angular}}$ ).

O momento angular de cada articulação foi extraído no ponto em que o CM atingiu a menor altura no deslocamento durante a fase de impulsão do SCM. E já o pico de potência foi determinado pelo maior valor da variável observado durante a fase de impulsão do SCM.

Tanto para as variáveis cinemáticas e dinâmicas, a média das cinco tentativas foi utilizada para análise descritiva e cálculo das assimetrias bilaterais. Este procedimento foi padronizado para os saltos realizados antes e após o protocolo de fadiga.

### 3.6.6 Ângulo de simetria ( $\theta_{\text{simetria}}$ )

A assimetria foi mensurada por variáveis dinâmicas, cinemáticas e termográficas, obtidas pela realização do SCM em um sistema sincronizado de oito câmeras de alta frequência e duas plataformas de força e por imagens termográficas, respectivamente. O  $\theta_{\text{simetria}}$  para todas as variáveis foi determinado antes, imediatamente, 24h e 48h após a realização do protocolo de fadiga.

O  $\theta_{\text{simetria}}$  foi calculado pela equação proposta por Zifchock *et al.* (2008):

$$\theta_{\text{simetria}} = \frac{(45^\circ - \arctan(X_e/X_d))}{90^\circ} \times 100\%$$

em que  $\theta_{\text{simetria}}$  representa o ângulo de simetria, que varia de 0 (indicando simetria perfeita) a 100% (indicando assimetria perfeita),  $X_e$  representa o valor do membro inferior esquerdo,  $X_d$  representa o valor do membro inferior direito, e  $\arctan$  representa o valor referente ao arco tangente do valor da relação  $X_e/X_d$ . Porém, se o valor de  $(45^\circ - \arctan(X_e/X_d))$  fosse maior que  $90^\circ$ , a equação sofreria a seguinte alteração:

$$\theta_{\text{simetria}} = \frac{(45^\circ - \arctan(\frac{X_e}{X_d}) - 180^\circ)}{90^\circ} \times 100\%.$$

### 3.7 Análise estatística

Os procedimentos estatísticos foram realizados utilizando o programa *Statistical Package of the Social Sciences* (SPSS) versão 20.00 (SPSS Inc.).

Inicialmente foi realizada uma análise estatística descritiva dos dados por meio de média, e desvio padrão, bem como a normalidade dos dados via teste estatístico de Shapiro-Wilk. A análise descritiva foi realizada por grupo.

Teste  $t$  pareado foi utilizado para comparar as séries de oito repetições do salto vertical com contramovimento no momento da familiarização.

A análise de variância (ANOVA) de medidas repetidas foi utilizada para comparar as alturas dos saltos, a frequência cardíaca, PSE e [CK], para confirmar os efeitos da fadiga e a presença de danos musculares. Essa análise foi realizada com todos os indivíduos em um grupo apenas. Em caso de haver diferenças, o teste *Post Hoc* de *Bonferroni* foi aplicado.

A ANOVA mista de três fatores (grupo x momento x membro) foi utilizada para testar a primeira hipótese do presente estudo. Em caso de haver interações significativas ou efeitos principais, o teste *Post Hoc* de *Bonferroni* foi aplicado.

A ANOVA mista de dois fatores (grupo x momento) foi utilizada para testar a segunda hipótese do presente estudo. Em caso de haver interações significativas ou efeitos principais, o teste *Post Hoc* de *Bonferroni* foi aplicado.

O tamanho de efeito para cada relação foi determinado ou pelo *eta* ao quadrado parcial ( $\eta^2_{\text{parcial}}$ ), ou pelo cálculo do  $d$  de Cohen. Para o  $\eta^2_{\text{parcial}}$ , 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). E para o  $d$  de Cohen, os valores de 0,8, 0,5 e 0,2 representaram tamanho de efeito grande, médio e pequeno, respectivamente (COHEN, 1988; FRITZ; MORRIS; RICHLER, 2012).

O nível de significância adotado foi de  $\alpha < 0,05$ .

## 4 RESULTADOS

Houve uma redução significativa na altura do salto entre os momento pré-protocolo de fadiga, 24 h e 48 h após o protocolo de fadiga e imediatamente após o protocolo de fadiga ( $F_{27,4} = 21,473$ ,  $p = 0,001$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,452$ , poder = 1,00), assim como um aumento significativo da PSE e FC, caracterizando assim que os voluntários do presente estudo ao final do protocolo estavam sob os efeitos da fadiga, e que retornaram ao seu desempenho nos momentos posteriores ao protocolo (TABELA 2). Houve também uma redução significativa de desempenho entre as séries do protocolo de fadiga ( $F_{27,4} = 60,729$ ,  $p = 0,001$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,734$ , poder = 1,00) (TABELA 3).

**Tabela 2 - Análise descritiva em média ( $\pm$ desvio padrão) do desempenho nos quatro diferentes momentos de análise (n = 27)**

|                           | Pré             | Pós             | 24h             | 48h            |
|---------------------------|-----------------|-----------------|-----------------|----------------|
| Desempenho (cm)           | 27,5*<br>(5,6)  | 21,7<br>(6,4)   | 26,9*<br>(5,4)  | 27,1*<br>(5,2) |
| PSE                       | 6,3<br>(0,2)    | 18,1*<br>(0,7)  | 6,6<br>(0,22)   | 6,6<br>(0,2)   |
| Frequência cardíaca (bpm) | 83,3*<br>(11,5) | 146,2<br>(17,8) | 80,2*<br>(11,1) | 83,6*<br>(13)  |

Legenda - \* - diferença significativa para o momento imediatamente pós ( $p < 0,05$ ).  
Fonte: Elaboração própria.

**Tabela 3 - Análise descritiva em média ( $\pm$ desvio padrão) do desempenho médio nas séries do protocolo de fadiga (n = 27)**

|                 | S1                            | S2                             | S3                           | S4                             | S5                             |
|-----------------|-------------------------------|--------------------------------|------------------------------|--------------------------------|--------------------------------|
| Desempenho (cm) | 22,6* <sup>#@®</sup><br>(4,7) | 20,4 <sup>+##@®</sup><br>(3,9) | 18 <sup>+*®@®</sup><br>(3,9) | 15,9 <sup>+*##®</sup><br>(4,1) | 14,7 <sup>+*##@</sup><br>(3,9) |

Legenda: S = série; + - diferença significativa série um; \* - diferença significativa série dois, # - diferença significativa série três; @ - diferença significativa série quatro; ® - diferença significativa série cinco,  $p < 0,05$ .  
Fonte: Elaboração própria.

Houve um aumento significativo na [CK] nos momentos após o protocolo de fadiga, com maiores concentrações no momento 24h após o protocolo de fadiga, caracterizando assim a eficácia do protocolo em induzir danos musculares (TABELA 4).

**Tabela 4 - Dados descritivos da [CK] em média ( $\pm$ desvio padrão) (n = 27)**

| [CK]  | Pré                       | Pós                        | 24h            | 48h                        |
|---|---------------------------|----------------------------|----------------|----------------------------|
| Absoluta (U/l)                                | 247,1<br>(363,7)          | 274,8<br>(364,3)           | 532<br>(450,2) | 377,8<br>(332,2)           |
| Relativizada ( $U \cdot l^{-1}$ /maior valor) | 0,5 <sup>#</sup><br>(0,3) | 0,6 <sup>#*</sup><br>(0,3) | 1<br>(0,2)     | 0,7 <sup>#*</sup><br>(0,1) |

Legenda: \* - diferença significativa para o momento pré ( $p < 0,05$ ); # - diferença significativa para o momento 24h ( $p < 0,05$ ).

Fonte: elaboração própria.

As tabelas 5 e 6 apresentam os dados da PSE e da FC ao longo do protocolo de fadiga, respectivamente. Foram observados aumentos significativos da PSE e na FC ao longo da realização das séries do protocolo, o que pode indicar que os voluntários estavam sob os efeitos da fadiga.

**Tabela 5 - Análise descritiva em média ( $\pm$ desvio padrão) da taxa de esforço percebido durante as séries do protocolo de fadiga (n = 27)**

|     | Pré          | S1             | S2             | S3           | S4             | S5             |
|-----|--------------|----------------|----------------|--------------|----------------|----------------|
| PSE | 6,3<br>(0,2) | 12,9*<br>(0,3) | 15,2*<br>(0,3) | 17*<br>(0,4) | 18,1*<br>(0,3) | 18,1*<br>(0,7) |

Legenda: PSE – percepção subjetiva do esforço; S = série; \* - diferença significativa para o momento pré ( $p < 0,05$ ).

Fonte: Elaboração própria.

**Tabela 6 - Análise descritiva em média ( $\pm$ desvio padrão) da frequência cardíaca durante as séries do protocolo de fadiga (n = 27)**

|          | Pré            | S1             | S2               | S3             | S4               | S5           |
|----------|----------------|----------------|------------------|----------------|------------------|--------------|
| FC (bpm) | 83,3<br>(11,5) | 154*<br>(15,3) | 168,1*<br>(13,3) | 175*<br>(14,6) | 179,2*<br>(12,1) | 180*<br>(14) |

Legenda: FC = frequência cardíaca; S = série; \* - diferença significativa para o momento pré ( $p < 0,05$ ).  
Fonte: Elaboração própria.

As tabelas 7 e 8 apresentam os dados descritivos de ambos os MMII das variáveis dinâmicas para ambos os grupos, menos assimétricos e mais assimétricos respectivamente.

**Tabela 7 - Dados descritivos em média ( $\pm$ desvio padrão) das variáveis dinâmicas do grupo de indivíduos menos assimétricos (n = 13)**

| Variável                          | Membro inferior direito |                   |                   |                   | Membro inferior esquerdo |                   |                   |                   |
|-----------------------------------|-------------------------|-------------------|-------------------|-------------------|--------------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
|                                   | Pré                     | Pós               | 24h               | 48h               | Pré                      | Pós               | 24h               | 48h               |
| <b>F<sub>Pico</sub> (N)</b>       | 818,8<br>(120,1)        | 756,6<br>(105)    | 797,3<br>(117,1)  | 793<br>(109,9)    | 822,4<br>(121,5)         | 762,3<br>(111,1)  | 806,3<br>(132,8)  | 797,3<br>(127,1)  |
| <b>tF<sub>Pico</sub> (s)</b>      | 0,6<br>(0,1)            | 0,7<br>(0,1)      | 0,6<br>(0,1)      | 0,6<br>(0,1)      | 0,6<br>(0,1)             | 0,7<br>(0,1)      | 0,7<br>(0,1)      | 0,7<br>(0,1)      |
| <b>Impacto<sub>Pico</sub>(N)</b>  | 1630,9<br>(372,5)       | 1583<br>(419,8)   | 1648,5<br>(415,3) | 1472,1<br>(278,9) | 1705,4<br>(293,9)        | 1450,1<br>(293,9) | 1806,8<br>(353,9) | 1639,8<br>(366,6) |
| <b>tImpacto<sub>Pico</sub>(s)</b> | 0,1<br>(0,03)           | 0,1<br>(0,01)     | 0,07<br>(0,03)    | 0,1<br>(0,07)     | 0,08<br>(0,04)           | 0,08<br>(0,01)    | 0,07<br>(0,01)    | 0,10<br>(0,07)    |
| <b>I (N·s)</b>                    | 87<br>(20,5)            | 82,6<br>(22,2)    | 84,3<br>(20)      | 85,7<br>(27)      | 85,4<br>(27)             | 71,8<br>(21,4)    | 86,1<br>(19,6)    | 83,7<br>(24,3)    |
| <b>I<sup>+</sup> (N·s)</b>        | 134,7<br>(22,8)         | 127<br>(21,4)     | 129,6<br>(23,7)   | 135,7<br>(28,1)   | 134,6<br>(16,4)          | 117,5<br>(22,1)   | 133,5<br>(20,1)   | 126,9<br>(20,3)   |
| <b>I<sup>-</sup> (N·s)</b>        | 43,2<br>(8,9)           | 38,4<br>(11,8)    | 41,2<br>(10,2)    | 40<br>(12,1)      | 43,4<br>(10,3)           | 40,4<br>(7,9)     | 43,1<br>(8,9)     | 41,9<br>(9,7)     |
| <b>P<sub>Pico</sub> (W)</b>       | 689,5<br>(134,5)        | 581,2<br>(105,9)  | 676,2<br>(146,7)  | 653<br>(133,8)    | 697,4<br>(141,3)         | 591,5<br>(156,2)  | 699,9<br>(176,6)  | 655,2<br>(158,5)  |
| <b>TPF (N/s)</b>                  | 1986<br>(782,7)         | 1410,3<br>(641,1) | 1857,8<br>(876,8) | 1722,6<br>(630,4) | 2066,6<br>(640,6)        | 1455,5<br>(424,5) | 1863,3<br>(767)   | 1802,6<br>(638,7) |

Fonte: Elaboração própria.

**Tabela 8 - Dados descritivos em média ( $\pm$ desvio padrão) dos dados dinâmicos do grupo de indivíduos mais assimétricos (n = 13)**

| Variável                          | Membro inferior direito |                   |                   |                   | Membro inferior esquerdo |                   |                   |                   |
|-----------------------------------|-------------------------|-------------------|-------------------|-------------------|--------------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
|                                   | Pré                     | Pós               | 24h               | 48h               | Pré                      | Pós               | 24h               | 48h               |
| <b>F<sub>Pico</sub> (N)</b>       | 890,8<br>(141,3)        | 811,3<br>(134,5)  | 867,6<br>(157,9)  | 878,9<br>(150,1)  | 856,3<br>(156,1)         | 799,9<br>(167,1)  | 844,2<br>(163,5)  | 830,1<br>(143,6)  |
| <b>tF<sub>Pico</sub> (s)</b>      | 0,6<br>(0,1)            | 0,7<br>(0,1)      | 0,7<br>(0,1)      | 0,7<br>(0,1)      | 0,6<br>(0,1)             | 0,7<br>(0,2)      | 0,7<br>(0,1)      | 0,7<br>(0,1)      |
| <b>Impacto<sub>Pico</sub>(N)</b>  | 1842,5<br>(410,4)       | 1602,8<br>(451,9) | 1961,8<br>(566,2) | 1948,3<br>(534,4) | 1681,1<br>(467,5)        | 1444,6<br>(410,3) | 1786<br>(452)     | 1779,8<br>(491,3) |
| <b>tImpacto<sub>Pico</sub>(s)</b> | 0,07<br>(0,01)          | 0,07<br>(0,01)    | 0,08<br>(0,02)    | 0,07<br>(0,01)    | 0,07<br>(0,01)           | 0,08<br>(0,01)    | 0,08<br>(0,02)    | 0,7<br>(0,01)     |
| <b>I (N·s)</b>                    | 123,7<br>(36,1)         | 108,8<br>(44,3)   | 108,2<br>(38,3)   | 117,7<br>(33,9)   | 58,8<br>(31,3)           | 52,1<br>(38,2)    | 74,2<br>(35,6)    | 66,7<br>(31,2)    |
| <b>I<sup>+</sup> (N·s)</b>        | 165,2<br>(35,9)         | 146,3<br>(44,2)   | 153,4<br>(40,6)   | 160,7<br>(35,5)   | 114,4<br>(32,4)          | 100<br>(39,1)     | 121,3<br>(33,3)   | 118,1<br>(31,2)   |
| <b>I<sup>-</sup> (N·s)</b>        | 38,2<br>(14,9)          | 20,7<br>(44,5)    | 41,5<br>(14,9)    | 39,1<br>(14,7)    | 49<br>(14,8)             | 40<br>(19,1)      | 41,8<br>(16,2)    | 44,2<br>(14,9)    |
| <b>P<sub>Pico</sub> (W)</b>       | 836,9<br>(208,9)        | 687,1<br>(286,4)  | 772,7<br>(226,8)  | 798,9<br>(213,1)  | 657,1<br>(219,8)         | 613,2<br>(344,9)  | 673,2<br>(229,1)  | 678,4<br>(237,6)  |
| <b>TPF (N/s)</b>                  | 2215,1<br>(861,7)       | 1517,6<br>(665,1) | 1608,3<br>(506,2) | 1734,6<br>(639,6) | 2558,23<br>(1079,61)     | 1933,1<br>(901,1) | 1893,8<br>(749,9) | 1925,9<br>(835,3) |

Fonte: Elaboração própria.

As tabelas 9 e 10 apresentam os dados descritivos de ambos os MMII das variáveis cinemáticas para as diferentes articulações, joelho, tornozelo e quadril, para ambos os grupos, menos assimétricos e mais assimétricos respectivamente.

**Tabela 9 - Dados descritivos em média ( $\pm$ desvio padrão) das variáveis cinemáticas do grupo de indivíduos menos assimétricos (n = 13)**

| <b>Joelho</b>                            |                         |                  |                   |                  |                          |                  |                  |                  |
|--|-------------------------|------------------|-------------------|------------------|--------------------------|------------------|------------------|------------------|
| Variável                                 | Membro inferior direito |                  |                   |                  | Membro inferior esquerdo |                  |                  |                  |
|  | Pré                     | Pós              | 24h               | 48h              | Pré                      | Pós              | 24h              | 48h              |
| $\omega_{\text{flexão}} (\text{°/s})$    | 315,4<br>(74,4)         | 281,6<br>(67,4)  | 325,8<br>(88,4)   | 310,8<br>(96,6)  | 298,8<br>(42,6)          | 276,7<br>(55,9)  | 313,2<br>(59,5)  | 310,6<br>(66,3)  |
| $P\omega_{\text{extensão}} (\text{°/s})$ | 829,8<br>(157,5)        | 913,6<br>(148,5) | 891<br>(154,7)    | 922<br>(112,7)   | 905,5<br>(152,6)         | 818,1<br>(149,4) | 907,5<br>(170,9) | 920,1<br>(154,6) |
| $\Delta\theta (\text{°})$                | 86,7<br>(12)            | 85,36<br>(15,90) | 88,4<br>(14,8)    | 76,2<br>(42,9)   | 86,7<br>(13,1)           | 86,7<br>(15,8)   | 88,9<br>(15,4)   | 87,6<br>(16,4)   |
| $P_{\text{angular}} (\text{W})$          | 6<br>(2,9)              | 5<br>(2,3)       | 8,1<br>(4,3)      | 6,3<br>(3,8)     | 6,6<br>(3,3)             | 4,9<br>(2,2)     | 8<br>(3,9)       | 5,9<br>(2,7)     |
| $L (\text{kg}\cdot\text{m}^2/\text{s})$  | 5,4<br>(0,5)            | 5<br>(0,5)       | 5,4<br>(0,3)      | 5,4<br>(0,4)     | 5,3<br>(0,2)             | 4,9<br>(0,1)     | 5,3<br>(0,2)     | 5,5<br>(0,2)     |
| <b>Tornozelo</b>                         |                         |                  |                   |                  |                          |                  |                  |                  |
|  | Membro inferior direito |                  |                   |                  | Membro inferior esquerdo |                  |                  |                  |
|  | Pré                     | Pós              | 24h               | 48h              | Pré                      | Pós              | 24h              | 48h              |
| $\omega_{\text{flexão}} (\text{°/s})$    | 140,2<br>(49,4)         | 162,2<br>(92,9)  | 140,47<br>(60,04) | 147<br>(98,9)    | 145,3<br>(48,2)          | 165,2<br>(79,6)  | 165,9<br>(85,7)  | 146,9<br>(78,7)  |
| $\omega_{\text{extensão}} (\text{°/s})$  | 901,3<br>(102,2)        | 827,7<br>(107)   | 888,4<br>(98,2)   | 879,2<br>(102,2) | 891,9<br>(110,2)         | 824,5<br>(103,2) | 877,4<br>(106,2) | 911,2<br>(85,7)  |
| $\Delta\theta (\text{°})$                | 23,4<br>(5,23)          | 19,8<br>(5,2)    | 24,3<br>(4,2)     | 23,1<br>(5,4)    | 22,9<br>(6,3)            | 19,7<br>(6,6)    | 24,3<br>(5,6)    | 24,4<br>(5,3)    |
| $P_{\text{angular}} (\text{W})$          | 8,7<br>(2,9)            | 6,6<br>(2,8)     | 7,6<br>(4,2)      | 6,9<br>(3,1)     | 6,5<br>(4,1)             | 3,8<br>(3,4)     | 5,6<br>(4,2)     | 5,1<br>(4,4)     |
| $L (\text{kg}\cdot\text{m}^2/\text{s})$  | 0,5<br>(0,02)           | 0,4<br>(0,04)    | 0,4<br>(0,01)     | 0,4<br>(0,07)    | 0,4<br>(0,004)           | 0,4<br>(0,03)    | 0,4<br>(0,004)   | 0,4<br>(0,1)     |
| <b>Quadril</b>                           |                         |                  |                   |                  |                          |                  |                  |                  |
|  | Membro inferior direito |                  |                   |                  | Membro inferior esquerdo |                  |                  |                  |
|  | Pré                     | Pós              | 24h               | 48h              | Pré                      | Pós              | 24h              | 48h              |
| $\omega_{\text{flexão}} (\text{°/s})$    | 273,5<br>(33,8)         | 267,1<br>(52,2)  | 282,1<br>(41,6)   | 359,9<br>(195,9) | 277,2<br>(45,7)          | 265,5<br>(41,9)  | 271,6<br>(41,9)  | 323,5<br>(167,1) |
| $\omega_{\text{extensão}} (\text{°/s})$  | 547,9<br>(73,8)         | 476,1<br>(112,3) | 538,1             | 653,1<br>(313,1) | 557,2<br>(87,7)          | 481,7<br>(86,5)  | 555,8<br>(116,2) | 635,9<br>(291,6) |
| $\Delta\theta (\text{°})$                | 76,4<br>(8)             | 76,2<br>(8,6)    | 77<br>(7,9)       | 76,8<br>(13,1)   | 77,5<br>(8,2)            | 76,17<br>(8,56)  | 77,1<br>(7,4)    | 78,5<br>(11,5)   |
| $P_{\text{angular}} (\text{W})$          | 4,7<br>(2,5)            | 4,1<br>(1,1)     | 5,5<br>(2,3)      | 4,9<br>(2,3)     | 5,6<br>(2)               | 4,5<br>(1,9)     | 6,5<br>(3,3)     | 4,9<br>(2,6)     |
| $L (\text{kg}\cdot\text{m}^2/\text{s})$  | 24,4<br>(2,04)          | 13,2<br>(2,3)    | 23,5<br>(2,5)     | 22,5<br>(2,5)    | 25<br>(2,1)              | 13,6<br>(15,6)   | 33<br>(2,3)      | 24<br>(0,9)      |

Fonte: Elaboração própria.

**Tabela 10 - Dados descritivos em média ( $\pm$ desvio padrão) dos dados cinemáticos do grupo de indivíduos mais assimétricos (n = 13)**

| Joelho                                       |                         |                  |                  |                  |                          |                  |                  |                                |
|--|-------------------------|------------------|------------------|------------------|--------------------------|------------------|------------------|--------------------------------|
| Variável                                     | Membro inferior direito |                  |                  |                  | Membro inferior esquerdo |                  |                  |                                |
|  | Pré                     | Pós              | 24h              | 48h              | Pré                      | Pós              | 24h              | 48h                            |
| $\omega_{\text{flexãoopico}} (^{\circ}/s)$   | 412,1<br>(356,7)        | 297,1<br>(193,8) | 340,9<br>(216,1) | 335,4<br>(206,4) | 341,8<br>(204,2)         | 309,5<br>(204,2) | 349<br>(223,7)   | 346,1<br>(216,4)               |
| $\omega_{\text{extensãoopico}} (^{\circ}/s)$ | 712,6<br>(170,4)        | 909,2<br>(106,7) | 908,9<br>(96)    | 965,9<br>(326,3) | 904,3<br>(163,7)         | 738,2<br>(175,7) | 927,7<br>(126)   | 922,9<br>(129,2)               |
| $\Delta\theta (^{\circ})$                    | 83,9<br>(15,4)          | 74,4<br>(12,1)   | 83,7<br>(12)     | 85,5<br>(14,1)   | 86,8<br>(14,4)           | 78,8<br>(13,9)   | 86<br>(11,8)     | 85,9<br>(13)                   |
| $P_{\text{angular}} (W)$                     | 7 (3,3)                 | 4,6 (3,1)        | 8 (3,9)          | 6,5 (3,9)        | 6,8 (3,9)                | 4 (2,8)          | 6,9 (3,9)        | 5,4 (2,7)                      |
| $L (kg \cdot m^2/s)$                         | 6,1<br>(0,3)            | 5,2<br>(0,4)     | 5,9<br>(0,2)     | 6,1<br>(0,3)     | 6,1<br>(0,2)             | 5,3<br>(0,4)     | 5,7<br>(0,4)     | 6,1<br>(0,2)                   |
| Tornozelo                                    |                         |                  |                  |                  |                          |                  |                  |                                |
|  | Membro inferior direito |                  |                  |                  | Membro inferior esquerdo |                  |                  |                                |
|  | Pré                     | Pós              | 24h              | 48h              | Pré                      | Pós              | 24h              | 48h                            |
| $\omega_{\text{flexãoopico}} (^{\circ}/s)$   | 182,2<br>(146,2)        | 183,3<br>(124,2) | 158<br>(166,8)   | 154,9<br>(153)   | 189,2<br>(212,8)         | 228,7<br>(209,7) | 175,5<br>(230,1) | <b>879,4</b><br><b>(117,1)</b> |
| $\omega_{\text{extensãoopico}} (^{\circ}/s)$ | 879,4<br>(117,1)        | 764,8<br>(140,3) | 900,9<br>(79,1)  | 926,9<br>(85,7)  | 840<br>(157,1)           | 749,4<br>(150,3) | 894<br>(124,1)   | 918,6<br>(138,8)               |
| $\Delta\theta (^{\circ})$                    | 19,1<br>(17,4)          | 22,8<br>(4,2)    | 20,8<br>(7,2)    | 22,8<br>(6,3)    | 23,2<br>(3,7)            | 22,7<br>(4,7)    | 20,3<br>(6,6)    | 20,4<br>(6,4)                  |
| $P_{\text{angular}} (W)$                     | 7 (2,5)                 | 5,6 (1,9)        | 6,9 (3,8)        | 5,6 (2,2)        | 7,1 (3,4)                | 5,1 (3,6)        | 6,7 (4,6)        | 4,2 (3)                        |
| $L (kg \cdot m^2/s)$                         | 0,5<br>(0,1)            | 0,5<br>(0,1)     | 0,4<br>(0,1)     | 0,5<br>(0,01)    | 0,5<br>(0,03)            | 0,5<br>(0,1)     | 0,4<br>(0,03)    | 0,5<br>(0,03)                  |
| Quadril                                      |                         |                  |                  |                  |                          |                  |                  |                                |
|  | Membro inferior direito |                  |                  |                  | Membro inferior esquerdo |                  |                  |                                |
|  | Pré                     | Pós              | 24h              | 48h              | Pré                      | Pós              | 24h              | 48h                            |
| $\omega_{\text{flexãoopico}} (^{\circ}/s)$   | 406,4<br>(292,6)        | 419,1<br>(524,2) | 305,5<br>(110,6) | 297,5<br>(98,2)  | 394,4<br>(213,6)         | 444,7<br>(569,2) | 312,9<br>(120,5) | 303,7<br>(112,8)               |
| $\omega_{\text{extensãoopico}} (^{\circ}/s)$ | 639,6<br>(300,1)        | 511,2<br>(331,5) | 565,4<br>(60)    | 540,8<br>(53)    | 605,9<br>(127)           | 553,7<br>(367,8) | 590,5<br>(77,3)  | 52,4<br>(81,7)                 |
| $\Delta\theta (^{\circ})$                    | 77,5<br>(6,8)           | 71,5<br>(10,1)   | 76,3<br>(8,5)    | 74,7<br>(7,7)    | 79,5<br>(8,8)            | 71,5<br>(10,1)   | 78,3<br>(9,8)    | 76,5<br>(9,5)                  |
| $P_{\text{angular}} (W)$                     | 5,4<br>(2)              | 4,1<br>(2,5)     | 7<br>(7,9)       | 4,6<br>(3,1)     | 6,6<br>(3,6)             | 4,6<br>(3,7)     | 5,4<br>(4,04)    | 3,9<br>(2,4)                   |
| $L (kg \cdot m^2/s)$                         | 26,5<br>(0,6)           | 24<br>(0,9)      | 23,8<br>(2,9)    | 23,5<br>(0,9)    | 25,6<br>(0,9)            | 23<br>(1,6)      | 24,1<br>(2,2)    | 22,9<br>(2,4)                  |

Fonte: Elaboração própria.

As tabelas 11 e 12 apresentam os dados descritivos de ambos os MMII da temperatura da pele para ambos os grupos, menos assimétricos e mais assimétricos respectivamente.

**Tabela 11 - Dados descritivos da temperatura da pele, média ( $\pm$ desvio padrão), dos membros inferiores do grupo de indivíduos menos assimétricos (n = 13)**

|                        | Membro inferior direito |               |               |               | Membro inferior esquerdo |               |               |               |
|------------------------|-------------------------|---------------|---------------|---------------|--------------------------|---------------|---------------|---------------|
|                        | Pré                     | Pós           | 24h           | 48h           | Pré                      | Pós           | 24h           | 48h           |
| Temperatura<br>VA (°C) | 31,6<br>(0,4)           | 30,8<br>(0,7) | 32<br>(0,5)   | 32<br>(0,4)   | 31,6<br>(0,5)            | 30,8<br>(0,8) | 32<br>(0,5)   | 32<br>(0,6)   |
| Temperatura VP<br>(°C) | 31,9<br>(0,5)           | 30,9<br>(1)   | 32,2<br>(0,6) | 32,1<br>(0,6) | 31,9<br>(0,6)            | 30,9<br>(1)   | 32,2<br>(0,6) | 32,1<br>(0,6) |

Legenda: VA = visão anterior; VP = visão posterior.  
Fonte: Elaboração própria.

**Tabela 12 - Dados descritivos da temperatura da pele, média ( $\pm$ desvio padrão), dos membros inferiores do grupo de indivíduos mais assimétricos (n = 13)**

|                        | Membro inferior direito |               |               |               | Membro inferior esquerdo |               |               |               |
|------------------------|-------------------------|---------------|---------------|---------------|--------------------------|---------------|---------------|---------------|
|                        | Pré                     | Pós           | 24h           | 48h           | Pré                      | Pós           | 24h           | 48h           |
| Temperatura<br>VA (°C) | 31,6<br>(0,4)           | 30,7<br>(0,5) | 31,9<br>(0,5) | 31,7<br>(0,7) | 31,6<br>(0,4)            | 30,6<br>(0,6) | 31,8<br>(0,4) | 31,7<br>(0,7) |
| Temperatura VP<br>(°C) | 31,9<br>(0,4)           | 30,8<br>(0,5) | 32,1<br>(0,4) | 32,1<br>(0,6) | 31,8<br>(0,4)            | 30,9<br>(0,6) | 32,1<br>(0,3) | 32<br>(0,6)   |

Legenda: VA = visão anterior; VP = visão posterior.  
Fonte: Elaboração própria.

A tabela 13 apresenta os valores do  $\Theta_{\text{simetria}}$  para ambos os grupos nos diferentes momentos nas variáveis dinâmicas.

**Tabela 13 - Dados descritivos em média ( $\pm$ desvio padrão) do  $\Theta_{\text{simetria}}$  das variáveis dinâmicas dos grupos menos e mais assimétricos**

| Variável                               | Menos assimétricos<br>(n = 13) |               |               |               | Mais assimétricos<br>(n = 13) |                |               |                |
|--|--------------------------------|---------------|---------------|---------------|-------------------------------|----------------|---------------|----------------|
|  | Pré                            | Pós           | 24h           | 48h           | Pré                           | Pós            | 24h           | 48h            |
| <b>F<sub>Pico</sub> (%)</b>            | 1,4<br>(0,8)                   | 1,3<br>(1,1)  | 1,1<br>(1)    | 1,5<br>(1)    | 3<br>(2,4)                    | 2,2<br>(1,7)   | 2,8<br>(1,8)  | 3,2<br>(2,1)   |
| <b>tF<sub>Pico</sub> (%)</b>           | -1<br>(2,7)                    | -1,9<br>(3,2) | -1,4<br>(2,1) | -1,4<br>(1,9) | 0,4<br>(1,7)                  | 0,9<br>(3,5)   | -0,4<br>(2,5) | 0,3<br>(1,1)   |
| <b>Impacto<sub>Pico</sub><br/>(%)</b>  | 6<br>(3,7)                     | 6,8<br>(10,1) | 4,4<br>(4)    | 3<br>(2,6)    | 5,8<br>(3,4)                  | 3,7<br>(2,9)   | 3,3<br>(3,6)  | 3,7<br>(2,5)   |
| <b>tImpacto<sub>Pico</sub><br/>(%)</b> | 0,7<br>(2,8)                   | 0,01<br>(2,1) | 1,4<br>(2,3)  | 0,3<br>(2,5)  | -2,7<br>(4,7)                 | -0,4<br>(1,7)  | -0,5<br>(2,6) | -1,7<br>(3)    |
| <b>I (%)</b>                           | 8,1<br>(4,3)                   | 12,4<br>(9,8) | 9,8<br>(5,9)  | 13<br>(8,9)   | 25,1<br>(10)                  | 27,1<br>(13,8) | 21,5<br>(11)  | 21,2<br>(11,4) |
| <b>I<sup>+</sup> (%)</b>               | 3,9<br>(2,1)                   | 5,3<br>(4)    | 5,3<br>(4,4)  | 7<br>(5)      | 13,9<br>(7)                   | 15,6<br>(8,7)  | 13,2<br>(5,4) | 12,5<br>(6)    |
| <b>I<sup>-</sup> (%)</b>               | 5,9<br>(4,7)                   | 7,9<br>(5,6)  | 5,9<br>(3,8)  | 8,9<br>(9)    | 12,5<br>(6,4)                 | 20,5<br>(18,1) | 12,8<br>(8,4) | 12,6<br>(8)    |
| <b>P<sub>Pico</sub> (%)</b>            | 4,3<br>(2,6)                   | 5,4<br>(3,5)  | 4,2<br>(3,2)  | 5,5<br>(4)    | 8,8<br>(5,1)                  | 6,3<br>(3,8)   | 7,4<br>(4,1)  | 6,5<br>(4,3)   |
| <b>TPF (%)</b>                         | -3,5<br>(5,9)                  | -5,3<br>(9,2) | -3,4<br>(5,6) | -2,8<br>(4,7) | -2,6<br>(5,9)                 | -4,5<br>(7,7)  | -1,8<br>(7,5) | -1,6<br>(6,4)  |

Fonte: Elaboração própria.

A tabela 14 apresenta os valores do  $\Theta_{\text{simetria}}$  para ambos os grupos nos diferentes momentos nas variáveis cinemáticas nas articulações do joelho, tornozelo e quadril.

**Tabela 14 - Dados descritivos em média ( $\pm$ desvio padrão) do  $\Theta_{\text{simetria}}$  das variáveis cinemáticas dos grupos menos e mais assimétricos**

| <b>Joelho</b>                       |  |                |                |                |                                       |                |                |                |
|-------------------------------------|--|----------------|----------------|----------------|---------------------------------------|----------------|----------------|----------------|
| <b>Variável</b>                     | <b>Menos assimétricos<br/>(n = 13)</b> |                |                |                | <b>Mais assimétricos<br/>(n = 13)</b> |                |                |                |
|                                     | <b>Pré</b>                             | <b>Pós</b>     | <b>24h</b>     | <b>48h</b>     | <b>Pré</b>                            | <b>Pós</b>     | <b>24h</b>     | <b>48h</b>     |
| $\omega_{\text{flexãoopico}}$ (%)   | 3,3<br>(3,9)                           | 3,9<br>(3,8)   | 3,1<br>(3,3)   | 3,1<br>(2,7)   | 5,8<br>(9,1)                          | 2,7<br>(2,2)   | 2,3<br>(1,9)   | 3,1<br>(3,1)   |
| $\omega_{\text{extensãoopico}}$ (%) | 4,9<br>(3,3)                           | 3,9<br>(4,2)   | 1,8<br>(1,4)   | 2,3<br>(2)     | 9<br>(7,1)                            | 7,1<br>(7,5)   | 2<br>(1,6)     | 5,2<br>(6,7)   |
| $\Delta\theta$ (%)                  | 0,9<br>(0,7)                           | 1,2<br>(1,3)   | 0,7<br>(0,4)   | 1,4<br>(1,5)   | 2,2<br>(1,8)                          | 2,1<br>(1,3)   | 1,3<br>(0,9)   | 1,2<br>(1,3)   |
| $P_{\text{angular}}$ (%)            | 8,1<br>(5,4)                           | 10,1<br>(7,8)  | 5,8<br>(5,1)   | 7,8<br>(4,7)   | 8,3<br>(11,7)                         | 8,6<br>(6,3)   | 7,2<br>(5,6)   | 7,9<br>(6)     |
| $L$ (%)                             | 10,2<br>(8,4)                          | 18,4<br>(8,1)  | 20,6<br>(14,4) | 29,3<br>(9,2)  | 17,2<br>(13,7)                        | 23,8<br>(13)   | 22,4<br>(14,2) | 24,3<br>(14,3) |
| <b>Tornozelo</b>                    |  |                |                |                |                                       |                |                |                |
| <b>Variável</b>                     | <b>Menos assimétricos<br/>(n = 13)</b> |                |                |                | <b>Mais assimétricos<br/>(n = 13)</b> |                |                |                |
|                                     | <b>Pré</b>                             | <b>Pós</b>     | <b>24h</b>     | <b>48h</b>     | <b>Pré</b>                            | <b>Pós</b>     | <b>24h</b>     | <b>48h</b>     |
| $\omega_{\text{flexãoopico}}$ (%)   | 6,6<br>(4,5)                           | 10,1<br>(9,2)  | 6<br>(6,2)     | 6,1<br>(5,8)   | 9<br>(10)                             | 9,1<br>(6,6)   | 6,1<br>(5,7)   | 5,6<br>(5,6)   |
| $\omega_{\text{extensãoopico}}$ (%) | 2,6<br>(2,7)                           | 2,5<br>(2,4)   | 2,1<br>(2)     | 2,3<br>(1,7)   | 2,7<br>(1,8)                          | 1,9<br>(1,3)   | 2,6<br>(2,4)   | 2<br>(1,6)     |
| $\Delta\theta$ (%)                  | 5,9<br>(9,4)                           | 3,1<br>(2,3)   | 2,3<br>(1,8)   | 2,9<br>(2,6)   | 11,5<br>(24,7)                        | 3<br>(2)       | 6,1<br>(7,5)   | 4,6<br>(3,7)   |
| $P_{\text{angular}}$ (%)            | 16,5<br>(17,9)                         | 23,8<br>(20,4) | 18,3<br>(18,3) | 23,6<br>(20,4) | 11,4<br>(14)                          | 19,4<br>(16,2) | 14,8<br>(15,6) | 18,9<br>(17,6) |
| $L$ (%)                             | 10,4<br>(8,6)                          | 19,9<br>(16,5) | 8,4<br>(9,3)   | 18,2<br>(17,2) | 24,8<br>(19)                          | 29,1<br>(17,8) | 28<br>(19,9)   | 30,7<br>(20,8) |
| <b>Quadril</b>                      |  |                |                |                |                                       |                |                |                |
| <b>Variável</b>                     | <b>Menos assimétricos<br/>(n = 13)</b> |                |                |                | <b>Mais assimétricos<br/>(n = 13)</b> |                |                |                |
|                                     | <b>Pré</b>                             | <b>Pós</b>     | <b>24h</b>     | <b>48h</b>     | <b>Pré</b>                            | <b>Pós</b>     | <b>24h</b>     | <b>48h</b>     |
| $\omega_{\text{flexãoopico}}$ (%)   | 2,2<br>(2,7)                           | 2,6<br>(2,6)   | 4,2<br>(5,7)   | 11,4<br>(10)   | 6,7<br>(10,4)                         | 2,2<br>(1,4)   | 2,1<br>(1,6)   | 1,9<br>(2,5)   |
| $\omega_{\text{extensãoopico}}$ (%) | 1,4<br>(1,3)                           | 2,8<br>(2,2)   | 1,9<br>(1,7)   | 3,4<br>(4,2)   | 4,8<br>(7,4)                          | 2,6<br>(1,7)   | 1,9<br>(1,7)   | 1,7<br>(1,4)   |
| $\Delta\theta$ (%)                  | 1,1<br>(0,7)                           | 0<br>(0)       | 0,8<br>(0,6)   | 1,8<br>(1,1)   | 1,9<br>(1,1)                          | 0<br>(0)       | 1,4<br>(1)     | 1,4<br>(0,7)   |
| $P_{\text{angular}}$ (%)            | 6,4<br>(4,3)                           | 8,3<br>(7,6)   | 8,5<br>(5,4)   | 7,1<br>(6)     | 8,3<br>(6,4)                          | 10,7<br>(8,5)  | 10<br>(10,6)   | 11,4<br>(9,2)  |
| $L$ (%)                             | 11,4<br>(10)                           | 24,2<br>(19,3) | 12,2<br>(12)   | 16,7<br>(11)   | 20,8<br>(14,1)                        | 40,5<br>(29,7) | 25<br>(32,4)   | 20<br>(12,6)   |

Fonte: Elaboração própria.

A tabela 15 apresenta os valores do  $\Theta_{\text{simetria}}$  para ambos os grupos nos diferentes momentos na temperatura da pele nas duas diferentes visões.

**Tabela 15 - Dados descritivos do  $\Theta_{\text{simetria}}$  da temperatura da pele, média ( $\pm$ desvio padrão), dos grupos dos indivíduos menos e mais assimétricos (n = 13)**

|                        | Menos assimétricos<br>(n = 13) |               |                |                | Mais assimétricos<br>(n = 13) |                |               |               |
|------------------------|--------------------------------|---------------|----------------|----------------|-------------------------------|----------------|---------------|---------------|
|                        | Pré                            | Pós           | 24h            | 48h            | Pré                           | Pós            | 24h           | 48h           |
| Temperatura<br>VA(°C)  | 0,004<br>(0,2)                 | 0,05<br>(0,2) | 0,04<br>(0,2)  | -0,01<br>(0,2) | 0,02<br>(0,2)                 | 0,1<br>(0,2)   | 0,1<br>(0,2)  | 0,01<br>(0,1) |
| Temperatura VP<br>(°C) | 0,01<br>(0,2)                  | 0,05<br>(0,2) | -0,01<br>(0,3) | 0,04<br>(0,2)  | 0,03<br>(0,1)                 | -0,01<br>(0,2) | 0,02<br>(0,1) | 0,03<br>(0,2) |

Legenda: VA = visão anterior; VP = visão posterior.

Fonte: Elaboração própria.

#### 4.2 Objetivo 1

Para verificar as diferenças entre os membros inferiores entre indivíduos com diferentes níveis de assimetria de força nos momentos após a realização de um protocolo de fadiga, foi calculada a modificação, de cada variável, em relação à medida *baseline* (momento pré-realização do protocolo de fadiga). Assim, por exemplo, a modificação de uma variável do momento pós para o momento pré foi dada por:  $\Delta = \text{pós} - \text{pré}$ . Os valores das modificações estão apresentados na tabela 16, variáveis dinâmicas, na tabela 17, variáveis cinemáticas separados por articulação, e na tabela 18, temperatura da pele. Sendo assim, as modificações ocorridas no momento pós ( $\Delta = \text{pós} - \text{pré}$ ) serão tratadas como M1, as modificações ocorridas no momento 24h ( $\Delta = 24\text{h} - \text{pré}$ ) serão tratadas como M2 e as modificações ocorridas no momento 48h ( $\Delta = 48\text{h} - \text{pré}$ ) serão tratadas como M3.

Serão apresentados apenas os resultados das variáveis que apresentaram ou interação tripla, ou alguma interação dupla, ou efeito principal, na seguinte ordem: variáveis dinâmicas, cinemáticas e temperatura da pele.

### 4.2.1 Variáveis dinâmicas

A tabela 16 apresenta os dados descritivos dos deltas das variáveis dinâmicas para ambos os MMII e para ambos os grupos.

Para o pico de força, a ANOVA mista de três fatores não identificou interação significativa (grupo x momento x membro,  $p = 0,149$ ). Também não foram verificadas interações duplas significativas ( $p > 0,05$ ). Foi verificado apenas efeito principal de momento ( $F_{2,50} = 14,538$ ,  $p = 0,001$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,368$ , poder = 0,998). Independentemente do grupo e do membro, os momentos apresentaram diferenças entre M1 e M2 (M1 =  $-64,4 \pm 51,2$  N; M2 =  $-18,2 \pm 47,8$  N,  $p = 0,001$ ,  $d$  de Cohen = 0,931), e entre M1 e M3 (M3 =  $-22,3 \pm 47,2$  N,  $p = 0,001$ ,  $d$  de Cohen = 0,854).

Para o tempo para atingir o pico de força, não foram encontradas interações triplas significativas (grupo x momento x membro,  $p = 0,999$ ), nem interações duplas significativas ( $p > 0,05$ ). Foi identificado efeito principal apenas para o momento ( $F_{2,50} = 5,246$ ,  $p = 0,009$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,186$ , poder = 0,808). Independentemente do grupo e do membro, o tempo para o pico de força foi diferente apenas entre M1 e M3 (M1 =  $0,1 \pm 0,1$  s; M3 =  $0,1 \pm 0,1$  s,  $p = 0,035$ ,  $d$  de Cohen = 0,61).

Para o pico de impacto, não foi encontrada interação tripla significativa (grupo x momento x membro,  $p = 0,16$ ). Assim como também não foram verificadas interações duplas significativas ( $p > 0,05$ ). Foi identificado apenas efeito principal de momento ( $F_{2,50} = 15,968$ ,  $p = 0,001$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,39$ , poder = 0,999). Independentemente do grupo e do membro, foram verificadas diferenças entre M1 e M2 (M1 =  $-193,2 \pm 291,6$  N; M2 =  $84,8 \pm 210,3$  N,  $p = 0,001$ ,  $d$  de Cohen = 1,093), e entre M1 e M3 (M3 =  $16,9 \pm 225,2$  N,  $p = 0,002$ ,  $d$  de Cohen = 0,806).

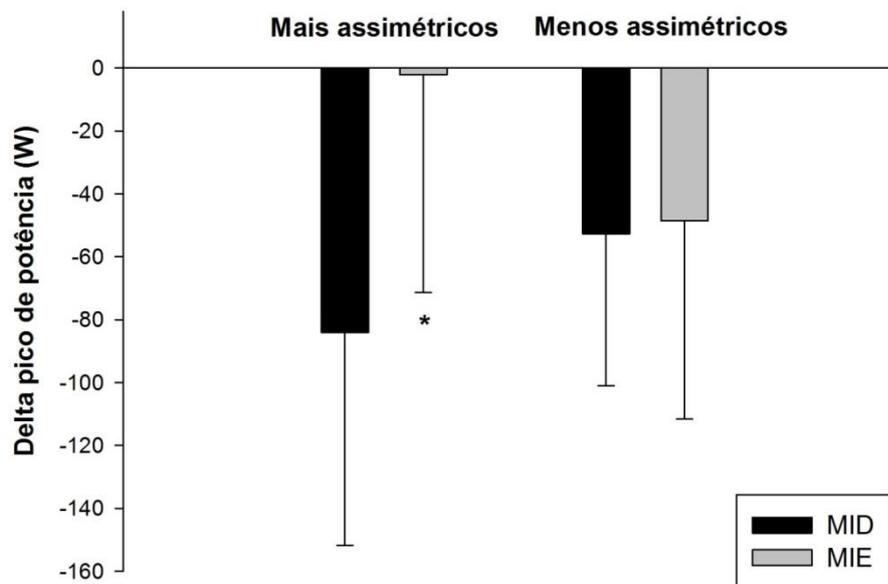
**Tabela 16 - Dados descritivos dos deltas em média ( $\pm$ desvio padrão) dos membros inferiores dos indivíduos menos e mais assimétricos em M1, M2 e M3 (n = 13)**

| Delta                              | Menos assimétricos<br>(n = 13) |                 |                  |                          |                    |                   | Mais assimétricos<br>(n = 13) |                  |                 |                          |                  |                    |
|------------------------------------|--------------------------------|-----------------|------------------|--------------------------|--------------------|-------------------|-------------------------------|------------------|-----------------|--------------------------|------------------|--------------------|
|                                    | Membro inferior direito        |                 |                  | Membro inferior esquerdo |                    |                   | Membro inferior direito       |                  |                 | Membro inferior esquerdo |                  |                    |
|                                    | M1                             | M2              | M3               | M1                       | M2                 | M3                | M1                            | M2               | M3              | M1                       | M2               | M3                 |
| <b>F<sub>Pico</sub> (N)</b>        | -62,2<br>(49,9)                | -21,5<br>(52,4) | -25,8<br>(45,4)  | -60,1<br>(53,1)          | -16,1<br>(52,8)    | -25,1<br>(63,5)   | -79,5<br>(63,8)               | -23,2<br>(44,3)  | -11,9<br>(34,4) | -56,4<br>(54,3)          | -12,1<br>(56,7)  | -26,1<br>(68,4)    |
| <b>tF<sub>Pico</sub> (s)</b>       | 0,1<br>(0,1)                   | 0,1<br>(0,1)    | 0,1<br>(0,1)     | 0,1<br>(0,1)             | 0,1<br>(0,1)       | 0,1<br>(0,1)      | 0,1<br>(0,1)                  | 0,1<br>(0,1)     | 0,03<br>(0,1)   | 0,1<br>(0,1)             | 0,1<br>(0,1)     | 0,03<br>(0,1)      |
| <b>Impacto<sub>Pico</sub> (N)</b>  | -47,9<br>(400,1)               | 17,7<br>(295,3) | -58,7<br>(291,6) | -255,3<br>(424,1)        | 101,5<br>(240,6)   | -65,5<br>(249,9)  | -239,7<br>(343,1)             | 119,2<br>(274,8) | 105,8<br>(379)  | -236,5<br>(279,3)        | 104,9<br>(263,1) | 98,7<br>(219,1)    |
| <b>tImpacto<sub>Pico</sub> (s)</b> | 0,003<br>(0,01)                | 0,01<br>(0,04)  | 0,02<br>(0,07)   | 0,01<br>(0,01)           | 0,01<br>(0,03)     | 0,02<br>(0,06)    | -0,003<br>(0,03)              | -0,01<br>(0,03)  | 0,01<br>(0,03)  | -0,01<br>(0,05)          | -0,02<br>(0,04)  | 0,003<br>(0,03)    |
| <b>I (N·s)</b>                     | -4,4<br>(10,3)                 | -2,8<br>(14,2)  | -1,3<br>(21)     | -13,6<br>(14,1)          | 0,7<br>(15,3)      | -1,7<br>(22,8)    | -14,9<br>(30,6)               | -15,5<br>(14)    | -6<br>(9)       | -6,8<br>(22)             | 15,3<br>(16,6)   | 7,9<br>(13,9)      |
| <b>I<sup>+</sup> (N·s)</b>         | -7,7<br>(14,6)                 | -5,1<br>(17,4)  | 1,1<br>(13,2)    | -17,1<br>(20,2)          | -1,1<br>(12,4)     | -7,7<br>(19,8)    | -18,9<br>(27,3)               | -11,8<br>(11,1)  | -4,5<br>(7,8)   | -14,4<br>(20,6)          | 7<br>(14,1)      | 3,7<br>(14)        |
| <b>I (N·s)</b>                     | 4,8<br>(12,3)                  | 2<br>(8)        | 3,3<br>(9,3)     | 3<br>(11,5)              | 0,3<br>(10,3)      | 1,6<br>(10,7)     | 17,6<br>(45,4)                | -3,3<br>(8,7)    | -0,8<br>(5,8)   | 8,9<br>(12,9)            | 7,1<br>(6,8)     | 4,7<br>(8,1)       |
| <b>P<sub>Pico</sub> (W)</b>        | -108,3<br>(82)                 | -13,3<br>(75,5) | -36,5<br>(66,6)  | -105,9<br>(85,4)         | 2,4<br>(85)        | -42,3<br>(115,6)  | -149,9<br>(136,6)             | -64,3<br>(77,2)  | -38<br>(83,2)   | -43,9<br>(157,9)         | 16,1<br>(78,2)   | 21,3<br>(90)       |
| <b>TPF (N/s)</b>                   | -62,2<br>(49,9)                | -21,5<br>(52,5) | -24,2<br>(44)    | 998,5<br>(3834,4)        | 6831,1<br>(2682,1) | 366,9<br>(2810,8) | -79,5<br>(63,8)               | -23,7<br>(43,8)  | -11,9<br>(34,4) | 2866,9<br>(4967,8)       | 1256,2<br>(3920) | 1315,2<br>(3871,7) |

Fonte: Elaboração própria.

Para o pico de potência, não foi identificada interação tripla significativa (grupos x momentos x membros,  $p = 0,371$ ). Houve interação dupla significativa apenas entre membro x grupo ( $F_{1,25} = 13,543$ ,  $p = 0,001$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,351$ , poder = 0,942), sendo que essa interação foi verificada entre os membros inferiores apenas no grupo dos indivíduos mais assimétricos (MID =  $-84,1 \pm 67,7$  W; MIE =  $-2,1 \pm 69,2$  W,  $p = 0,001$ ,  $d$  de Cohen = 1,195) (GRÁFICO 1).

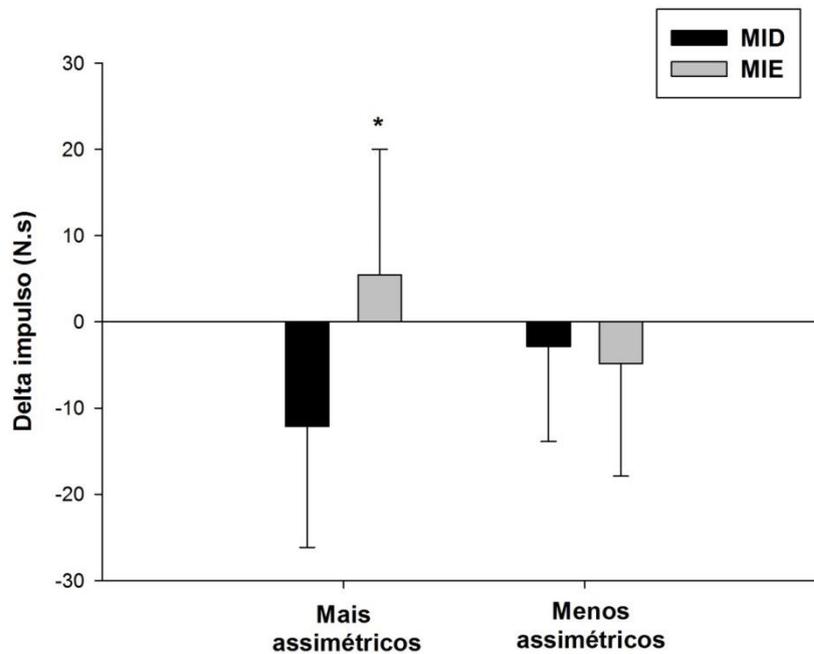
**Gráfico 1 - Média e desvio padrão do delta do  $P_{\text{pico}}$  para ambos os membros inferiores do diferentes grupos**



Legenda: \* - diferença significativa para o membro inferior direito  
 Fonte: elaboração própria.

Para o impulso, a ANOVA mista de três fatores não apontou interação significativa entre grupo x momento x membro ( $p = 0,642$ ). Foi verificada interação dupla significativa apenas entre membro x grupo ( $F_{1,25} = 4,267$ ,  $p = 0,049$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,146$ , poder = 0,51). Para essa interação, independentemente do momento, os MMII do grupo dos indivíduos mais assimétricos apresentaram diferença significativa (MID =  $-12,1 \pm 14$  N·s, MIE =  $5,4 \pm 14,5$  N·s,  $p = 0,035$ ,  $d$  de Cohen = 1,232) (GRÁFICO 2).

**Gráfico 2 - Média e desvio padrão do delta do impulso para ambos os membros inferiores do diferentes grupos**

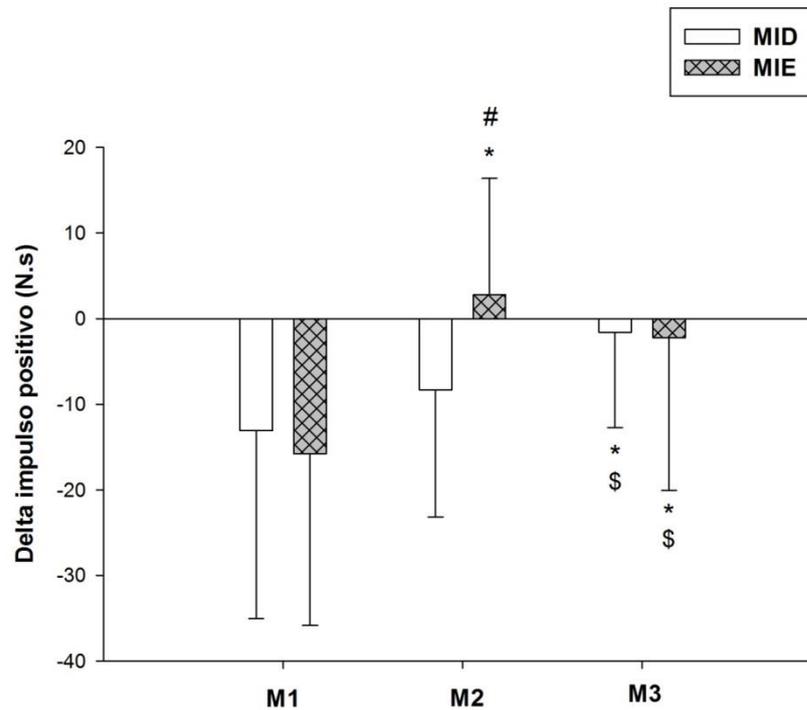


Legenda: \* - diferença significativa para o membro inferior direito

Fonte: elaboração própria.

Para o impulso positivo, não foi identificada interação tripla significativa (grupo x momento x membro,  $p = 0,959$ ). A ANOVA identificou interação dupla significativa entre momentos x membros ( $F_{2,50} = 3,868$ ,  $p = 0,027$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,134$ , poder = 0,354). Independentemente dos grupos, os MMII apresentaram diferenças significativa M2 (MID:  $-8,3 \pm 14,8$  N·s; MIE:  $2,7 \pm 13,6$  N·s,  $p = 0,001$ ,  $d$  de Cohen = 0,789). Já para o MID, foi verificada diferença entre o M1 e M3 (M1:  $-13,1 \pm 21,9$  N·s; M3  $-1,6 \pm 11,1$  N·s,  $p = 0,011$ ,  $d$  de Cohen = 0,659) e entre os momentos M2 e M3 (M2:  $-8,3 \pm 14,8$  N·s; M3:  $-1,6 \pm 11,1$  N·s,  $p = 0,018$ ,  $d$  de Cohen = 0,511). No MIE foram verificadas diferenças entre M1 e M2 (M1 =  $-15,8 \pm 20$  N·s; M2:  $2,7 \pm 13,6$  N·s,  $p = 0,001$ ,  $d$  de Cohen = 1,085) e entre M1 e M3 (M3:  $-2,2 \pm 17,8$  N·s,  $p = 0,005$ ,  $d$  de Cohen = 0,715), além da diferença entre os M2 e M3 ( $p = 0,034$ ,  $d$  de Cohen = 0,314) (GRÁFICO 3).

**Gráfico 3 - Média e desvio padrão do delta do impulso positivo para ambos os membros inferiores em M1, M2 e M3**



Legenda: \* - diferença significativa para o momento pós ( $p < 0,05$ ); \$ - diferença significativa para o momento 24h ( $p < 0,05$ ); # - diferença significativa entre membros ( $p < 0,05$ ).

Fonte: Elaboração própria.

Para a taxa de produção de força, também não foram identificadas interações triplas significativas (grupo x momento x membro,  $p = 0,436$ ). Não foram identificadas interações duplas significativas ( $p > 0,05$ ). Foi verificado efeito principal apenas para membros ( $F_{1,25} = 14,082$ ,  $p = 0,001$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,426$ , poder = 0,945).

## 4.2.2. Variáveis cinemáticas

### 4.2.2.1 Joelho

A tabela 17 apresenta os dados descritivos dos deltas das variáveis cinemáticas da articulação do joelho para ambos os MMII e para ambos os grupos nos diferentes momentos analisados.

Não foi identificada interação tripla significativa no deslocamento angular no joelho (grupo x momento x membro,  $p = 0,052$ ). As interações duplas também não foram significativas ( $p > 0,05$ ). Foi verificado apenas efeito principal de momento ( $F_{2,50} = 4,537$ ,  $p = 0,015$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,154$ , poder = 0,747). Independentemente do membro e do grupo, a diferença foi observada apenas entre M1 e M2 (M1 =  $-4,5 \pm 14,8^\circ$ ; M2 =  $0,7 \pm 8,1^\circ$ ,  $p = 0,046$ ,  $d$  de Cohen = 0,321).

Para o pico de velocidade de flexão de joelho, não foi verificada interação tripla significativa (grupo x momento x membro,  $p = 0,921$ ). Não foram identificadas interações duplas significativas ( $p > 0,05$ ). Foi verificado apenas efeito principal de momento ( $F_{2,50} = 7,319$ ,  $p = 0,002$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,234$ , poder = 0,923). Independentemente do membro e do grupo, as diferenças foram identificadas entre M1 e M2 (M1 =  $-29,8 \pm 54,8^\circ/\text{s}$ ; M2 =  $12 \pm 47,1^\circ/\text{s}$ ,  $p = 0,016$ ,  $d$  de Cohen = 0,818), e entre M1 e M3 (M3 =  $4,3 \pm 43,8^\circ/\text{s}$ ,  $p = 0,044$ ,  $d$  de Cohen = 0,688).

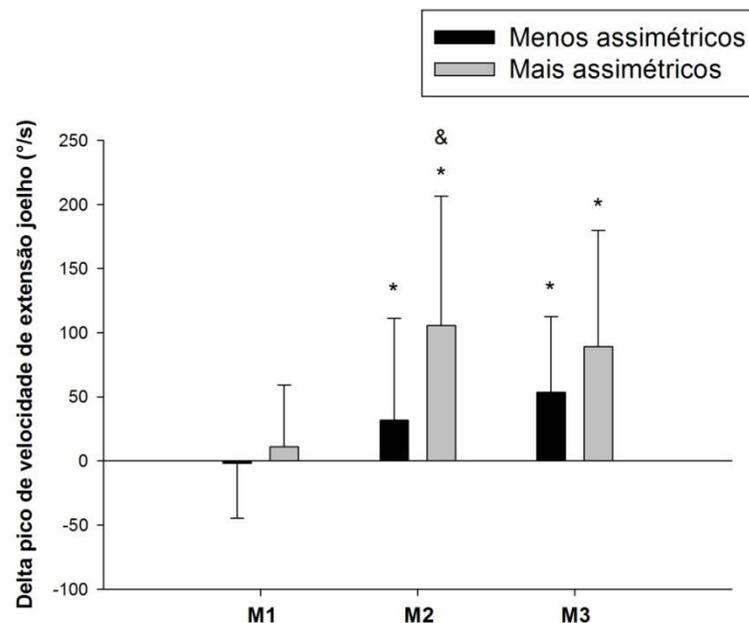
**Tabela 17 - Dados descritivos dos deltas da articulação do joelho em média ( $\pm$ desvio padrão) dos membros inferiores dos indivíduos menos e mais assimétricos em M1, M2 e M3**

| Delta   | Menos assimétricos<br>(n = 13) |                 |                 |                          |                |                | Mais assimétricos<br>(n = 13) |                  |                 |                          |                |                |
|---|--------------------------------|-----------------|-----------------|--------------------------|----------------|----------------|-------------------------------|------------------|-----------------|--------------------------|----------------|----------------|
|   | Membro inferior direito        |                 |                 | Membro inferior esquerdo |                |                | Membro inferior direito       |                  |                 | Membro inferior esquerdo |                |                |
|   | M1                             | M2              | M3              | M1                       | M2             | M3             | M1                            | M2               | M3              | M1                       | M2             | M3             |
| $\omega_{\text{flexãoopico}} (^{\circ}/\text{s})$   | -33,9<br>(70,5)                | 10,3<br>(50,9)  | -4,7<br>(43,7)  | -22<br>(62,8)            | 14,5<br>(47,3) | 11,9<br>(60,8) | -35,2<br>(44,3)               | 13,8<br>(68,2)   | 8,9<br>(52,9)   | -32,3<br>(57,4)          | 7,2<br>(40,3)  | 4,3<br>(43,9)  |
| $\omega_{\text{extensãoopico}} (^{\circ}/\text{s})$ | 83,7<br>(137,6)                | 61,2<br>(145,6) | 92,2<br>(131,9) | -87,4<br>(90,9)          | 2<br>(58,5)    | 14,6<br>(62,4) | 196,6<br>(152,8)              | 196,4<br>(154,4) | 174,4<br>(17,3) | -166,2<br>(191)          | 23,4<br>(88,1) | 18,6<br>(95,6) |
| $\Delta\theta (^{\circ})$                           | -1,4<br>(13,8)                 | 1,7<br>(8,3)    | -1,4<br>(7,8)   | -0,04<br>(13,7)          | 2,2<br>(7,8)   | 0,9<br>(8,2)   | -9,5<br>(15,2)                | -0,2<br>(9,1)    | 1,5<br>(9,1)    | -8,1<br>(16,9)           | -0,8<br>(8,3)  | -0,9<br>(7,6)  |
| $P_{\text{angular}} (\text{W})$                     | -1<br>(3,1)                    | 2,1<br>(2,6)    | 0,3<br>(2,3)    | -1,7<br>(2,6)            | 1,4<br>(2,9)   | -0,7<br>(2,6)  | -2,9<br>(3,2)                 | 0,4<br>(2,5)     | -1,3<br>(2,9)   | -2,8<br>(3)              | 0,02<br>(2,3)  | -1<br>(2,7)    |
| $L (\text{kg}\cdot\text{m}^2/\text{s})$             | -0,03<br>(0,2)                 | -0,1<br>(0,2)   | -0,2<br>(0,2)   | -0,2<br>(0,3)            | -0,1<br>(0,2)  | -0,2<br>(0,3)  | -0,3<br>(0,4)                 | -0,1<br>(0,4)    | -0,1<br>(0,4)   | -0,2<br>(0,3)            | -0,2<br>(0,4)  | -0,2<br>(0,4)  |

Fonte: Elaboração própria.

O pico de velocidade de extensão do joelho não apresentou interação tripla significativa (grupo x momento x membro,  $p = 0,056$ ). Foi identificada interação dupla entre momento x grupo ( $F_{2,50} = 3,226$ ,  $p = 0,048$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,118$ , poder = 0,586) e entre momento x membro ( $F_{2,50} = 21,322$ ,  $p = 0,001$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,47$ , poder = 1). Na interação momento x grupo, independentemente do membro inferior, os grupos foram diferentes em M2 (MENOS ASSIMÉTRICOS:  $31,6 \pm 79,5$  °/s; MAIS ASSIMÉTRICOS:  $105,5 \pm 100,7$  °/s,  $p = 0,044$ ,  $d$  de Cohen = 0,814). No grupo dos indivíduos menos assimétricos, M1 e M2 foram diferentes (M1 =  $-1,8 \pm 43$  °/s; M2 =  $31,6 \pm 79,5$  °/s,  $p = 0,046$ ,  $d$  de Cohen = 0,522), assim como M1 e M3 (M3 =  $53,4 \pm 59$  °/s,  $p = 0,001$ ,  $d$  de Cohen = 1,069). No grupo dos indivíduos mais assimétricos, o mesmo comportamento foi observado, sendo as diferenças verificadas entre M1 ( $11 \pm 48,142$  °/s) e M2 (M2 =  $105,5 \pm 100,7$  °/s,  $p = 0,004$ ,  $d$  de Cohen = 1,197) e entre M1 e M3 (M3 =  $89 \pm 90,7$  °/s,  $p = 0,026$ ,  $d$  de Cohen = 1,074) (GRÁFICO 4).

**Gráfico 4 - Média e desvio padrão do delta do  $\omega_{\text{extensão\pico}}$  de extensão do joelho para os grupos menos e mais assimétricos em M1, M2 e M3**



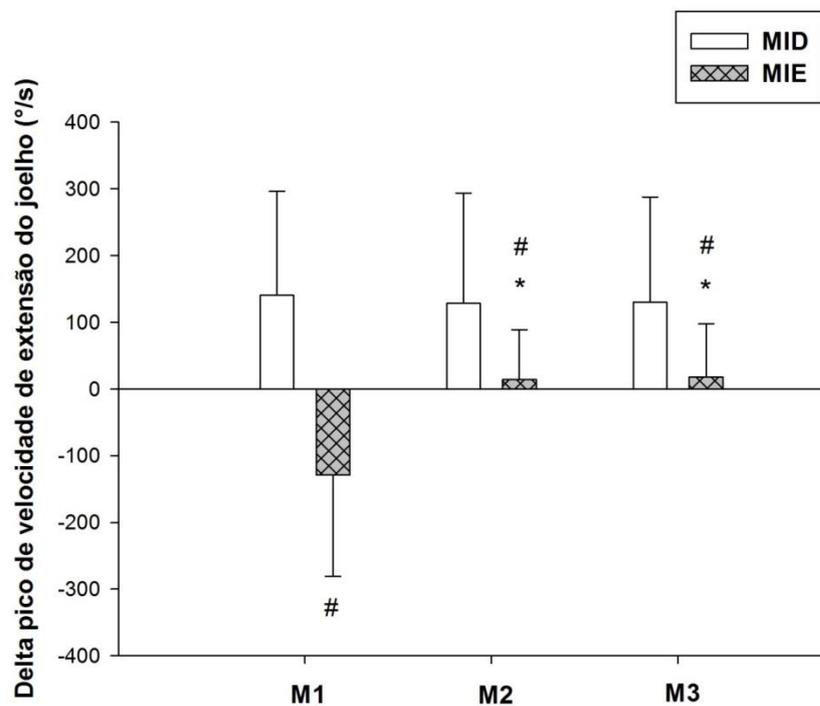
Legenda: \* - diferença significativa para o momento pós ( $p < 0,05$ ); & - diferença significativa entre grupos ( $p < 0,05$ ).

Fonte: Elaboração própria.

Na interação momento x membro, independentemente do grupo analisado, foram identificadas diferenças significativas entre os MMII em todos os momentos analisados (M1:

MID =  $140,1 \pm 156,1$  °/s, MIE =  $-129,2 \pm 151,8$  °/s,  $p = 0,001$ ,  $d$  de Cohen = 1,749; M2: MID =  $128,3 \pm 165,1$  °/s, MIE =  $14,2 \pm 74,3$  °/s,  $p = 0,002$ ,  $d$  de Cohen = 0,89; M3: MID =  $130,1 \pm 157,4$  °/s, MIE =  $17,9 \pm 79,7$  °/s,  $p = 0,008$ ,  $d$  de Cohen = 0,899). O MID não apresentou diferenças entre os momentos ( $p > 0,05$ ). Já no MIE, foram verificadas diferenças entre o M1 e M2 ( $p = 0,001$ ,  $d$  de Cohen = 1,2) e entre M1 e M3 ( $p = 0,001$ ,  $d$  de Cohen = 1,213) (GRÁFICO 5).

**Gráfico 5 - Média e desvio padrão do delta da  $\omega_{\text{extensão}}^{\text{pico}}$  do joelho para ambos os membros inferiores em M1, M2 e M3**



Legenda: \* - diferença significativa para o momento pós ( $p < 0,05$ ); # - diferença significativa para o membro inferior direito ( $p < 0,05$ ).

Fonte: Elaboração própria.

Para a potência angular, não foi verificada interação tripla significativa (grupo x momento x membro,  $p = 0,636$ ). A ANOVA mista de três fatores não identificou nenhuma outra interação dupla significativa ( $p > 0,05$ ). Foi verificado apenas efeito principal de momento ( $F_{2,50} = 17,094$ ,  $p = 0,001$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,416$ , poder = 1). Independentemente do grupo e do membro inferior analisado, foram verificadas diferenças entre todos os momentos analisados (M1 x M2 = M1  $-2,1 \pm 2,8$  W; M2 =  $1 \pm 2,3$  W,  $p = 0,001$ ,  $d$  de Cohen = 1,207;

M1 x M3 = M1  $-2,1 \pm 2,8$  W; M3 =  $-0,8 \pm 2,5$  W,  $p = 0,028$ ,  $d$  de Cohen = 1,092; M2 x M3 =  $p = 0,003$ ,  $d$  de Cohen = 0,066).

#### **4.2.2.2 Tornozelo**

A tabela 18 apresenta os dados descritivos dos deltas das variáveis cinemáticas da articulação do tornozelo para ambos os MMII e para ambos os grupos nos diferentes momentos analisados.

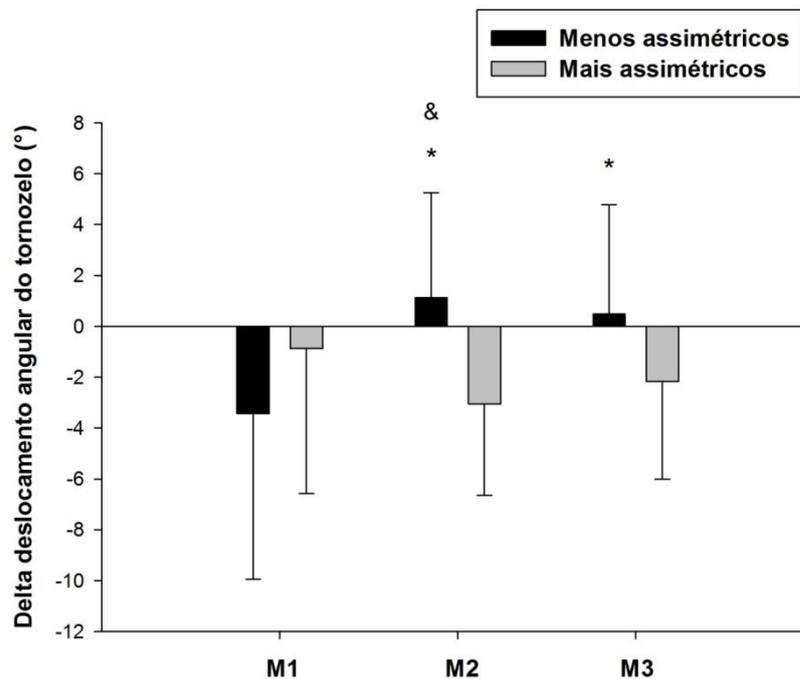
**Tabela 18 - Dados descritivos dos deltas da articulação do tornozelo em média ( $\pm$ desvio padrão) dos membros inferiores dos indivíduos menos e mais assimétricos em M1, M2 e M3**

| Delta                                   | Menos assimétricos<br>(n = 13) |                 |                 |                          |                 |                | Mais assimétricos<br>(n = 13) |                |                 |                          |                 |                 |
|---|--------------------------------|-----------------|-----------------|--------------------------|-----------------|----------------|-------------------------------|----------------|-----------------|--------------------------|-----------------|-----------------|
|   | Membro inferior direito        |                 |                 | Membro inferior esquerdo |                 |                | Membro inferior direito       |                |                 | Membro inferior esquerdo |                 |                 |
|   | M1                             | M2              | M3              | M1                       | M2              | M3             | M1                            | M2             | M3              | M1                       | M2              | M3              |
| $\omega_{\text{flexão}} (\text{°/s})$   | 22<br>(85,4)                   | 0,3<br>(53,3)   | 6,8<br>(88,2)   | 19,9<br>(85,7)           | 20,6<br>(71,9)  | 1,6<br>(57,8)  | 1,2<br>(62,2)                 | -24,2<br>(81)  | -27,2<br>(67,4) | 39,5<br>(67,6)           | -13,7<br>(42,4) | -12,9<br>(48,7) |
| $\omega_{\text{extensão}} (\text{°/s})$ | -73,6<br>(97,2)                | -12,9<br>(44,2) | -22,1<br>(49,2) | -67,4<br>(96,1)          | -14,5<br>(75,1) | 19,3<br>(81,3) | -114,6<br>(147,9)             | 21,5<br>(84,2) | 47,5<br>(93)    | -90,6<br>(201,3)         | 54<br>(104,2)   | 78,6<br>(114,8) |
| $\Delta\theta (\text{°})$               | -3,7<br>(6,6)                  | 0,8<br>(5,4)    | -0,4<br>(5,6)   | -3,2<br>(7,9)            | 1,4<br>(4,6)    | 1,3<br>(4,7)   | -0,6<br>(5,9)                 | -3,3<br>(4,1)  | -1<br>(2,4)     | 0,2<br>(5,7)             | -3<br>(4,6)     | -2,4<br>(5,3)   |
| $P_{\text{angular}} (\text{W})$         | -2,1<br>(2,2)                  | -1,1<br>(3,4)   | -1,8<br>(2,3)   | -2,7<br>(4,1)            | -0,9<br>(1,6)   | -1,4<br>(2,1)  | -1,5<br>(3)                   | -0,1<br>(3,2)  | -1,5<br>(2,3)   | -19,5<br>(2,8)           | -0,4<br>(3,4)   | -2,9<br>(2,7)   |
| $L (\text{kg}\cdot\text{m}^2/\text{s})$ | -0,1<br>(0,1)                  | -0,01<br>(0,2)  | -0,03<br>(0,2)  | -0,2<br>(0,2)            | -0,01<br>(0,1)  | -0,1<br>(0,2)  | -0,1<br>(0,4)                 | -0,1<br>(0,4)  | 0,1<br>(0,4)    | -0,2<br>(0,5)            | -0,01<br>(0,7)  | -0,02<br>(0,6)  |

Fonte: Elaboração própria.

Para o deslocamento angular do tornozelo, a ANOVA mista de três fatores não identificou interação tripla significativa (grupo x momento x membro,  $p = 0,102$ ). Foi identificada interação dupla significativa entre momento x grupo ( $F_{2,50} = 5,596$ ,  $p = 0,007$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,189$ , poder = 0,835). Os grupos foram diferentes em M2 (MENOS ASSIMÉTRICOS:  $1,1 \pm 4,1^\circ$ , MAIS ASSIMÉTRICOS:  $-3,1 \pm 3,6^\circ$ ,  $p = 0,01$ ,  $d$  de Cohen = 1,08). No grupo dos indivíduos menos assimétricos, M1 foi diferente de M2 (M1 =  $-3,4 \pm 6,5^\circ$ ; M2 =  $1,1 \pm 4,1^\circ$ ,  $p = 0,02$ ,  $d$  de Cohen = 0,837) e de M3 (M3 =  $0,4 \pm 4,3^\circ$ ,  $p = 0,042$ ,  $d$  de Cohen = 0,709). No grupo dos indivíduos mais assimétricos não foi verificada diferença entre os momentos ( $p > 0,05$ ) (GRÁFICO 6).

**Gráfico 6 - Média e desvio padrão  $\Delta\theta$  no tornozelo dos grupos menos e mais assimétricos em M1, M2 e M3**



Legenda: \* - diferença significativa para o momento pós ( $p < 0,05$ ); & - diferença significativa entre grupos ( $p < 0,05$ ).

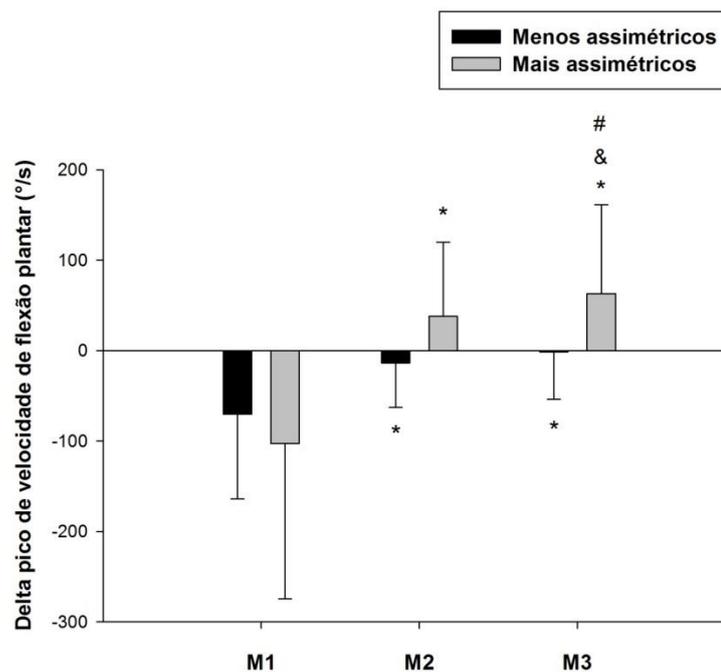
Fonte: Elaboração própria.

Para o momento angular do tornozelo, não foi identificada interação tripla significativa (grupo x momentos x membros,  $p = 0,38$ ). Não foi identificada nenhuma interação dupla significativa ( $p > 0,05$ ). Foi verificado somente efeito principal de momento ( $F_{2,50} = 5,159$ ,  $p = 0,009$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,171$ , poder = 0,803). Independentemente do grupo e do

membro, foi identificada diferença entre M1) e M2 ( $M1 = -0,1 \pm 0,2 \text{ Kg}\cdot\text{m}^2/\text{s}$ ;  $M2 = 0 \pm 0,3 \text{ Kg}\cdot\text{m}^2/\text{s}$ ,  $p = 0,045$ ;  $d$  de Cohen = 0,437).

Para o pico de velocidade de flexão plantar, não foi encontrada interação tripla significativa (grupo x momentos x membros,  $p = 0,296$ ). Foi identificada interação dupla significativa entre momento x grupo ( $F_{2,50} = 3,243$ ,  $p = 0,047$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,115$ , poder = 0,592). Para essa interação, independentemente dos membros, foram identificadas diferenças significativas entre os grupos em M3 (MENOS ASSIMÉTRICOS:  $-1,4 \pm 52,2 \text{ }^\circ/\text{s}$ ; MAIS ASSIMÉTRICOS:  $63,1 \pm 98,1 \text{ }^\circ/\text{s}$ ,  $p = 0,041$ ,  $d$  de Cohen = 0,82). No grupo dos indivíduos menos assimétricos foi identificada diferença entre M1 e M2 ( $M1 = -70,5 \pm 93,5 \text{ }^\circ/\text{s}$ ;  $M2 = -13,7 \pm 49,3 \text{ }^\circ/\text{s}$ ,  $p = 0,023$ ,  $d$  de Cohen = 0,759) e entre M1 e M3 ( $M3 = -1,4 \pm 52,2 \text{ }^\circ/\text{s}$ ,  $p = 0,004$ ,  $d$  de Cohen = 0,922). Já no grupo dos indivíduos mais assimétricos, além da diferença entre M1 e M2 ( $M1 = -102,6 \pm 172 \text{ }^\circ/\text{s}$ ;  $M2 = 37,7 \pm 82,1 \text{ }^\circ/\text{s}$ ,  $p = 0,007$ ,  $d$  de Cohen = 1,042) e entre M1 e M3 ( $M3 = 63,1 \pm 98,1 \text{ }^\circ/\text{s}$ ,  $p = 0,005$ ,  $d$  de Cohen = 1,183), foi identificada diferença também entre M2 e M3 ( $p = 0,02$ ,  $d$  de Cohen = 0,279) (GRÁFICO 7).

**Gráfico 7 - Média e desvio padrão do pico de velocidade de flexão plantar dos grupos menos e mais assimétricos em M1, M2, M3**



Legenda: \* - diferença significativa para o momento pós ( $p < 0,05$ ); # - diferença significativa para o momento 24h ( $p < 0,05$ ); & - diferença significativa entre grupos ( $p < 0,05$ ).

Fonte: Elaboração própria.

Para a potência angular, não foi identificada interação tripla significativa (grupo x momento x membro,  $p = 0,43$ ). A ANOVA mista de três fatores também não identificou interação dupla significativa ( $p > 0,05$ ). Foi identificado apenas efeito principal de momento ( $F_{2,50} = 4,576$ ,  $p = 0,015$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,155$ , poder = 0,751). Houve diferença significativa apenas entre M2 e M3 (M2 =  $-0,6 \pm 2,4$  W; M3 =  $-1,8 \pm 1,8$  W,  $p = 0,011$ ,  $d$  de Cohen = 0,576).

#### 4.2.2.3 Quadril

A tabela 19 apresenta os dados descritivos dos deltas das variáveis cinemáticas da articulação do quadril para ambos os MMII e para ambos os grupos nos diferentes momentos analisados.

Para o pico de velocidade de extensão do quadril, a ANOVA mista de três fatores não identificou interação tripla significativa (grupo x momento x membro,  $p = 0,744$ ). Não foi identificada interação dupla significativa ( $p > 0,05$ ). Foi verificado apenas efeito principal de momento ( $F_{2,50} = 22,873$ ,  $p = 0,001$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,499$ , poder = 1).

Para o pico de potência angular no quadril, não foi identificada interação tripla significativa (grupo x momento x membro,  $p = 0,475$ ). Não foram identificadas interações duplas significativas para as demais combinações ( $p > 0,05$ ). Foi verificado efeito principal para membro ( $F_{1,25} = 6,266$ ,  $p = 0,019$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,2$ , poder = 0,672), e para momento ( $F_{2,50} = 6,431$ ,  $p = 0,003$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,205$ , poder = 0,886). Independentemente do membro inferior e do grupo, foram identificadas diferenças entre o M1 e M2 (M1 =  $-1,2 \pm 1,6$ ; °/s M2 =  $0,5 \pm 2,9$  °/s,  $p = 0,03$ ,  $d$  de Cohen = 0,759) e entre M2 e M3 (M2 =  $0,5 \pm 2,9$  °/s; M3 =  $-0,9 \pm 2$  °/s,  $p = 0,019$ ,  $d$  de Cohen = 0,634).

**Tabela 19 - Dados descritivos dos deltas da articulação do tornozelo em média ( $\pm$ desvio padrão) dos MMII dos indivíduos menos e mais assimétricos em M1, M2 e M3**

| Delta   | Menos assimétricos<br>(n = 13) |                |                 |                          |                |               | Mais assimétricos<br>(n = 13) |                |                  |                          |                 |                  |
|---|--------------------------------|----------------|-----------------|--------------------------|----------------|---------------|-------------------------------|----------------|------------------|--------------------------|-----------------|------------------|
|   | Membro inferior direito        |                |                 | Membro inferior esquerdo |                |               | Membro inferior direito       |                |                  | Membro inferior esquerdo |                 |                  |
|   | M1                             | M2             | M3              | M1                       | M2             | M3            | M1                            | M2             | M3               | M1                       | M2              | M3               |
| $\omega_{\text{flexãoopico}} (^{\circ}/\text{s})$   | -6,5<br>(55,5)                 | 8,6<br>(49,7)  | 36,8<br>(104,2) | -11,6<br>(40,2)          | -5,5<br>(36,9) | -2,5<br>(4,1) | -23<br>(48,3)                 | -28<br>(91,2)  | -8,9<br>(50,9)   | -38,5<br>(84,3)          | -23,1<br>(91,2) | -33<br>(101,7)   |
| $\omega_{\text{extensãoopico}} (^{\circ}/\text{s})$ | -71,7<br>(97)                  | -9,6<br>(65,3) | 31,1<br>(91,5)  | -75,5<br>(64,5)          | -1,4<br>(62,7) | 13,5<br>(62)  | -128,4<br>(151,2)             | 4,9<br>(74,7)  | -16,9<br>(101,2) | -96,7<br>(128,7)         | 15,8<br>(57,6)  | -53,6<br>(140,1) |
| $\Delta\theta (^{\circ})$                           | -0,2<br>(11,1)                 | 0,6<br>(8,5)   | 0,4<br>(11,4)   | -1,3<br>(11,9)           | -0,4<br>(9,1)  | 1 (9,4)       | -6<br>(8,3)                   | -1,2<br>(5,2)  | -2,8<br>(7,9)    | -8<br>(8,5)              | -1,2<br>(7,1)   | -3<br>(8,8)      |
| $P_{\text{angular}} (\text{W})$                     | -0,6<br>(1,7)                  | 0,9<br>(2,2)   | 0,2<br>(2,5)    | -1,1<br>(2)              | 0,9<br>(3,3)   | -0,7<br>(2,9) | -1,4<br>(1,7)                 | 1,6<br>(7,2)   | -0,8<br>(1,9)    | -2<br>(2,3)              | -1,1<br>(1,7)   | -2,7<br>(3,4)    |
| $L (\text{kg}\cdot\text{m}^2/\text{s})$             | -0,1<br>(0,2)                  | -0,1<br>(0,4)  | -0,3<br>(0,5)   | -0,5<br>(0,4)            | -0,2<br>(0,3)  | -0,4<br>(0,5) | -0,3<br>(0,7)                 | -0,04<br>(0,7) | 0,02<br>(0,7)    | -0,2<br>(0,6)            | -0,03<br>(0,7)  | -0,03<br>(0,6)   |

Fonte: Elaboração própria.

## 4.2.3 Temperatura corporal

A tabela 20 apresenta os dados descritivos dos deltas da temperatura da pele para ambos os MMII e para ambos os grupos nos diferentes momentos analisados, nas visões anterior e posterior.

**Tabela 20 - Dados descritivos dos deltas da temperatura da pele nas diferentes visões em média ( $\pm$ desvio padrão) dos MMII dos indivíduos menos e mais assimétricos em M1, M2 e M3**

|                        | Menos assimétricos<br>(n = 13) |              |              |               |              |              | Mais assimétricos<br>(n = 13) |              |               |             |              |               |
|------------------------|--------------------------------|--------------|--------------|---------------|--------------|--------------|-------------------------------|--------------|---------------|-------------|--------------|---------------|
|                        | MID                            |              |              | MIE           |              |              | MID                           |              |               | MIE         |              |               |
|                        | M1                             | M2           | M3           | M1            | M2           | M3           | M1                            | M2           | M3            | M1          | M2           | M3            |
| Temperatura<br>VA (°C) | -0,8<br>(0,5)                  | 0,4<br>(0,6) | 0,4<br>(0,6) | -0,8<br>(0,6) | 0,4<br>(0,7) | 0,4<br>(0,7) | -0,9<br>(0,5)                 | 0,3<br>(0,7) | 0,03<br>(0,6) | -1<br>(0,6) | 0,2<br>(0,7) | 0,04<br>(0,6) |
| Temperatura<br>VP (°C) | -1<br>(0,7)                    | 0,3<br>(0,7) | 0,2<br>(0,6) | -1<br>(0,6)   | 0,3<br>(0,4) | 0,2<br>(0,7) | -1<br>(0,5)                   | 0,3<br>(0,5) | 0,2<br>(0,5)  | -1<br>(0,7) | 0,3<br>(0,5) | 0,2<br>(0,4)  |

Legenda: VA = visão anterior; VP = visão posterior.

Fonte: Elaboração própria.

Para visão anterior, não foi identificada interação tripla significativa (grupo x momento x membro,  $p = 0,792$ ). Não foi identificada nenhuma interação dupla significativa ( $p > 0,05$ ). Foi verificado apenas efeito principal de momento ( $F_{2,50} = 47,169$ ,  $p = 0,001$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,654$ , poder = 1). Foram verificadas diferenças significativas entre M1 e M2 (M1 =  $-0,8 \pm 0,5$  °C ; M2 =  $0,3 \pm 0,6$  °C,  $p = 0,001$ ,  $d$  de Cohen = 1,983) e entre M1 e M3 (M3 =  $0,2 \pm 0,6$  °C,  $p = 0,001$ ,  $d$  de Cohen = 1,89).

Para visão posterior, não foi identificada interação tripla significativa (grupo x momento x membro,  $p = 0,467$ ). Não foi identificada nenhuma interação dupla significativa ( $p > 0,05$ ). Foi verificado efeito principal apenas para o momento ( $F_{2,50} = 74,51$ ,  $p = 0,001$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,749$ , poder = 1). Foram verificadas diferenças significativas entre M1 e M2 (M1 =  $-1 \pm 0,6$  °C; M2 =  $0,3 \pm 0,5$  °C,  $p = 0,001$ ,  $d$  de Cohen = 2,292) e entre M1 e M3 (M1 =  $-1 \pm 0,6$  °C; M3 =  $0,2 \pm 0,5$  °C,  $p = 0,001$ ,  $d$  de Cohen = 2,102).

### 4.3 Objetivo 2

Para verificar as diferenças entre o ângulo de simetria entre indivíduos com diferentes níveis de assimetria de força nos momentos após a realização de um protocolo de fadiga, foi calculada a modificação, do ângulo de simetria de cada variável, em relação à medida *baseline* (momento pré realização do protocolo de fadiga). Assim, por exemplo, a modificação do ângulo de simetria de uma variável do momento pós para o momento pré foi dada por:  $\Delta = \text{pós} - \text{pré}$ . Os valores das modificações do ângulo de simetria estão apresentados na tabela xx, as variáveis dinâmicas, na tabela XXX, as variáveis cinemáticas, e na tabela xx, a temperatura da pele. Sendo assim, as modificações ocorridas no momento pós ( $\Delta = \text{pós} - \text{pré}$ ) serão tratadas como M1, as modificações ocorridas no momento 24h ( $\Delta = 24\text{h} - \text{pré}$ ) serão tratadas como M2 e as modificações ocorridas no momento 48h ( $\Delta = 48\text{h} - \text{pré}$ ) serão tratadas como M3.

Os resultados da ANOVA mista com três fatores (grupo x momento x membro) serão apresentados por variáveis, sendo que primeiramente serão apresentadas as variáveis dinâmicas, seguidas das variáveis cinemáticas e por fim os dados da temperatura corporal dos membros inferiores. Serão apresentados apenas os resultados das variáveis que apresentaram ou interação dupla significativa, ou algum efeito principal.

#### 4.3.1 Variáveis dinâmicas

A tabela 21 apresenta os dados descritivos dos deltas do  $\Theta_{\text{simetria}}$  das variáveis dinâmicas para ambos os grupos nos diferentes momentos analisados.

**Tabela 21 - Dados descritivos dos deltas do  $\Theta_{\text{simetria}}$  das variáveis dinâmicas em média ( $\pm$ desvio padrão) dos grupos em M1, M2 e M3**

| Delta                                  | Menos assimétricos<br>(n = 13) |                 |                 | Mais assimétricos<br>(n = 13) |                  |                 |
|--|--------------------------------|-----------------|-----------------|-------------------------------|------------------|-----------------|
|  | M1                             | M2              | M3              | M1                            | M2               | M3              |
| <b>F<sub>Pico</sub> (%)</b>            | -0,12<br>(1,07)                | -0,38<br>(0,84) | 0,02<br>(0,88)  | -0,83<br>(1,51)               | -0,26<br>(1,55)  | 0,19<br>(2,45)  |
| <b>tF<sub>Pico</sub> (%)</b>           | -0,6<br>(3,2)                  | -0,7<br>(3,1)   | -3<br>(2,1)     | 0,2<br>(4,2)                  | -0,7<br>(2,8)    | -0,3<br>(2,5)   |
| <b>Impacto<sub>Pico</sub><br/>(%)</b>  | 0,86<br>(11,01)                | -1,57<br>(4,91) | -2,99<br>(4,46) | -2,09<br>(3,77)               | -2,56<br>(3,96)  | -2,11<br>(4,07) |
| <b>tImpacto<sub>Pico</sub><br/>(%)</b> | 0,2<br>(4,6)                   | 1,3<br>(3,3)    | 0,2<br>(2,4)    | 1,1<br>(3,1)                  | 1,3<br>(3,1)     | 0,2<br>(2,6)    |
| <b>I (%)</b>                           | 4,31<br>(7,64)                 | 1,70<br>(7,16)  | 4,93<br>(8,71)  | 2,02<br>(11,27)               | -3,61<br>(10,91) | -3,88<br>(4,92) |
| <b>I<sup>+</sup> (%)</b>               | 2,06<br>(4,08)                 | 1,43<br>(4,36)  | 3,11<br>(4,91)  | 1,65<br>(6,36)                | -0,71<br>(5,70)  | -1,44<br>(3,26) |
| <b>I (N·s)</b>                         | 1,94<br>(6,96)                 | -0,09<br>(5,41) | 2,91<br>(7,93)  | 7,96<br>(20,06)               | 0,24<br>(10,47)  | 0,04<br>(6,99)  |
| <b>P<sub>Pico</sub> (%)</b>            | 1,08<br>(2,41)                 | -0,11<br>(1,62) | 1,12<br>(2,95)  | -2,45<br>(3,48)               | -1,42<br>(3,42)  | -2,28<br>(2,46) |
| <b>TPF (%)</b>                         | -2<br>(7,3)                    | 0,3<br>(4,7)    | 0,9<br>(5,6)    | -1,8<br>(7,3)                 | 0,5<br>(5,7)     | 0,3<br>(5,6)    |

Fonte: Elaboração própria.

Para o impulso, a ANOVA mista de dois fatores não apontou interação dupla significativa (grupos x momentos,  $p = 0,29$ ). Foi verificado efeito principal de grupo ( $F_{1,25} = 5,359$ ,  $p = 0,029$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,177$ , poder = 0,605).

Para o pico de potência, não foi identificada interação dupla significativa (grupo x momentos,  $p = 0,16$ ). Foi identificado efeito principal de grupo ( $F_{1,25} = 12,491$ ,  $p = 0,002$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,333$ , poder = 0,924).

### 4.3.2 Variáveis cinemáticas

A tabela 21 apresenta os dados descritivos dos deltas do  $\Theta_{\text{simetria}}$  das variáveis cinemáticas para ambos os grupos nas articulações do joelho, tornozelo e quadril, nos diferentes momentos analisados.

#### 4.3.2.1 Joelho

Para o pico de velocidade de extensão, não foi identificada interação dupla significativa (grupo x momento,  $p = 0,448$ ). Foi identificado efeito principal de momento ( $F_{2,50} = 3,684$ ,  $p = 0,047$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,128$ , poder = 0,556). Foi verificada diferença entre M1 e M2 (M1 =  $-1,4 \pm 3,3$  %; M2 =  $-4,9 \pm 5,7$ %,  $p = 0,019$ ,  $d$  de Cohen = 0,741).

**Tabela 22 - Dados descritivos dos deltas do  $\Theta_{\text{simetria}}$  das variáveis cinemáticas em média ( $\pm$ desvio padrão) dos grupos em M1, M2 e M3 (n = 13)**

| <b>Joelho</b>                       |  |               |               |                                       |                |                |
|-------------------------------------|--|---------------|---------------|---------------------------------------|----------------|----------------|
| <b>Variável</b>                     | <b>Menos assimétricos<br/>(n = 13)</b> |               |               | <b>Mais assimétricos<br/>(n = 13)</b> |                |                |
|                                     | <b>M1</b>                              | <b>M2</b>     | <b>M3</b>     | <b>M1</b>                             | <b>M2</b>      | <b>M3</b>      |
| $\omega_{\text{flexãoopico}}$ (%)   | 0,6<br>(3,8)                           | -0,2<br>(2,8) | -0,2<br>(3,5) | -3,1<br>(9,7)                         | -3,5<br>(8,3)  | -2,8<br>(10,3) |
| $\omega_{\text{extensãoopico}}$ (%) | -1<br>(4)                              | -3<br>(3,3)   | -2,6<br>(3,7) | -2<br>(2,4)                           | -7<br>(7,1)    | -3,8<br>(10,7) |
| $\Delta\theta$ (%)                  | 0,2<br>(1,3)                           | -0,3<br>(1)   | 0,5<br>(1,7)  | -0,1<br>(1,3)                         | -1<br>(1,7)    | -1<br>(2,2)    |
| $P_{\text{angular}}$ (%)            | 2<br>(9,6)                             | -2,2<br>(6,5) | -0,3<br>(8,9) | 0,3<br>(15)                           | -1,1<br>(13,4) | -0,3<br>(9,8)  |
| L (%)                               | 7,6<br>(13,5)                          | 7,9<br>(16,1) | 7,4<br>(12,1) | 6,6<br>(17,1)                         | 5,2<br>(12,7)  | 7,2<br>(12,9)  |
| <b>Tornozelo</b>                    |  |               |               |                                       |                |                |
| <b>Variável</b>                     | <b>Menos assimétricos<br/>(n = 13)</b> |               |               | <b>Mais assimétricos<br/>(n = 13)</b> |                |                |
|                                     | <b>M1</b>                              | <b>M2</b>     | <b>M3</b>     | <b>M1</b>                             | <b>M2</b>      | <b>M3</b>      |
| $\omega_{\text{flexãoopico}}$ (%)   | 3,5<br>(7,6)                           | -0,6<br>(4,1) | -0,6<br>(6,3) | 0,2<br>(10)                           | -2,9<br>(6,7)  | -3,4<br>(5,7)  |
| $\omega_{\text{extensãoopico}}$ (%) | -0,1<br>(1,3)                          | -0,5<br>(1,6) | -0,3<br>(3,3) | -0,8<br>(2,3)                         | -0,01<br>(2,6) | -0,6<br>(2,1)  |
| $\Delta\theta$ (%)                  | -2,9<br>(9,1)                          | -3,7<br>(9,5) | -3,1<br>(10)  | -8,5<br>(25,4)                        | -5,4<br>(26,7) | -6,9<br>(24,9) |
| $P_{\text{angular}}$ (%)            | 7,3<br>(26,3)                          | 1,8<br>(8,2)  | 7,1<br>(11,3) | 8<br>(12,7)                           | 3,4<br>(13,8)  | 7,4<br>(16,5)  |
| L (%)                               |  |               |               |                                       |                |                |
| <b>Quadril</b>                      |  |               |               |                                       |                |                |
| <b>Variável</b>                     | <b>Menos assimétricos<br/>(n = 13)</b> |               |               | <b>Mais assimétricos<br/>(n = 13)</b> |                |                |
|                                     | <b>M1</b>                              | <b>M2</b>     | <b>M3</b>     | <b>M1</b>                             | <b>M2</b>      | <b>M3</b>      |
| $\omega_{\text{flexãoopico}}$ (%)   | 0,2<br>(3,6)                           | 0,4<br>(2,9)  | 1,9<br>(6,2)  | -4,6<br>(10,4)                        | -4,7<br>(9,3)  | -1,3<br>(9,2)  |
| $\omega_{\text{extensãoopico}}$ (%) | 1,4<br>(2,4)                           | 0,5<br>(1,5)  | 2<br>(4,2)    | -2,2<br>(7,7)                         | -2,9<br>(7)    | -3,1<br>(8)    |
| $\Delta\theta$ (%)                  | -1,1<br>(0,7)                          | -0,3<br>(0,9) | -0,4<br>(1,1) | -1,9<br>(1,1)                         | -0,5<br>(1,2)  | -0,4<br>(1,4)  |
| $P_{\text{angular}}$ (%)            | 1,9<br>(9,9)                           | 2,2<br>(5,7)  | 0,7<br>(7,2)  | 2,4<br>(10,2)                         | 1,6<br>(10)    | 3,1<br>(8,9)   |
| L (%)                               | 12,9<br>(17,6)                         | 0,9<br>(14,5) | 5,4<br>(10,5) | 19,6<br>(32)                          | 4,2<br>(36,9)  | -0,9<br>(13,6) |

Fonte: Elaboração própria.

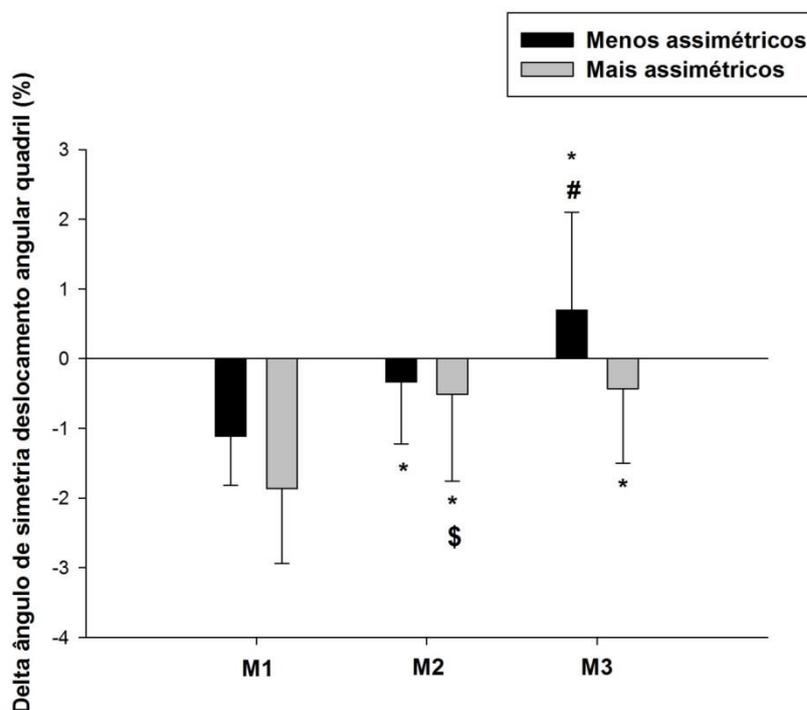
#### 4.3.2.2 Tornozelo

Para o pico de velocidade de dorsiflexão, não foi identificada interação dupla significativa ( $p = 0,921$ ), mas foi identificado efeito principal de momento ( $F_{2,50} = 5,21$ ,  $p = 0,009$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,172$ , poder = 0,807). Foi verificada diferença entre M1 e M2 (M1 =  $1,8 \pm 8,8$  %; M2 =  $-1,7 \pm 5,5$  %,  $p = 0,022$ ,  $d$  de Cohen = 0,488).

#### 4.3.2.3 Quadril

Para o deslocamento angular, foi identificada interação dupla significativa (grupo x momento,  $F_{2,50} = 3,713$ ,  $p = 0,031$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,129$ , poder = 0,655). O grupo dos indivíduos menos assimétricos apresentou diferença significativa entre os momentos ( $F_{2,24} = 28,14$ ,  $p = 0,001$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,684$ , poder = 1; M1 x M2:  $p = 0,001$ ,  $d$  de Cohen = 0,97; M2 x M3:  $p = 0,001$ ,  $d$  de Cohen = 1,623). O grupo dos indivíduos mais assimétricos apresentou diferença significativa entre os momentos ( $F_{2,24} = 19,78$ ,  $p = 0,001$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,622$ , poder = 1). As diferenças foram verificadas entre M1 e M2 (M1 =  $-1,8 \pm 1,1$ %; M2 =  $-0,5 \pm 1,2$ %;  $p = 0,001$ ,  $d$  de Cohen = 1,164) e entre M1 e M3 (M1 =  $-1,8 \pm 1,1$ %; M3 =  $-0,4 \pm 1,1$ %,  $p = 0,001$ ,  $d$  de Cohen = 1,339). Os grupos apresentaram diferença significativa em M2 ( $p = 0,008$ ,  $d$  de Cohen = 0,166) (GRÁFICO 8).

**Gráfico 8 - Média e desvio padrão do  $\theta_{\text{simetria}}$  do deslocamento angular do quadril dos grupos menos e mais assimétricos em M1, M2 e M3**



Legenda: \*- diferença significativa para o momento pós ( $p < 0,05$ ); # - diferença significativa para o momento 24h ( $p < 0,05$ ); \$ - diferença significativa entre os grupos ( $p < 0,05$ ).

Fonte: Elaboração própria.

Para momento angular, a ANOVA mista de dois fatores não apontou interação dupla significativa (grupo x momento,  $p = 0,404$ ). Foi verificado efeito principal de momento ( $F_{2,50} = 5,143$ ,  $p = 0,009$ ,  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,171$ , poder = 0,802). O M1 ( $16,1 \pm 25,2\%$ ) foi diferente de M2 ( $2,4 \pm 27,1\%$ ,  $p = 0,016$ ,  $d$  de Cohen = 0,52) e de M3 ( $2,3 \pm 12,2\%$ ,  $p = 0,04$ ,  $d$  de Cohen = 0,694).

#### 4.3.3 Temperatura da pele

A tabela 23 apresenta os dados descritivos dos deltas do  $\Theta_{\text{simetria}}$  da temperatura da pele para ambos os grupos, nos diferentes momentos analisados nas diferentes visões. Para essa variável não foram verificadas nem interações significativas e nem efeito principal de momento ou grupo.

**Tabela 23 - Dados descritivos dos deltas do  $\Theta_{\text{simetria}}$  da temperatura da pele, em ambas as visões, em média ( $\pm$ desvio padrão) dos grupos em M1, M2 e M3**

| Variável                        | Menos assimétricos |       |       | Mais assimétricos |       |       |
|---------------------------------|--------------------|-------|-------|-------------------|-------|-------|
|                                 | (n = 13)           |       |       | (n = 13)          |       |       |
|                                 | M1                 | M2    | M3    | M1                | M2    | M3    |
| Temperatura visão anterior (%)  | 0,04               | 0,03  | -0,02 | 0,04              | 0,1   | -0,01 |
|                                 | (0,2)              | (0,2) | (0,2) | (0,2)             | (0,3) | (0,2) |
| Temperatura visão posterior (%) | 0,04               | -0,03 | 0,03  | -0,04             | -0,01 | 0     |
|                                 | (0,2)              | (0,3) | (0,2) | (0,2)             | (0,2) | (0,2) |

Fonte: Elaboração própria.

## 5 DISCUSSÃO

### 5.1 Objetivo 1

O primeiro objetivo do presente estudo foi comparar o efeito de um protocolo de 100 SCM para a indução da fadiga na modificação de variáveis dinâmicas e cinemáticas obtidas no SCM e de imagens termográficas, entre os MMII de indivíduos com diferentes níveis de assimetria de força. Com a hipótese de que os indivíduos com maiores níveis de assimetria de força apresentariam maiores modificações nas variáveis dinâmicas, cinemáticas e termográficas no membro inferior mais forte, do que os indivíduos com menores níveis de assimetria de força que apresentariam efeitos similares da fadiga em ambos os MMII. A discussão foi organizada pelas diferentes classes de variáveis, sendo que inicialmente foram discutidos os efeitos principais e em seguida foram discutidas as interações significativas apresentadas.

#### 5.1.1 Variáveis dinâmicas

As variáveis pico de força, tempo para atingir o pico de força e pico de impacto apresentaram efeito principal de momento, com o tamanho de efeito variando de médio a grande ( $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,61 - 1,093$ ) (COHEN, 1988). O comportamento desse efeito principal foi similar nessas três variáveis, em que, independentemente do grupo e do membro inferior analisado, as modificações apresentadas no momento imediatamente após a realização do protocolo foram maiores que 24 h e 48 h após.

Para o pico de força, assim como proposto por Nicol *et al.* (1996), os efeitos da fadiga foram mais pronunciados no momento imediatamente após a realização do protocolo ( $F_{\text{pico}}$  relativizado pelo peso corporal: pós = 2,15), possivelmente indicando falhas no processo de excitação-contração e fatores relacionados à fadiga periférica metabólica, como o acúmulo de lactato e falta de substrato para fornecimento de energia (ADERSSON *et al.*, 2008; SALES *et al.*, 2005). As modificações verificadas 24 h e 48 h após o protocolo ( $F_{\text{pico}}$  relativizados do

peso corporal: 24h = 2,28; 48h = 2,27) estão possivelmente relacionadas aos danos musculares gerados pelo protocolo de fadiga (NICOL *et al.*, 1996; PEDERSEN *et al.*, 2001; SOARES *et al.*, 2012). As microlesões, causadas possivelmente pelas ações excêntricas do SCM, incapacitaram as fibras musculares envolvidas no movimento em manter o nível de força desenvolvido no momento anterior à realização do protocolo de fadiga ( $F_{\text{pico}}$  relativizado pelo peso corporal: pré = 2,33) (CLARKSON *et al.*, 1992; FAULKNER *et al.*, 19993; FRIDEN *et al.*, 1981). Assim, os valores para o pico de força ainda encontram-se levemente reduzidos 24 h e 48 h após a realização do protocolo.

Os resultados de presente estudo não corroboram os resultados apresentados por Marchetti, Orselli e Duarte (2013), que imediatamente após a fadiga não observaram reduções significativas no pico de força obtido no SCM. A divergência entre os resultados de Marchetti, Orselli e Duarte (2013) e o presente estudo pode ser devido ao protocolo e à intensidade utilizados para a indução da fadiga, já que no presente estudo foi utilizado um protocolo de saltos realizados em intensidade máxima, e no estudo anterior (MARCHETTI; ORSELLI; DUARTE, 2013) foi aplicado um protocolo no *leg press* com uma intensidade inferior (60% do 1RM). Fatores como tipo, duração e intensidade do exercício (FITTS; METZGER, 1988) influenciam no processo de fadiga, explicando assim essa possível divergência. Porém essas reduções corroboram outros estudos que avaliaram os efeitos da fadiga na capacidade de produção de força dos MMII (SKURVYDAS; JASCANINAS; ZACHOVA, 2000; SKURVYDAS *et al.*, 2002). Ambos os estudos utilizaram protocolos máximos de saltos verticais (SCM e SP) para a indução da fadiga, assim como o presente estudo, o que pode ter causado efeitos similares na capacidade de produção de força nos MMII (FITTS; METZGER, 1988). Já as reduções ainda observadas nos momentos 24 h e 48 h após a realização do protocolo corroboram os estudos de Deschenes *et al.* (2010), Lau *et al.* (2015) e Ascensão *et al.* (2008) que também verificaram reduções na capacidade de produção de força muscular nesses momentos, assim como também observaram aumentos na [CK]. Essas reduções na capacidade de produção de força muscular indicam a presença de danos musculares, que com a ruptura das fibras, a ligação dos filamentos de actina e miosina ficam prejudicados e mantêm reduzidos os níveis de produção de força muscular (CLARKSON, NOSAKA; BRAUN, 1992).

Foi observado um aumento dos valores do pico de impacto 24h e 48h após a realização do protocolo de fadiga ( $\text{Impacto}_{\text{pico}}$  normalizados pelo peso corporal: 24h = 5; 48h = 4,8), mostrando que os MMII não conseguiram absorver o impacto de forma similar ao momento anterior à fadiga ( $\text{Impacto}_{\text{pico}}$  normalizado pelo peso corporal: pré = 4,7)

(CLARKSON *et al.*, 1992; FAULKNER *et al.*, 19993; FRIDEN *et al.*, 1981), já que a elevação máxima do CM foi similar a do momento anterior à realização do protocolo. Como as cargas de impacto aumentam com a velocidade de aterrissagem (MCNITT-GRAY, 1991) e a velocidade é maior com a maior altura (MCNITT-GRAY, 1993) e a altura de aterrissagem é semelhante nos diferentes momentos (pré = 27,5 cm; 24h = 26,9 cm; 48h = 27,1 cm), se os indivíduos estivessem recuperados do protocolo de fadiga esses valores semelhantes. Já a redução do pico de impacto imediatamente após o protocolo de fadiga (Impacto<sub>pico</sub> normalizado pelo peso corporal: pós = 4,2) pode estar relacionada à redução da altura do salto (pós = 21,7 cm), assim, elevando menos o CM, menor será a velocidade de aterrissagem e menor será a carga a ser absorvida pelos MMII, corroborando assim McNitt-Gray (1991 e 1993). As maiores cargas de impacto sofridas pelos MMII nos momentos 24 h e 48 h após podem demonstrar um efeito deletério secundário da fadiga, aumentando assim o risco de lesão por não contato para esses indivíduos (COVENTRY *et al.*, 2006; HORITA *et al.*, 1996; HORITA *et al.*, 1999; JAMES *et al.*, 2006; MADIGAN; PICOE, 2003; SMITH; SIZER; JAMES, 2010).

Para essas variáveis, independentemente dos grupos, as diferentes cargas aplicadas aos MMII não foram capazes de gerar diferentes efeitos entre eles, assim como foi observado em estudos que verificaram diferentes efeitos da fadiga em tarefas realizadas com diferentes cargas (BINDER-MACLEOD; HALDEN; JUNGLES, 1995; HAGBERG, 1981; WANG *et al.*, 2017). Ou seja, provavelmente os efeitos da fadiga no protocolo de 100 SCM (SKURVYDAS; JASCANINAS; ZACHOVA, 2000) foram determinados pela carga total de trabalho, o peso corporal dos indivíduos e não pela carga específica de cada membro inferior. Além disso, no presente estudo, como foi orientado aos voluntários que realizassem esforço máximo durante a execução do SCM, a carga relativa aplicada a cada membro seria 100% da capacidade máxima de produção de força muscular, o que representaria então a mesma carga relativa.

Foi verificado efeito principal de membro apenas para a variável taxa de produção de força, com um tamanho de efeito grande ( $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,426$ ) (FRITZ; MORRIS; RICHLER, 2012). Independentemente do grupo e do momento analisado, as modificações nos MMII foram diferentes, sendo que o MIE, o membro inferior com maior valor de TPF antes da realização do protocolo de fadiga, apresentou maior redução (MID =  $-29,4 \pm 41,9$  N/s; MIE =  $-343,3 \pm 421,5$  N/s).

Esse resultado confirma parcialmente a hipótese do presente estudo, já que era esperado um comportamento diferente entre os MMII após a indução da fadiga. Assim como

proposto, o membro inferior com maiores valores apresentou as maiores reduções, o que nos leva a crer que para essa variável, a maior carga absoluta aplicada ao membro inferior mais forte foi capaz de gerar efeitos diferentes entre os MMII (BINDER-MACLEOD; HALDEN; JUNGLES, 1995; HAGBERG, 1981; WANG *et al.*, 2017). As alterações na capacidade de produção de força dos MMII em decorrência da fadiga podem alterar questões relativas às variáveis temporais em que ocorrem os picos (mínimo e máximo) (FABRICA; GONZALEZ; LOSS, 2013; RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2001), sendo a taxa de produção de força uma variável que envolve a força aplicada por unidade de tempo ( $\Delta F_{\text{pico}}$  (máximo – mínimo) /  $\Delta t$ ), esse resultado pode indicar que essa relação se modificou de diferentes formas nos MMII.

Foram verificadas interações duplas significativas para o pico de potência, impulso e impulso positivo, porém elas não apresentaram o mesmo comportamento. Apesar dos resultados não serem semelhantes para as variáveis, e não terem sido verificadas diferenças entre os MMII entre grupos com diferentes níveis de assimetria de força, o comportamento divergente dos grupos é relevante para os propósitos do presente estudo.

No pico de potência foi verificada uma interação dupla significativa para membro x grupo, apresentando um tamanho de efeito grande ( $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,351$ ) (FRITZ; MORRIS; RICHLER, 2012), sendo essa interação identificada entre os MMII apenas no grupo dos indivíduos mais assimétricos, com um tamanho de efeito grande para essa relação ( $d$  de Cohen = 1,195) (COHEN, 1988). Assim como esperado, independentemente do momento, o membro inferior mais forte do grupo dos indivíduos mais assimétricos apresentou maiores reduções após a realização do protocolo de fadiga (MID =  $-84,1 \pm 67,7$  W; MIE =  $-2,1 \pm 69,2$  W), enquanto as alterações nos MMII do grupo dos indivíduos menos assimétricos não apresentou diferença significativa.

O pico de potência confirmou a hipótese do presente estudo de que o grupo dos indivíduos mais assimétricos apresentaria diferença significativa nas modificações sofridas nos MMII em decorrência da fadiga, além de confirmar também que o membro inferior mais forte sofreria as maiores modificações. Assim como verificado em outros estudos (BINDER-MACLEOD; HALDEN; JUNGLES, 1995; HAGBERG, 1981; WANG *et al.*, 2017) a diferente carga aplicada nos MMII foi capaz de gerar diferentes comportamentos da variável após a realização do protocolo de fadiga. Como o pico de potência no SCM é dependente da força e da velocidade do CM (MENZEL *et al.*, 2013), e o deslocamento do CM é semelhante para ambos os membros inferiores devido ao movimento ser bilateral e simultâneo (BENJANUVATRA *et al.*, 2013), essas diferentes modificações deveriam ser decorrentes principalmente das alterações na capacidade de produção de força dos MMII. Apesar de não

ter sido verificada diferença entre os MMII no grupo dos indivíduos mais assimétrico para o pico de força, essa variável analisa apenas um ponto específico da curva, que pode não representar o mesmo ponto em que foi identificado o pico de potência. As alterações na capacidade de produção de força dos MMII em decorrência da fadiga podem alterar questões relativas às variáveis temporais em que esses picos ocorrem, assim como verificado por Fabrica, Gonzalez e Loss (2013) e por Rodacki, Fowler e Bennett (2001), o que pode ter sido a razão para as diferenças entre os MMII no grupo dos indivíduos mais assimétricos verificadas nessa variável.

No impulso, também foi verificada interação dupla significativa de membro x grupo, com um tamanho de efeito médio ( $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,17$ ) (FRITZ; MORRIS; RICHLER, 2012). Assim como observado no pico de potência, a diferença entre os MMII foi observada no grupo dos indivíduos mais assimétricos, com um tamanho de efeito considerado alto para essa relação (MID =  $-12,1 \pm 14$  N·s, MIE =  $5,4 \pm 14,5$  N·s,  $p < 0,05$ ,  $d$  de Cohen = 1,232) (COHEN, 1988), enquanto o grupo dos indivíduos menos assimétricos não apresentou diferença significativa (MID =  $-2,8 \pm 11$  N·s, MIE =  $-4,9 \pm 13,1$  N·s), confirmando a hipótese do presente estudo. Assim como a TPF, o impulso é uma variável que envolve a força aplicada num determinado intervalo de tempo ( $\int F \times t$ ) (LINTHORNE, 2001). Como a fadiga pode alterar a capacidade de produção de força muscular e conseqüentemente as variáveis temporais do SCM (FABRICA; GONZALEZ; LOSS, 2013; RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2001), essa combinação de alterações pode ter ocorrido de maneira diferente entre os MMII, o que pode ser a razão para tal diferença no grupo dos indivíduos mais assimétricos.

Ainda nessa relação, outro ponto que precisa ser destacado é o aumento dos valores de impulso no MIE, contrariando o proposto que a fadiga reduziria a capacidade de produção de força de ambos MMII (RODACKI *et al.*, 2001 e 2001; SKURVYDAS; JASCANINAS; ZACHOVA, 2000; SKURVYDAS; JASCANINAS; ZACHOVA, 2002). Como a altura do SCM é dependente do impulso produzido (LINTHORNE, 2001), esse resultado pode ser uma tentativa do SNC em manter a elevação máxima do CM através de uma maior ativação do membro inferior mais fraco, porém ainda assim as elevações ficaram pouco reduzidas 24 h e 48 h após a realização do protocolo de fadiga. Essa maior ativação foi identificada por Marchetti e Uchida (2011), que verificaram que quando a fadiga se instalou em um dos MMII, verificou-se uma maior ativação do membro inferior contrário, e assim como nesse estudo, essa maior ativação do membro inferior contrário não foi suficiente para reestabelecer o desempenho inicial da tarefa, contrariando o proposto na literatura de que os

MMII seriam estimulados numa mesma intensidade (CARPES *et al.*, 2010; CARPES *et al.*, 2011). Então seria possível inferir que durante o SCM um dos MMII contribuiria mais para a maior elevação do CM, e em fadiga, mesmo com um aumento da ativação do membro inferior contrário, a redução de sua capacidade de produção de força seria a principal causa para a menor elevação do CM.

No impulso positivo, foi identificada uma interação dupla significativa, para momento x membro, também com tamanho de efeito médio ( $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,134$ ) (FRITZ; MORRIS; RICHLER, 2012). As diferenças foram identificadas entre os MMII apenas 24h após a realização do protocolo, com tamanho de efeito grande para essa relação (MID:  $-8,3 \pm 14,8$  N·s; MIE:  $2,7 \pm 13,6$  N·s,  $d$  de Cohen = 0,789). Além disso, foi verificado efeito de momento em ambos os MMII sendo que eles apresentaram comportamentos diferentes. Foram verificadas diferenças significativas entre as modificações no momento imediatamente após e 24h para o MIE, e entre o momento imediatamente após e 48h para ambos os MMII, assim como foram verificadas diferenças entre os momentos 24h e 48h, também para ambos os MMII, com tamanho de efeito variando de médio para grande ( $d$  de Cohen = 0,314 – 1,085) (COHEN, 1988). Confirmando parcialmente a hipótese do estudo de que os MMII não apresentariam o mesmo comportamento após o protocolo de fadiga.

O impulso positivo não apresentou diferentes comportamentos entre os grupos, ao contrário do impulso total. Porém a diferença entre os MMII 24h após o protocolo de fadiga foi similar à diferença verificada no grupo dos indivíduos mais assimétricos no impulso, já que o membro inferior mais forte apresentou modificações negativas enquanto o membro inferior mais fraco apresentou modificações positivas. Isso pode representar a tentativa do MIE em compensar a redução do impulso positivo total (MARCHETTI; UCHIDA, 2011), ou sua capacidade de recuperação mais rápida que a do MID. As modificações apresentadas pelo MID podem então ter sido responsáveis pelo desempenho reduzido, já que esse impulso parcial foi identificado por Fabrica, Gonzalez e Loss (2013) como uma das principais variáveis relacionadas ao desempenho do SCM após instalação da fadiga. A redução da capacidade contrátil para o MID ainda 24 h e 48 h após a realização do protocolo de fadiga poderia indicar que os danos musculares foram mais intensos, e que mais fibras poderiam ter sido rompidas nesse membro inferior quando comparada ao membro inferior contralateral.

As variáveis dinâmicas que parcialmente confirmaram a hipótese do presente estudo foram as mesmas identificadas por Menzel *et al.* (2013) como mais sensíveis para a identificação de assimetrias bilaterais, pico de potência e impulso. Como o pico de potência apresenta a limitação de avaliar apenas um ponto específico na curva do SCM, o impulso

seria a variável mais indicada para essa avaliação, já que os MMII estão expostos à assimetria de força durante todo SCM, que pode ser mais bem representada pelo cálculo do impulso do que pelo pico de potência (HODGES; PATRICK; REISER, 2011), assim como também a TPF. Essas variáveis podem ser resultado de preferências de movimentos para um dos lados do corpo, gerando conseqüentemente uma diferença entre os MMII (MENZEL *et al.*, 2013) tanto em níveis de assimetria, de força e cinemática, quanto em níveis de análise dos MMII de maneira independente.

### 5.1.2 Variáveis cinemáticas

Foi verificado efeito principal de momento para o  $\Delta\theta$  do joelho,  $\omega_{\text{flexãoopico}}$  do joelho,  $\omega_{\text{extensãoopico}}$  do quadril,  $P_{\text{angular}}$  das três articulações; e L do tornozelo, com tamanho de efeito alto ( $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,154 - 0,499$ ) (FRITZ; MORRIS; RICHLER, 2012). Porém as variáveis não apresentaram o mesmo comportamento.

Somente o  $P_{\text{angular}}$  do tornozelo não apresentou diferença significativa entre as variações no momento imediatamente e 24 h após, com o tamanho de efeito para essas diferenças variando de pequenos a grandes ( $d$  de Cohen = 0,321 - 1,092) (COHEN, 1988). Já a diferença entre imediatamente e 48 h após foi verificada no pico de  $P_{\text{angular}}$  e  $\omega_{\text{flexãoopico}}$  do joelho, com tamanho de efeito médio e grande ( $d$  de Cohen = 1,092 e 0,688, respectivamente) (COHEN, 1988). Já as diferenças entre 24 h e 48 h após foram verificadas no  $P_{\text{angular}}$  do tornozelo e do quadril, com tamanho de efeito médio ( $d$  de Cohen = 0,576 e 0,634, respectivamente) (COHEN, 1988). Imediatamente após, todas as variáveis apresentaram maiores reduções de valores, enquanto 24 h e 48 h, para a maioria das variáveis, foram verificados aumentos, porém de menor magnitude que as reduções.

Os resultados das modificações 24 h e 48 h após a fadiga, para o deslocamento angular do joelho, não corroboram o proposto por Chen *et al.* (2007) e Behn *et al.* (2001), de que os danos musculares causados pelo protocolo de fadiga seriam responsáveis por uma redução na ADM, já que as modificações da ADM nesses momentos estavam próximos do zero. Esse resultado poderia indicar que os danos musculares gerados pelas ações excêntricas do SCM não foram intensos o suficiente para que houvesse uma redução na ADM da articulação do joelho, e isso pode ser verificado com os aumentos da temperatura da pele, que segundo Marin *et al.* (2014) foram considerados pequenos e de baixo risco para a musculatura

envolvida na atividade. Já as reduções na ADM do joelho verificadas imediatamente após corroboram estudos que também verificaram reduções nessa variável cinemática após a indução da fadiga (KELLIS; KATIS; VRABAS, 2006; NINDL *et al.*, 2001; RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2001 e 2002). Em situação de fadiga, as ações de frenagem do movimento, provavelmente ocorrem mais rapidamente do que em situações normais (RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2001 e 2002), como uma estratégia do sistema neuromuscular em compensar as reduções de produção de força muscular excêntrica, o que justificaria então os resultados do presente estudo. Essas reduções no deslocamento angular do joelho no momento imediatamente após podem também ser uma possível explicação para o desempenho reduzido nesse momento, já que as menores angulações dessa articulação podem representar menos tempo para a produção de força dos músculos que realizam o movimento de extensão do joelho, o que poderia assim reduzir a elevação máxima do CM (BOBBERT *et al.*, 2006)

As modificações no  $P_{angular}$  nas três articulações, joelho, tornozelo e quadril, foram semelhantes já que apresentaram reduções imediatamente após a fadiga, o que corrobora achados da literatura (RODACKI; FOWLER; BENNETT, 2001 e 2002), confirmando os efeitos deletérios da fadiga no momento imediatamente após o protocolo. Já as modificações 24h após, apenas a articulação do tornozelo apresentou reduções, enquanto que 48h após todas apresentaram reduções. Essas reduções podem ainda estar relacionadas aos danos musculares causados pelas contrações excêntricas do SCM, o que ainda manteriam reduzida a capacidade de produção de força nessas articulações (CLARKSON *et al.*, 1992; FAULKNER *et al.*, 1993; FRIDEN *et al.*, 1981) mantendo ainda abaixo dos valores pré-exercícios a produção de potência.

Em relação às velocidades articulares, as reduções nos picos das velocidades imediatamente após a fadiga corroboram achados na literatura (RODACKI *et al.*, 2001 e 2002; KELLIS *et al.*, 2006). Já o aumento do pico de velocidade angular nos momentos 24h e 48h após a realização do protocolo de fadiga parece ser uma alternativa do corpo em superar os efeitos deletérios dos danos musculares, já que a incapacidade contrátil decorrente desses danos parece ser menos acentuada em maiores velocidades de movimento (DESCHNES *et al.*, 2000; GIBALA *et al.*, 1995; MICHAUT *et al.*, 2002). Portanto, mesmo com uma baixa intensidade dos danos musculares nos MMII, o sistema neuromuscular pode ter identificado esses danos musculares como deletérios e assim, aumentaram de alguma forma a ativação da musculatura ou grupo muscular que realiza(m) os movimentos das articulações em questão, aumentando assim a velocidade angular do movimento.

Foram verificadas interações duplas significativas apenas para o  $\omega_{\text{extensãopico}}$  do joelho,  $\Delta\theta$  do tornozelo e pico de velocidade de flexão plantar. Apenas foram verificadas interações nas variáveis do joelho e tornozelo, o que poderia representar a importância dessas variáveis para o movimento dos saltos verticais, quando comparadas à articulação do quadril.

No  $\omega_{\text{extensãopico}}$  do joelho, foram identificadas duas interações duplas significativas, momento x grupo com tamanho de efeito médio ( $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,118$ ) e momento x membro com tamanho de efeito grande ( $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,47$ ) (FRITZ; MORRIS; RICHLER, 2012). Independente do membro inferior analisado, os grupos foram diferentes entre si 24 h após a fadiga, com um tamanho de efeito grande para essa relação ( $d$  de Cohen = 0,814) (COHEN, 1988), com o grupo dos indivíduos mais assimétricos apresentando a maior modificação. Para ambos os grupos, as modificações foram menores imediatamente após do que 24 h e 48 h após, com tamanho de efeito grande para ambas as relações ( $d$  de Cohen = 1,197 e 1,074, respectivamente) (COHEN, 1988). Foram observadas também diferenças entre os MMII, independentemente do grupo, em todos os momentos analisados, sendo que o MID foi aquele que apresentou maiores modificações do que quando comparado ao MIE. Além disso, apenas no MIE foi observadas diferenças entre pós e 24h e entre pós e 48h.

Os aumentos verificados no grupo dos indivíduos mais assimétricos nessa variável não corroboram os resultados de Rodacki, Fowler e Bennett (2001 e 2002) e nem Kellis *et al.* (2006), já que esses autores verificaram reduções no pico de velocidade de extensão do joelho imediatamente após a realização de um protocolo de indução de fadiga. Os maiores efeitos sofridos na fase positiva do movimento em consequência da fadiga (VIITASALO *et al.*, 1993) não foram capazes de reduzir significativamente o deslocamento angular dessa articulação, em consequência, não conseguiram alterar a capacidade contrátil das fibras para gerar as reduções esperadas no pico de velocidade de extensão. Já 24h e 48h após a realização do protocolo, não foram verificados estudos que fizessem avaliações semelhantes ao do presente estudo. Porém, esse aumento da velocidade de extensão do joelho pode ser uma estratégia desenvolvida pelo organismo em compensar as reduções na capacidade produção de força, já que maiores velocidade de movimento parecem sofrer menos com os efeitos dos danos musculares do que velocidades mais baixas de movimento (GIBALA *et al.*, 1995; DESCHNES *et al.*, 2000; MICHAUT *et al.*, 2002), sendo assim uma possível estratégia para minimizar os efeitos da fadiga relacionados aos danos musculares.

O resultado da interação dupla significativa momento x grupo, com tamanho de efeito grande ( $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,189$ ) (FRITZ; MORRIS; RICHLER, 2012), verificada no  $\Delta\theta$  do tornozelo foi similar ao resultado verificado para o  $\omega_{\text{extensãopico}}$  do joelho, já que foram

verificadas diferenças entre os grupos 24h após a fadiga, com um tamanho de efeito alto para essa relação ( $d$  de Cohen = 1,08) (COHEN, 1988). O aumento dos valores do  $\Delta\theta$  do tornozelo do grupo dos indivíduos menos assimétricos demonstra que os danos musculares gerados nesse grupo não foram capazes de manter reduzida a amplitude de movimento dessa articulação, o que acontece ao contrário para o grupo dos indivíduos mais assimétricos. Esses resultados corroboram Rodacki, Fowler e Bennett (2001) que verificaram reduções no ângulo articular do tornozelo após a indução da fadiga dos músculos flexores do joelho, apesar da diferença entre os ângulos não ter sido considerada estatisticamente significativa. As reduções no deslocamento angular do tornozelo no momento imediatamente após não corroboram os resultados de Rodacki, Fowler e Bennett (2002), em que foram verificados aumentos nos ângulos do tornozelo. Porém, como esse resultado não foi significativo, os autores não discutem as possíveis causas desse resultado. A demanda do SCM nos músculos responsáveis pelo movimento do tornozelo pode ser uma possível explicação para esse resultado, já que nos indivíduos mais assimétricos o deslocamento angular ainda permaneceu reduzido nos momentos 24h e 48h após a realização do protocolo de fadiga, caracterizando assim a incapacidade contrátil das fibras musculares que realizam esse movimento em decorrência dos danos musculares.

Ao contrário das outras variáveis que apresentaram interação momento x grupo, a diferença entre os grupos nas modificações do pico de velocidade de flexão plantar foi identificada 48h após o protocolo de fadiga, com um tamanho de efeito grande para essa relação ( $d$  de Cohen = 0,82) (COHEN, 1988). Enquanto no grupo dos indivíduos menos assimétricos o pico de velocidade de flexão plantar praticamente retornou aos níveis pré - exercício, no grupo dos indivíduos mais assimétricos foi verificado um aumento dessa variável, indicando maiores efeitos da fadiga para esse grupo. Esses resultados corroboram Rodacki *et al.* (2001 e 2002) que também verificaram reduções no pico de velocidade angular do tornozelo na fase concêntrica do movimento, caracterizada pelo movimento de flexão plantar. Assim como para o  $\omega_{\text{extensãoopico}}$  do joelho, o aumento da velocidade de flexão plantar pode ser uma estratégia desenvolvida pelo organismo em compensar as reduções na capacidade produção de força, já que maiores velocidade de movimento parecem sofrer menos com os efeitos dos danos musculares do que velocidades mais baixas de movimento (DESCHNES *et al.*, 2000; GIBALA *et al.*, 1995; MICHAUT *et al.*, 2002), sendo assim uma possível estratégia para minimizar os efeitos da fadiga relacionados aos danos musculares.

### 5.1.3 Variáveis térmicas

Para a temperatura da pele dos MMII, tanto na visão anterior quanto na visão posterior a hipótese proposta no presente estudo não pode ser confirmada, já que não foram verificadas interações significativas. Foi verificado para essas variáveis apenas o efeito principal de momento com tamanho de efeito grande ( $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,654 - 0,749$ ) (FRITZ; MORRIS; RICHLER, 2012). As modificações na temperatura da pele no momento imediatamente após foram maiores do que as modificações nos momentos 24 h e 48 h, para ambas as visões com um tamanho de efeito grande para essas relações ( $d$  de Cohen = 1,89 – 2,292) (COHEN, 1988).

Ao contrário do esperado para essa análise, as modificações no momento 24 h deveriam ser maiores do que no momento 48 h devido à maior intensidade do processo inflamatório gerado em decorrência aos danos musculares gerados pelo protocolo de fadiga, o que acompanharia o pico de [CK] e os resultados de outros estudos (FERNANDES *et al.*, 2017 a e b). Porém, as maiores modificações foram verificadas no momento imediatamente após a realização do protocolo de fadiga.

As alterações da temperatura no momento imediatamente após a realização do protocolo de fadiga corrobora os achados da literatura (CHUDECKA *et al.*, 2015; MORI *et al.*, 1992; SVAIC *et al.*, 2016) em que foram observadas reduções na temperatura da pele nesse momento. Esses autores justificam essa redução na temperatura da pele como um possível efeito do sistema de termorregulação, em que a evaporação do suor na pele seria responsável por uma redução na temperatura na tentativa de reduzir a temperatura corporal central (CHUDECKA *et al.*, 2015; SCHLADER *et al.*, 2010). Os voluntários do presente estudo permaneceram em repouso durante 5 min em um ambiente com a temperatura controlada, mais baixa do que a sala em que foi realizado o protocolo de fadiga, para somente após esse tempo terem a temperatura da pele mensurada, o que também pode ter influenciado essa redução. Outra possível explicação para esse resultado seriam questões relacionadas ao fluxo sanguíneo, a competição entre a vasodilatação termorreguladora e o reflexo de vasoconstrição periférica (MORI *et al.*, 1992), em que haveria uma vasoconstrição periférica para que os músculos ativos fossem mais irrigados pelo sangue, reduzindo assim a temperatura da pele.

Os aumentos médio observados na temperatura da pele dos MMII 24 h ( $\pm 0,3$  °C) e 48 h ( $\pm 0,2$  °C) após a realização do protocolo de fadiga, gerados em decorrência dos danos

musculares, considerados normais por Marins *et al.* (2015), podem ser explicados pelo processo inflamatório ativo presente na musculatura ativa. Esses aumentos podem indicar que esses intervalos de tempo não foram suficientes para uma recuperação completa dos indivíduos. Porém, não corroboram os valores encontrados na literatura de aumentos de 1,3 °C a 1,7 °C (FERNANDES *et al.* 2017a).

Assim é possível concluir que o protocolo proposto para o presente estudo não foi capaz de gerar danos musculares suficientes para causar um processo inflamatório acentuado aumentando consideravelmente a temperatura da pele e nem de diferentes comportamentos entre os MMII. Uma possível limitação do presente estudo foi ter realizado a avaliação da temperatura da pele dos MMII como um todo, não separando os segmentos coxa e perna, além de também não ter avaliado os pontos em que foram verificados maiores aumentos de temperatura. Avaliar os segmentos em separado pode fornecer informações acerca de diferentes temperaturas e quais delas sofreram mais danos musculares após a realização do exercício proposto. Outro ponto que ainda deveria ser explorado para esses indivíduos é verificar quantos graus o aumento da temperatura seria significativo para colocar essa população em alerta pelo excesso de microdanos musculares.

## 5.2 Objetivo 2

O segundo objetivo do presente estudo foi comparar o efeito de um protocolo de 100 SCM para indução da fadiga na variação da assimetria, de força, cinemática e de temperatura, dos MMII, entre indivíduos com diferentes níveis de assimetria de força. Com a hipótese de que a assimetria em indivíduos com maiores níveis de assimetria de força apresentariam maiores modificações após a realização do protocolo de fadiga do que nos indivíduos com menores níveis de assimetria de força, que não apresentariam modificações significativas após a realização do protocolo de fadiga.

### 5.2.1 Variáveis dinâmicas

Para as variáveis dinâmicas, não foi verificada interação dupla significativa para nenhuma das variáveis analisadas. Sendo que foi verificado efeito principal de grupo apenas para o ângulo de simetria do impulso e do pico de potência, com tamanho do efeito variando de médio e grande ( $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,177$  e  $0,333$  respectivamente) (FRITZ; MORRIS; RICHLER, 2012). O grupo dos indivíduos mais assimétricos apresentou uma redução dos níveis de assimetria (Impulso =  $-1,8 \pm 1,7\%$ ; Pico de potência =  $-2,1 \pm 0,6\%$ ), enquanto o grupo dos menos assimétricos apresentou um aumento dos níveis de assimetria de força (Impulso =  $3,7 \pm 1,6\%$ ; Pico de potência =  $0,7 \pm 0,5\%$ ). O que confirma parcialmente a hipótese do presente estudo, de que os indivíduos mais assimétricos reduziram a assimetria de força após a fadiga, já que o membro inferior mais forte sofreria mais os efeitos da fadiga e reduziria a capacidade de produzir força. Esse resultado era esperado já que quando os MMII foram avaliados de maneira independente houve interação entre membro x grupo, e os grupos apresentaram um comportamento diferente para essas variáveis.

Os efeitos da fadiga na assimetria vêm sendo avaliados na literatura por diferentes tarefas como corrida (GIRARD *et al.*, 2017; RAZDAK *et al.*, 2017), agachamento (HODGES; PATRICK; REISER, 2011; WEBSTER *et al.*, 2014) e saltos verticais (JORDAN; AAGAARD; HERZOG, 2017). Além das diferentes tarefas para a avaliação da assimetria de força, também foram utilizados diferentes protocolos de indução da fadiga. Outro ponto importante, é que desses estudos citados, apenas dois (JORDAN; AAGAARD; HERZOG, 2017; WEBSTER *et al.*, 2014) avaliaram os efeitos da fadiga na assimetria de força em indivíduos com diferentes níveis de assimetria de força. Ainda com relação a esses estudos, em nenhum deles foi avaliada a cinética da fadiga, relacionada aos danos musculares. Ademais todos os estudos citados realizaram a comparação direta dos valores obtidos para a assimetria de força (ângulo de simetria, índice de simetria ou índice de assimetria) para a análise dos efeitos da fadiga, o que assim, dificulta a discussão desses resultados com os resultados do presente estudo. Apesar dessas divergências, analisar os resultados de alguns desses estudos se faz importante.

Os dois estudos encontrados que avaliaram os efeitos da fadiga em indivíduos com diferentes níveis de assimetria de força foram Webster *et al.* (2014) e Jordan, Aagaard e

Herzog (2017). Apesar desses estudos não terem comparado os grupos com indivíduos com diferentes níveis de assimetria de força, foram verificados também diferentes comportamentos. No estudo de Jordan, Aagaar e Herzog (2017) não foram verificadas diferenças na assimetria de força sem e com os efeitos da fadiga em nenhum dos dois grupos. Ao contrário dos resultados de Webster *et al.* (2014) que verificaram diferentes comportamentos entre os grupos, apesar de também não terem comparado esses grupos de maneira direta. Como o presente estudo, foram verificadas reduções na assimetria de força no grupo dos indivíduos mais assimétricos.

Assim como no estudo de Webster *et al.* (2014), os resultados do presente estudo podem ser justificados pela incapacidade do membro inferior mais forte em manter a capacidade de produção de força inicial após a indução da fadiga, reduzindo assim os níveis da assimetria de força. Outra possível explicação para esse resultado seria em decorrência de alterações nos movimentos laterais do CM no SCM. Esses movimentos laterais compensatórios seriam uma estratégia de corrigir a incapacidade de produção de força do membro inferior mais afetado pela fadiga (BENJANUVATRA *et al.*, 2013), justificando assim os resultados, já que com esse deslocamento lateral, maiores valores seriam identificados no membro inferior que sofreu menos os efeitos da fadiga, membro inferior mais fraco, sendo o lado favorecido pelo deslocamento lateral do CM.

Em relação ao aumento da assimetria de força observado no presente estudo para o grupo dos indivíduos menos assimétricos, os resultados não corroboram Hodges, Patrick e Reiser (2011) que verificaram uma pequena redução na assimetria de força em indivíduos considerados simétricos. Assim como o presente estudo, Hodges, Patrick e Reiser (2011) utilizaram para o cálculo da assimetria de força a força reação vertical do solo durante toda a ação do agachamento, o que poderia ser comparada com o cálculo da variável impulso. Porém as alterações verificadas no presente estudo foram superiores e divergentes quando comparadas ao estudo anterior (Presente estudo: Impulso =  $3,7 \pm 1,6\%$ ; Hodges, Patrick e Reiser (2011):  $-0,1\%$ ). Essa diferença nos níveis da assimetria de força entre esses estudos podem estar relacionadas à diferença na velocidade de movimento do agachamento guiado e do SCM. Já que Kohl, Grabiner e Clough (1993) verificaram maiores níveis de assimetria em tarefas que consistem produção de força em velocidades mais altas.

Esse aumento da assimetria de força, mensurada pela variável impulso no grupo dos indivíduos menos assimétricos, porém corroboram Hewit (2015), que verificou alterações significativas na assimetria de força, mensurada pela potência gerada numa combinação de salto horizontal e vertical monopodal. Esse estudo aproxima-se mais da metodologia aplicada

no presente estudo, já que a indução da fadiga foi realizada por SCM bipodais, e a avaliação da assimetria de força foi realizada pelo SCM, porém no salto horizontal combinado com vertical (HEWIT, 2015). Esses autores ainda verificaram que o membro inferior não dominante, o que apresentou menores valores de produção de força muscular, foi o único que apresentou alterações na sua capacidade de produção de força muscular, confirmando o proposto por Carpes *et al.* (2007) que o membro inferior não dominante (mais fraco) sofreria os efeitos da fadiga mais rápido que o membro inferior dominante (mais forte), alterando assim o nível da assimetria de força. Como Benjanuvatra *et al.* (2013) propõem que a assimetria de força de MMII deveria ser avaliada por saltos monopodais, assim como realizado por Hewit (2015), e no presente estudo foram utilizados saltos bipodais, os aumentos da assimetria de força no grupo dos indivíduos menos assimétricos encontradas no presente estudo podem ter sido decorrentes de alterações no padrão de movimentação lateral do CM durante o SCM, compensando a incapacidade de produção de força do membro inferior mais afetado (BENJANUVATRA *et al.*, 2013), mascarando assim os resultados, já que com esse deslocamento lateral, maiores valores seriam identificados no membro inferior do lado favorecido pelo deslocamento lateral do CM.

O fato de não ter sido verificado efeito principal de momento para nenhuma das variáveis dinâmicas analisadas para a identificação da assimetria de força pode indicar que os efeitos da fadiga, metabólicos ou relacionados aos danos musculares (NICOL *et al.*, 2006), foram similares ao longo do tempo em ambos os grupos. Porém, a presença dessas modificações nos diferentes momentos, independentemente da significância estatística, mostra um comportamento diferente entre os MMII e entre os grupos, e que essas modificações analisadas individualmente podem alterar o nível de assimetria de força e colocar esses indivíduos em diferentes grupos, mais ou menos assimétricos, após a instalação da fadiga.

Assim, o aumento ou a redução dos níveis da assimetria de força nos diferentes grupos, indicam que um dos MMII está sofrendo em maior intensidade os efeitos da fadiga, ou seja, está em maior risco de sofrer alguma lesão musculoesquelética do que o membro inferior que sofreu menos esses efeitos. Portanto, independentemente do nível de assimetria de força inicial verificado nos indivíduos, a identificação de qualquer modificação em situação de fadiga pode auxiliar na melhora do desempenho e em minimizar os riscos de lesões nesses indivíduos.

Como o presente estudo tinha como objetivo comparar diferentes grupos, não foram realizadas comparações entre os valores absolutos da assimetria, obtidos pelo ângulo de

simetria, portanto não é possível afirmar ao certo se essas modificações foram significativas ou não. Mas o fato de terem sido verificadas modificações no ângulo de simetria indica que essa relação ainda merece mais atenção e requer estudos mais específicos para melhorar a compreensão de qual seria magnitude significativa para essas variações, indicando maiores ou menores riscos de lesão para um dos MMII, ou para os grupos com diferentes níveis de assimetria de força.

### 5.2.2 Variáveis cinemáticas

Para essa classe de variável foi verificado efeito principal de momento apenas para o  $\theta_{\text{simetria}}$  do pico de velocidade de flexão do joelho e dorsiflexão; e para o momento angular do quadril, com tamanho de efeito médio ( $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,128 - 0,172$ ) (FRITZ; MORRIS; RICHLER, 2012). Sendo que para as três variáveis foram verificadas diferenças entre o momento imediatamente e 24h após, com tamanho do efeito grande para essas relações ( $d$  de Cohen = 0,488 - 0,741) (COHEN, 1988).

Essas alterações foram mais pronunciadas imediatamente após a fadiga para o momento angular do quadril ( $16,1 \pm 25,2\%$ ) e 24h para o pico de velocidade de extensão do joelho ( $-4,9 \pm 5,7\%$ ). Para o pico de velocidade de dorsiflexão a magnitude das modificações foi praticamente na mesma magnitude (Pós =  $1,8 \pm 8,8\%$ ; 24h =  $-1,7 \pm 5,5\%$ ). Além das diferenças entre os momentos que apresentaram as maiores alterações, o comportamento dessas modificações também não foi semelhante entre essas variáveis. O momento do quadril apresentou sempre aumentos do ângulo de simetria em todos os momentos após a fadiga, mesmo com aumentos menos intensos ao longo dos dias. Já o pico de velocidade de extensão do joelho apresentou reduções no ângulo de simetria após a fadiga. O pico de velocidade de dorsiflexão ao contrário das outras duas variáveis, apresentou inicialmente um aumento do ângulo de simetria para depois apresentar uma redução.

Os resultados do presente estudo corroboram Razdak *et al.* (2017) que verificaram alterações significativas na assimetria cinemática da corrida após um protocolo de fadiga. Corroboram também Schutte *et al.* (2016) que verificaram redução na assimetria cinemática relacionada a estabilidade de movimento durante a corrida. Porém os resultados não corroboram Kong *et al.* (2010) e Girard *et al.* (2017) que não verificaram alterações significativas nas assimetrias cinemáticas de variáveis na corrida após a indução da fadiga.

Brown *et al.* (2014) também não verificaram alterações significativas na assimetria cinemática após a fadiga, corroborando os pressupostos de que os MMII teriam uma taxa de fadiga similar, independente dos níveis anteriores de assimetria. Esses resultados podem ter sido encontrados, mesmo em diferentes tarefas para a identificação de uma assimetria cinemática, devido a alterações no padrão de movimento dos MMII como uma tentativa em manter o desempenho do SCM.

Apesar dos resultados indicarem um efeito temporal da fadiga na variação da assimetria cinemática, eles não foram esperados, já que, na análise dos MMII de maneira independente, essas variáveis indicaram efeito apenas de momento, o que indicaria um comportamento similar do MMII após a execução do protocolo de fadiga. Portanto, apesar das modificações entre os MMII não ter sido significativa, elas foram capazes de gerar alterações significativas na assimetria. Esses resultados, porém, devem ser interpretados com cuidado já que Exell *et al.* (2012) concluem em seu estudo que as assimetria bilaterais só seriam significativas quando os MMII apresentassem diferença entre si.

Para as variáveis cinemáticas, foi verificada interação dupla significativa (grupo x momento) apenas no deslocamento angular do quadril, com tamanho de efeito médio ( $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,129$ ) (FRITZ; MORRIS; RICHLER, 2012). Foram verificadas diferenças entre pós e 24h para ambos os grupos, com tamanho de efeito grande ( $d$  de Cohen = 0,97 – 1,164) (COHEN, 1988), entre pós e 48h para o grupo dos indivíduos mais assimétricos, com tamanho de efeito grande ( $d$  de Cohen = 1,339) (COHEN, 1988), e entre 24h e 48h para o grupo dos indivíduos menos assimétricos, com tamanho de efeito grande ( $d$  de Cohen = 1,163) (COHEN, 1988). Sendo que os grupos foram diferentes significativamente 24h, com tamanho de efeito médio ( $d$  de Cohen = 0,166) (COHEN, 1988), e o grupo dos indivíduos mais assimétricos apresentou modificações, reduções e aumentos, maiores do que o grupo dos indivíduos menos assimétricos.

As modificações observadas no ângulo de simetria nas variáveis da articulação do quadril não eram esperadas, já que na análise dos MMII tratados de maneira independente não foram verificados comportamentos diferentes entre os grupos e nem entre os membros. Porém, essas alterações podem estar relacionadas aos movimentos compensatórios gerados pela incapacidade contrátil dos músculos que estabilizam o quadril (HEWIT, 2015), e as modificações, apesar de não estatisticamente significante, entre os MMII e entre os grupos foi capaz de gerar diferenças nas modificações da relação direta entre os MMII quantificada pelo ângulo de simetria.

A assimetria cinemáticas pode estar relacionada a um maior risco de lesão (PAPPAS; CARPES, 2012), e dependendo da tarefa realizada, a uma redução no desempenho esportivo (RAZDAK *et al.*, 2017). Portanto a melhor compreensão das alterações dessas variáveis em situação de fadiga é importante para uma melhor estruturação do treinamento e possíveis correções no movimento para que esses aumentos ou reduções sejam evitados. Para o melhor do nosso conhecimento esse foi o primeiro estudo a avaliar o efeito da fadiga, principais e secundários, na assimetria cinemática em alguma técnica de salto vertical.

Assim como para as variáveis dinâmicas, o presente estudo tinha como objetivo comparar as modificações de diferentes grupos. Não foram realizadas comparações entre os valores absolutos da assimetria, ou o ângulo de simetria, portanto não é possível afirmar ao certo se essas modificações foram significativas ou não. Mas o fato de terem sido verificadas modificações no ângulo de simetria indica que essa relação ainda merece mais atenção e requer estudos mais específicos para melhorar a compreensão dessas alterações.

### 5.2.3 Temperatura da pele

Para a temperatura da pele em ambas as visões, anterior e posterior, não foram verificadas interações duplas significativas e nenhum efeito principal para o ângulo de simetria. Esse resultado era esperado já que não foram verificadas diferenças entre os MMII ou entre os grupos quando os dados foram tratados de maneira independente.

Assim, é possível concluir que os MMII sofreram a mesma sobrecarga e conseqüentemente a quantidade e intensidade de danos musculares, e do posterior processo inflamatório, foi semelhante em todos os momentos analisados.

Para o melhor do nosso conhecimento, esse foi o primeiro estudo a avaliar possíveis alterações na assimetria térmica de indivíduos sedentários após a realização de um protocolo de fadiga que induziu danos musculares. Além disso, os estudos encontrados na literatura que avaliaram essa relação entre membros inferiores a fizeram apenas com a diferença simples entre o membro inferior direito e esquerdo (AMMER, 2010; HILDEBRANDT; RASCHNER; MARINS *et al.*, 2014a e b; MOREIRA *et al.*, 2012) .

## 6 CONCLUSÃO

Com os resultados do presente estudo é possível concluir que o comportamento dos MMII em situação de fadiga em indivíduos com diferentes níveis de assimetria de força nem sempre é semelhante, o que pode ser observado nas variáveis dinâmicas, pico de potência, impulso e impulso positivo, e nas variáveis cinemáticas, pico de velocidade de extensão do joelho, deslocamento angular do tornozelo, pico de velocidade de flexão plantar. A diferente sobrecarga, em valores absolutos, foi capaz de gerar diferentes respostas dos MMII em variáveis obtidas na realização do SCM. Porém, com os resultados encontrados para a temperatura da pele, é possível concluir que o protocolo de fadiga aplicado não foi capaz de gerar diferentes efeitos entre os membros inferiores, indicando maiores respostas de um dos MMII aos danos musculares.

Já com relação à assimetria de parâmetros dinâmicos, cinemáticos e termográficos, os grupos com diferentes níveis iniciais de assimetria de força não apresentaram o mesmo comportamento, o que pode ser verificado em variáveis dinâmicas, pico de potência e impulso, e em variáveis cinemáticas, deslocamento angular do quadril. Esse resultado é importante, pois a assimetria pode estar relacionada a uma maior possibilidade de lesões e a uma possível redução no desempenho. Assim, os grupos poderiam sofrer os efeitos da assimetria de maneira mais ou menos intensa.

Assim, as variáveis dinâmicas pico de potência e impulso parecem ser mais sensíveis para verificar os efeitos da fadiga nos MMII e na assimetria, já que foram as únicas variáveis em que foram verificadas diferenças entre os grupos de indivíduos com diferentes níveis de assimetria de força para ambos os objetivos propostos pelo presente estudo.

Uma das limitações do presente estudo pode estar relacionada ao posicionamento dos marcadores reflexivos para a análise cinemática do SCM. Apesar da marcação na pele dos voluntários dos pontos em que esses marcadores deveriam ser posicionados, a fixação dos mesmos em diferentes locais nos diferentes dias de análise pode ter levado a reconstruções antropométricas diferentes, o que poderia então alterar o resultado dessa análise.

Outra possível limitação para o estudo pode estar relacionada à divisão dos indivíduos nos grupos apenas pela mediana do ângulo de simetria da variável impulso, talvez se tivesse sido utilizado o primeiro e último quartil, em que a diferença dos níveis de assimetria seria maior, e se essa divisão tivesse sido realizada a posteriori, e utilizando valores

de referência da literatura, talvez assim os resultados do presente estudo seriam potencializados.

Além disso, sem a análise de variáveis sanguíneas relacionadas ao processo inflamatório, não é possível saber ao certo se houve um aumento na intensidade da inflamação nos MMII, que poderia justificar os aumentos da temperatura da pele. Assim, estudos que tem como objetivo avaliar os efeitos dos danos musculares e o processo inflamatório decorrente deveriam avaliar além da [CK] e da termografia infravermelha, variáveis como TNF- $\alpha$  ou IL-6.

Sugestões futuras são dadas para a realização de estudos que avaliem os efeitos crônicos da fadiga, ou os efeitos da carga de treinamento assimétrica, como em jogadores de futebol, em atletas, para verificar se uma carga assimétrica aplicada constantemente é capaz de afetar os membros inferiores e a assimetria de maneira diferente. Além de uma comparação direta dos valores absolutos dos membros inferiores e dos níveis de assimetria.

## REFERÊNCIAS

ABERNETHY, P.; WILSON, G.; LOGAN, P. Strength and power assessment. Issues, controversies and challenges. **Sports Med**, v. 19, n. 6, p. 401-17, 1995.

AKIMOV, E. B. *et al.* Human temperature portrait and its relations with aerobic working capacity and the level of blood lactate. **Fiziol.Cheloveka**, v. 36, p. 89–101, 2010.

AL-NAKHLI, H. H. *et al.* The Use of Thermal Infra-Red Imaging to Detect Delayed Onset Muscle Soreness. **J. Vis. Exp**, n. 59, 2012.

ALVES, A. L. *et al.* Individual analysis of creatine kinase concentration in Brazilian elite soccer players. **Rev Bras Med Esporte**, v. 21, p. 112-116, 2015.

ANDERSSON, H. *et al.* Neuromuscular fatigue and recovery in elite female soccer: Effects of active recovery. **Med Sci Sports Exerc**, v. 40, n. 2, p. 372-380, 2008.

ASCENSÃO, A.; *et al.* Biochemical impact of a soccer match — analysis of oxidative stress and muscle damage markers throughout recovery. **Clin Biomech**, n. 41, p. 841–851, 2008.

ATKINS, S. *et al.* The presence of bilateral imbalance of the lower limbs in elite youth soccer players of different ages. **J Strength Cond Res**, n. 30, v. 4, p. 1007–1013, 2016.

AUGUSTSSON, J. *et al.* Single-leg hop testing following fatiguing exercise: reliability and biomechanical analysis. **Scand J Med Sci Sports**, v. 16, p. 111-120, 2006.

BAILEY, C. A. *et al.* The relationship of force production asymmetry and performance in athletes of different strength levels. In: 32a International Society of biomechanics in sports Conference, v. 32, 2014. East Tennessee State University, Johnson City, TN, USA. **ISBS – Conference Proceedings Archives**. Johnson City, TN, USA, 2014.

BAILEY, C. B. *et al.* Isometric force production symmetry and jumping performance in collegiate athletes. **J Trainology**, v. 2, p. 1-5, 2013.

BAIN, A.; JAY, O. Does summer in a humid continental climate elicit an acclimatization of human thermoregulatory responses. **Eur J Appl Physiol**, v. 111, p.217-38, 2011.

BANDEIRA, F. *et al.* Pode a termografia auxiliar no diagnostico de lesões musculares em atletas de futebol? **Rev Bras Med Esporte**, n. 18, p. 234-92, 012.

BANFI, G. *et al.* Metabolic markers in sports medicine. **Adv Clin Chem**, v. 56, p. 1- 54, 2012.

BARBER-WESTIN, S. D. *et al.* Quantitative assessment of functional limitations in normal and anterior cruciate ligament-deficient knees. **Clinical Orthop Relat R**, n. 255, p. 204-214, 1990.

BARBIERI, F. A. *et al.* Dominant-non-dominant asymmetry of kicking a stationary and rolling ball in a futsal context. **J Sports Scie**, v. 33, n. 13, p. 1411-1419, 2015.

BEHN, D. G. *et al.* The effect of muscular damage on strength and fatigue deficits. **J Strength Cond Res**, v. 15, p. 255-63, 2001.

BEN-ELIYAHU, D. J. Infrared thermographic imaging in the detection of sympathetic dysfunction in patients with patellofemoral pain syndrome. **J Manipulative Physiol Ther**, v. 15, n. 3, p. 164-70, 1992.

BENJANUVATRA, N. *et al.* Comparison of ground reaction force asymmetry in one- and two-legged countermovement jumps. **J Strength Cond Res**, v. 27, n. 10, 2013.

BIGLAND-RITCHIE, B.; WOODS, J. J. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. **Muscle Nerve**, v. 7, p. 691–699, 1984.

BINDER-MACLEOD, S. A.; HALDEN, E. E.; JUNGLES, K. A. Effects of stimulation intensity on the physiological responses of human motor units. **Med Sci Sports Exerc**, v. 27, n. 4, p. 556-565, 1995.

BISHOP, C. *et al.* Considerations for selecting field – based strength and power fitness tests to measure asymmetries. **J Strength Cond Res**, v. 31, n. 9, p. 2635-2644, 2017;.

BLACHE, Y.; MONTEIL, K. Contralateral strength imbalance between dominant and non-dominant lower limb in soccer players. **Sci Sport**, v. 27, p. 1 – 8, 2012.

BŁAŻKIEWICZ, M.; WISZOMIRSKA, I.; WIT, A. Comparison of four methods of calculating the symmetry of spatial-temporal parameters of gait. **Acta Bioeng Biomech**, v. 16, n. 1, 2014.

BOBBERT *et al.* Humans adjust control to initial squat depth in vertical squat jumping. **J Appl Physiol**, v. 105, p. 1428–1440, 2008.

BORG, G. A. **Escalas de Borg para a dor e o esforço percebido**. São Paulo: Manole, 1ª edição brasileira, 2000.

BORG, G. A. Psychophysical bases of perceived exertion. **Med Sci Sports Exerc**, v. 14, p. 377-381, 1982.

BOROTIKAR, B.S. *et al.* Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures: Central and peripheral contributions to ACL injury risk. **Clin Biomech**, v. 23, p. 81-92, 2008.;

BROWN, A. M.; ZIFCHOCK, R. A.; HILLSTROM, H. J. The effects of limb dominance and fatigue on running biomechanics. **Gait Posture**, v. 39, p. 915-919, 2014.

CAIRNS, S. P. *et al.* Evaluation of models used to study neuromuscular fatigue. **Exerc Sport Sci Rev**, v. 33, n. , p. 9–16, 2005.

CARPES, F. P. *et al.* Bilateral pedaling asymmetry during 40-km cycling time-trial. **J Sport Med Phys Fitness**, v. 47, p. 51-57, 2007.

CARPES, F. P. *et al.* Does leg preference affect muscle activation and efficiency? **J Electromyogr Kinesiol**, v. 20, n. 6, 2010.

CARPES, F. P. *et al.* Preference and torque asymmetry for elbow joint. **Motriz**, v. 18, n. 2, p. 319-326, 2012.

CERONI, D. *et al.* Bilateral and gender differences during single-legged vertical jump performance in healthy teenagers. **J Strength Cond Res**, v. 26, n. 2, p. 452-45, 2012.

CHAPPEL, J. D. *et al.* Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump. Risks for noncontact anterior cruciate ligament injury. **Am J Sport Med**, v. 35, n. 2, 2006.

CHAPPEL, J. D., *et al.* Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. **Am J Sport Med**, v. 33, n., 2005.

CHAVETT, P.; LAFORTUNE, M. A.; GRAY, J. R. Asymmetry of lower extremity responses to external impact loading. **Hum Mov Sci**, v, 16, n. 4, p. 391-406, 1997.

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.

CHENG, A. J.; . RICE, C. L. Fatigue and recovery of power and isometric torque following isotonic knee extensions. **J Appl Physiol**, v. 99, p. 1446–1452, 2005.

CHUDECKA, M. *et al.* The use of thermal imaging in the evaluation of the symmetry of muscle activity in various types of exercises (symmetrical and asymmetrical). **J Hum Kinet**, v. 30, n. 49, p. 141-7, 2015.

CLARK, N. C. Functional performance testing following knee ligament injury. **Phys Ther Sports**, v. 2, p. 91-105, 2001.

CLARKSON, P. M.; NOSAKA, K.; BRAUN, B. Muscle function after exercise induced muscle damage and rapid adaptations. **Med Sci Sports Exercise**, v. 24, p. 512-20, 1992.

CLAUDINO, J. G. *et al.* Development of an individualized familiarization method for vertical jumps. **Rev Bras Med Esporte**, v. 19, n. 5, p. 359-362, 2013.

CLAUDINO, J. G. *et al.* Pre Vertical Jump Performance to regulate the training volume. **Int J Sports Med**, v. 33, p. 101–107, 2012.

COELHO, D. B., *et al.* Assessment of acute physiological demand for soccer. **Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum**, v. 15, n. 6, p. 667-676, 2013.

COHEN, D. *et al.* Are force asymmetries measured in jump tests associated with previous injury in professional footballers? **Br J Sports Med**, v. 48, n. 7, p. 560-674, 2014.

COHEN, J. **Statistical power analysis for the behavioral sciences**. 2. ed. Hillsdale, New Jersey: Lawrence Erlbaum, 1988.

COVENTRY, E. *et al.* The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. **Clin Biomechanics**, v. 21, n. 10, p. 1090-1097, 2006.

CREWE, H.; TUCKER, R.; NOAKES, T. D. The rate of increase in rating of perceived exertion predicts the duration of exercise to fatigue at a fixed power output in different environmental conditions. **Eur J Appl Physiol**, v. 103, p. 569-577, 2008.

DAHMEN, S. R. A obra de Boltzmann em Física. **Rev Bras Ens Fis**, v. 28, p. 281-295, 2006.

DALY, D. J.; CAVANAGH, P. R. Asymmetry in bicycle ergometer pedaling. **Med Sci Sports**, v. 8, n. 3, 1976.

DAY, M. L. *et al.* Monitoring exercise intensity during resistance training using the session RPE scale. **J Strength Cond Res**, v. 18, n. 2, p. 353-358, 2004.

DERRICK, T. R.; DEREU, D.; MCLEAN, S. P. Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. **Med Sci Sports Exerc**, v. 34, n. 6, 2002.

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

DUFFEY, M. J.; CHALLIS, J. H. Fatigue effects on bar kinematics during the bench press. **J Strength Cond Res**, v. 21, n. 2, p. 556-560, 2007.

EBBEN, W. P.; FLANAGAN, E.; JENSEN, R. L. Bilateral facilitation and laterality during the countermovement jump. **Percept Motor Skill**, v. 108, p. 251-258, 2009.

EDWARDS, R. H. T. **Human muscle function and fatigue**. London: Whelan, v. 82, p. 1-18, 1981.

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

ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas Cinesiologia**, 2. ed. São Paulo: Manole, 1984.

ENOKA, R. M.; STUART, D. G. Neurobiology of muscle fatigue. **J Appl Physiol**, n. 72, v. 5, p. 1631-1668, 1992.

ESTON, R. Use of ratings of perceived exertion in sports. **Int J Sports Physiol Perform**, v. 7, p. 175-182, 2012.

EXELL, T. A. *et al.* Implications of intra – limb variability on asymmetry analyses. **J Sport Sci**, v. 30, n. 4, p. 403-409, 2012.

FÁBRICA, C. G.; GONZÁLEZ, P. V.; LOSS, J. F. Acute fatigue effects on ground reaction force of lower limbs during countermovement jumps. **Motriz**, v. 19, n. 4, p.737-745, 2013.

FAULKNER, J. Á.; BROOKS, S. V.; OPITEK, J. Á. Injury to skeletal muscle fibers during contractions: conditions of occurrence and prevention. **Phys Ther**, v. 73, p. 911-21, 1993.

FELDENS, B.; DIAS, P. M. C.; SANTOS, W. M. S. E assim se fez o quantum. **Rev Bras Ens Fis**, v. 32, p. 1-11, 2010.

FERNANDES, A. A. *et al.* Effect of a professional soccer match in skin temperature of the lower limbs: a case study. **J Exer Rehab**, v. 13, n. 3, p. 330-334, 2017.

FERNANDES, A. A. *et al.* Skin temperature changes of under-20 soccer players after two consecutive matches. **Sport Sciences for Health**, 2017.

FERNÁNDEZ-CUEVAS, I. *et al.* Classification of factors influencing the use of infrared thermography in humans: A review. **Infrared Phys Technol**, v. 71, p. 28-55, 2015.

FERNÁNDEZ-CUEVAS, I. *et al.* Validity, Reliability, and Reproducibility of Skin Temperature in Healthy Subjects Using Infrared Thermography. In: HUMBERT, P.;FANIAN, F., *et al* (Ed.). **Agache's Measuring the Skin: Non-invasive Investigations, Physiology, Normal Constants**. Cham: Springer International Publishing, p.1311-1318, 2017.

FITTS R.; METZGER, J. “Mechanisms of muscular fatigue”. In J Poortmans, **Principals of Exercise Biochemistry**. 212-229, 1988.

FOUSEKIS, K.; TSEPIS, E.; VAGENAS, G. Lower limb strength in professional soccer players: profile, asymmetry, and training age. **J Sports Sci Med**, v. 9, p. 364–373, 2010.

FRIDEN, J.; SJOSTROM, M.; EKBLÖM B. A morphological study of DOMS. **Experientia**, v. 237, p. 506-7, 1981.

FRITZ, C. O.; MORRIS, P. E.; RICHLER, J. J. Effect Size Estimates: Current Use, Calculations, and Interpretation. **J Exp Psychol Gen**, v. 141, n. 1, p. 2-18, 2012.

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.

GARCIN, M.; WOLFF, M.; BEJMA, T. Reliability of rating scales of perceived exertion and heart rate during progressive and maximal constant load exercises till exhaustion in physical education students. **Int J Sports Med**, v. 24, p. 285-290, 2003.

GANDEVIA, S. C.; HERBERT, R. D.; LEEPER, .B. Voluntary activation of human elbow flexor muscles during maximal concentric contractions. **J Physiol**, v. 512, p. 595-602, 1998.

GEFEN, A. Biomechanical analysis of fatigue-related foot injury mechanisms in athletes and recruits during intensive marching. **Med Biol Eng Comput**, v. 40, p. 302-310, 2002.

GERLACH, K. E. *et al.* Kinetic changes with fatigue and relationship to injury in female runners. **Med Sci Sports Exerc**, v. 37, n. 4, p. 657-663, 2005.

GIBALA, M. J. *et al.* Changes in human skeletal muscle ultrastructure and force production after acute resistance exercise. **J Appl Physiol**, v. 78, p. 702-8, 1995.

GIBSON, A. St C.; NOAKES, T. D. Evidence for complex system integration and dynamic neural regulation of skeletal muscle recruitment during exercise in humans. **Br J Sports Med**, v. 38, p. 767-806, 2004.

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.

GIRARD, O. *et al.* Lower limb mechanical asymmetry during repeated treadmill sprints. **Hum Movement Sci**, v. 52, p. 203 – 214, 2017.

GOMEZ-CARMONA, P. S. *et al.* Application of an injury prevention protocol based on infrared thermography in professional soccer players during pre-season. **Thermol Int**, v. 21, p. 124, 2011.

HAGBERG, M. Work load and fatigue in repetitive arm elevations. **Ergonomics**, v. 24, n. 7, p. 543-555, 1981.

HART, N. H. *et al.* Musculoskeletal Asymmetry in Football Athletes: A Product of Limb Function over Time. **Med Sci Sports Exerc**, v. 48, n. 7, p. 1379–1387, 2016.

HEWIT, J. K. Leg Power Asymmetry with the Onset of Fatigue – A Pilot Study. **J J Physiother Exercise**, v. 1, n. 1, p. 4, 2015.

HEWIT, J. K.; CRONIN, J. B.; HUME, P.A. Asymmetry in multi directional jumping tasks. **Phys Ther Sport**, v. 13, n. 4, p. 238-42, 2012.

HILDEBRANDT, C.; RASCHNER, C.; AMMER, K. An Overview of Recent Application of Medical Infrared Thermography in Sports Medicine in Austria. **Sensors**, v. 10, p. 4700 – 4715, 2010.

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, n. 11, 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.

HOPKINS, W. G. The improbable central governor of maximal endurance performance. **Sport Sci**, v. 13, p. 9-12, 2009.

HORITA, T. *et al.* Effect of exhausting stretch-shortening cycle exercise on the time course of mechanical behavior in the drop jump: possible role of muscle damage. **Eur J Appl Physiol**, v. 79, p. 160-167, 1999.

HORSTMAN, D. H. *et al.* Perception of effort during constant work to self-imposed exhaustion. **Percept Mot Skills**, v. 48, p. 1111-1126, 1979.

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

JAMES, C. R.; DUFEK, J. S.; BATES, B. T. Effects of stretch shortening cycle exercise fatigue on stress fracture injury risk during landing. **Res Q Exercise Sport**, v. 77, p. 1-13, 2006.

JÄRVINEN, T. A. *et al.* Muscle injuries: biology and treatment. **Am J Sport Med**, v. 33, n. 5, p. 745-764, 2005.

JOHNSTON, R. B. *et al.* Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance. **Med Sci Sports Exerc**, v. 30, n. 12, p. 1703-1707, 1998.

JORDAN, M. J.; AAGAARD, P.; HERZOG, W. Lower limb asymmetry in mechanical muscle function: A comparison between ski racers with and without ACL reconstruction. **Scand J Med Sci Sports**, v. 25, n. 3, p. e301-e309, 2015.

JORDAN, M. J.; AAGARD, P.; HERZOG, W. Asymmetry and thigh muscle coactivity in fatigued anterior cruciate ligament-reconstructed elite skiers. **Med Sci Sports Exerc**, v. 49, n. 1, p. 11-20, 2017. *et al.*, 2017.

KELLIS, E.; KATIS, A.; VRABAS, I. S. Effects of an intermittent exercise fatigue protocol on biomechanics of soccer kick performance. **Scand J Med Sci Sports**, v. 16, p. 334-344, 2006 .

KERNOZEK, T. W.; TORRY, M. R.; IWASAKI, M. Gender differences in lower extremity landing mechanics caused by neuromuscular fatigue. **Am J Sports Med**, v. 36, n. 3, p. 554-65, 2008.

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.

KOH, T. J.; GRABINER, M. D.; CLOUGH, C. A. Bilateral deficit is larger for step than for ramp isometric contractions. **J Appl Physiol**, v. 74, p. 1200-1205, 1993.

KOMI, P.V. Physiological and biomechanical correlates of muscle function: effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed. **Exerc Sport Sci R**, v. 12, p. 81-121. 1984.

KOMI, P. V.; NICOL, C. Stretch-shortening cycle fatigue. In: NIGG, B. M., MACINTOSH, B. R., MESTER, J. (Eds). **Biomechanics and biology of movement**. Champaign: Human Kinetics, v. 20, p.385-408, 2000.

KONG, P. W. *et al.* Effect of fatigue and hypohydration on gait characteristics during treadmill exercise in the heat while wearing firefighter protective clothing. **Gait Posture**, v. 31, p. 284-288, 2010.

KRAEMER, W. J. *et al.* Physiological and performance responses to tournament wrestling. **Med Sci Sports Exerc**, v. 33, n. 8, p. 1367-1378, 2001.

LAU, W. Y. *et al.* Assessment of Muscle Pain Induced by Elbow-Flexor Eccentric Exercise. **J Athl Train**, v. 50, n. 11, p. 1140-8, 2015.

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, n. 3, p. 608-619, 2006.

LEES, A.; VARENTERGHEM, J.; CLERCQ, D. D. Understanding how an arm swing enhances performance in the vertical jump. **J Biomech**, v. 37, n. 12, p. 1929-1940, 2004.

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, n. 1, p. 51-57, 2006.

LEPHART, S. M. *et al.* Relationship between selected physical characteristics and functional capacity in the anterior cruciate ligament-insufficient athlete. **J Ortho Sport Phys**, v. 16, n. 4, 1992.

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. L.; PICOE, P. E. Changes in landing biomechanics during fatiguing landing activity. **J Electromyogr kines**, v. 13, p. 491-498, 2003.

MADOR, M. J.; ACEVEDO, F. A. Effect of respiratory muscle fatigue on subsequent exercise performance. **J Appl Physiol**, v. 70, p. 2059-2065, 1991.

MARCHETTI, P. H.; ORSELLI, M. I. V.; DUARTE, M. The effects of uni- and bilateral fatigue on postural and power tasks. **J Appl Biomech**, v. 29, p. 44-48, 2013.

MARCHETTI, P. H.; UCHIDA, M. C. Influência da fadiga unilateral de membro inferior sobre o salto vertical bilateral. **Rev Bras Med Esporte**, v. 17, n. 6, p. 405-408, 2001.

MARCINIUK, D. *et al.* Role of central respiratory muscle fatigue in endurance exercise in normal subjects. **J Appl Physiol**, v. 76, p. 236–41, 1994.

MARINS, J. C. B. *et al.* Thermal body patterns for healthy Brazilian adults (male and female). **J Therm Biol**, v. 42, p. 1-8, 2014a.

MARINS, J. C. B. *et al.* Thermographic profile of soccer players' lower limbs. **Rev Andal Med Deporte**, v. 7, n.1, 2014b.

MARINS, J. C. B. *et al.* Applications of infrared thermography in sports: a review. **Rev Int Med Cienc Ac**, v. 15, n. 60, p. 805-824, 2015.

MARTINI, A. R. P. **Raspar a cabeça não altera a velocidade na corrida de 10 km sob o sol.** Dissertação (Mestrado em Ciências do Esporte) – Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, 2009.

MCELVEEN, M. T.; RIEMANN, B. L.; DAVIES, G. J. Bilateral comparison of propulsion mechanics during single-leg vertical jumping. **J Strength Cond Res**, v. 24, n. 2, p. 375–381, 2010.

MCNITT-GRAY, J. L. Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three heights. **Int J Sport Biomech**, v. 7, p. 201-204, 1991.

MCNITT-GRAY, J. L. Kinetics of the lower extremities during drop landings from three heights. **J Biomechanics**, v. 26, n. 9, p. 1037-1046, 1993.

MENZEL, H. J. *et al.* Relação entre força muscular de membros inferiores e capacidade de aceleração em jogadores de futebol. **Rev Bras Educ Fís Esp**, v. 19, n. 3, p.233-41, 2005.

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, n. 5, p. 1370–1377, 2013.

MEYLAN, C.M. *et al.* Temporal and kinetic analysis of unilateral jumping in the vertical, horizontal, and lateral directions. **J Sport Sci**, v. 28, n. 5, p. 545-554, 2010.

MICHAUT, A.; POUSSON, M.; BABAULT, N. Is eccentric exercise induced torque decrease contraction type dependent? **Med Sci Sports Exerc**, v. 34, p. 1003-8, 2002.

MOHR, M. *et al.* Muscle temperature and sprint performance during soccer matches – beneficial effect of re-warm-up at half-time. **Scand J Med Sci Sport**, v. 14, n. 3, p. 156-162, 2004.

MOHR, M.; KRUSTRUP, P.; BANGSBO, J. Fatigue in soccer: a brief review. **J Sports Sci**, v. 23, n. 6, p. 593-9, 2005.

MOHR, M. *et al.* Muscle variables of importance for physiological performance in competitive football. **Eur J Appl Physiol**, v. 116, p. 251–262, 2016a.

MOHR, M. *et al.* Muscle damage, inflammatory, immune and performance responses to three football games in 1 week in competitive male players. **Eur J Appl Physiol**, v. 116, n. 1, p. 179-93, 2016b.

MOREIRA, D. G. *et al.* Symmetry of the skin temperature of the lower limbs in young soccer players. **Thermology International**, v. 22, p. 99, 2012.

NÉDÉLEC, M. *et al.* Recovery in soccer. **Sports Med**, v. 42, n. 12, p. 997-1015, 2012.

NEWTON, R. U. *et al.* Determination of functional strength imbalance of the lower extremities. **J Strength Cond Res**, v. 20, n. 4, p. 971-977, 2006.

NICOL, C. *et al.* Reduced stretch-reflex sensitivity after exhausting stretch-shortening cycle (SSC) exercise. **Eur J Appl Physiol**, v. 72, p. 401-409, 1996.

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, n. 11, p. 1814-1822, 2002.

NORMAN, R. W.; KOMI, P. V. Electromechanical delay in skeletal muscle under normal movement conditions. **Acta Physiol Scand**, v. 106, p. 241-248, 1979.

NOVAK, M. L.; KOH, T. J. Phenotypic transitions of macrophages orchestrate tissue repair. **Am J Pathol**, v. 183, n. 5, p. 1352-63, 2013.

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**, n. 10, p. 279-285, 2000.

PAPPAS, E. *et al.* The effect of gender and fatigue on the biomechanics of bilateral landings from a jump: peak values. **J Sport Sci Med**, v. 6, p. 77-84, 2007.

PAPPAS, E.; CARPES, F. P. Lower extremity asymmetry in male and female athletes performing ump-landing tasks. **J Sci Med Spor**, v. 15, p. 87-92, 2012.

PAULSEN, G. *et al.* Leucocytes, cytokines and satellite cells: what role do they play in muscle damage and regeneration following eccentric exercise? **Exercise-induced muscle damage and inflammation**, v. 18, 2012.

PEDERSEN, B. K., *et al.* Exercise and cytokines with particular focus on muscle derived IL-6. **Exerc Immunol Rev**, v. 7, p. 1-14, 2001.

PETRI, B.; PHILLIPSON, M.; KUBES, P. The physiology of leukocyte recruitment: an in vivo perspective. **J Immunol**, v. 180, n. 10, p. 6439-46, 2008.

PROSKE, U.; MORGAN, D. L. Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. **J Physiol**, v. 537, n. 2, p. 333-345, 2001.

PUNCHARD, N.; WHELAN, C.; ADCOCK, I. The Journal of Inflammation. **J Inflamm**, v. 1, n. 1, p. 1, 2004.

QU, Y.; YEO, J. C. Effects of load carriage and fatigue on gait characteristics. **J Biomech**, v. 44, p. 1259-1263, 2011.

RADZAK, K. N. *et al.* Asymmetry between lower limbs during rested and fatigued state running gait in healthy individuals. **Gait Posture**, v. 51, p. 268-274, 2017.

RAHNAMA, N.; LESS, A.; BAMBACICHI, E. A comparison of muscle strength and flexibility between the preferred and non-preferred leg in English soccer players. **Ergonomics**, v. 48, n. 11-14, p. 1568-1575, 2005.

RING, E. F. The historical development of thermometry and thermal imaging in medicine. **J Med Eng Technol**, v. 30, n. 4, p. 192-8, 2006.

RING, E. F. The historical development of temperature measurement in medicine. **Infrared Phys Technol**, v. 49, n. 3, p. 297-301, 2007.

RODACKI, A. L.; FOWLER, N. E.; BENNETT, S. J. Multi-segment coordination: fatigue effects. **Med Sci Sports Exerc**, v. 33, n. 7, p. 1157 – 1167, 2001.

RODACKI, A. L.; FOWLER, N. E.; BENNETT, S. J. Vertical jump coordination: fatigue effects. **Med Sci Sports Exerc**, v. 34, n. 1, 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. 113, p. 553-65, 1993.

RODRIGUES, L. O. C.; SILAMI-GARCIA, E. Fadiga: falha ou mecanismo de proteção? **Temas atuais em Educação Física**, v. 4, cap. 2, p. 36-48, 1998.

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.

SADEGHI, H. *et al.* Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. **Gait Posture**, v. 12, n. 1, p. 34-45, 2000.

SALES, R. P.; *et al.* Efeitos da suplementação aguda de aspartate de arginina na fadiga muscular em voluntários treinados. **Rev Bras Med Esporte**, v. 11, n. 6, p. 347-351, 2005.

SCHLADER, Z. J.; STANNARD, S. R.; MUNDEL, T. Human thermoregulatory behavior during rest and exercise – a prospective review. **Physiol Behav**, v. 99, n. 3, p. 269-75, 2010.

SCHUTTE, K. H. *et al.* Fatigue-related asymmetry and instability during a 3200-m time trial performance in healthy runners. In: 34<sup>th</sup> International Society of Biomechanics in Sports Conferencer, v. 34, 2016, Tsukuba, Japan. **ISBS – Conference Proceedings Archive**, Japan, p. 933-936, 2016.

SHEPHARD R. J. Is it time to retire the ‘central governor?’ **Sports Med**, v. 39, p. 709–721, 2009.

SHEPHARD, R. J. Correspondence: The author’s replay. **Sports Med**, v. 40, n. 3, p. 269-270, 2010.

SILLERO-QUANTANA, M. *et al.* Application of thermography an injury prevention method in sports. **Thermol Int**, v. 21, p. 123, 2011.

SILVA, A. E. L.; DE-OLIVEIRA, F. R.; GEVAERD, M. S. Mecanismos de fadiga durante o exercício físico. **Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum**, v. 8, n. 1, p. 105-113, 2006.

SILVA, F. O. C. D.; MACEDO, D. V. Exercício físico, processo inflamatório e adaptação: uma visão geral. **Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum**, v. 13, p. 320-328, 2011.

SIMON, A. M.; FERRIS, D. P. Lower limb force production and bilateral force asymmetries are based on sense of effort. **Exp Br Res**, v. 187, p. 129-138, 2008.

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.

SMALL, K. *et al.* Soccer fatigue, sprinting and hamstring injury risk. **I J Sports Med**, v. 30, p. 573-578, 2009.

SMITH, M. P.; SIZER, P. S.; JAMES, C. R. Effects of fatigue on frontal plane knee motion, muscle activity, and ground reaction forces in men and women during landing. **J Sport Sci Med**, v. 8, p. 419-427, 2009.

SOARES, L. L. *et al.* Análise dos níveis séricos de creatina quinase em atletas de futebol universitário após uma sessão intermitente. **Motricidade**, v. 8, n. S2, p. 439-446, 2012.

STROJNIK, V.; KOMI, P. V. Fatigue after submaximal intensive stretch-shortening cycle exercise. **Med Sci Sports Exerc**, v. 32, n. 7, p. 1314-1319, 2000.

SVAIC, V. *et al.* Dynamics of skin temperature of the knees during physical exercise measured by infrared thermography. In: 12th conference on thermography, 23.04.2015., Zagreb, Croatia. 2015.

SVANTESSON, U. *et al.* Comparison of muscle and tendon stiffness, jumping ability, muscle strength and fatigue in the plantar flexors. **Scand J Med Sci Sports**, v. 8, p. 252-256, 1998.

TALBOT, J. A.; MORGAN, D. L. The effects of stretch parameters on eccentric exercise-induced damage to toad skeletal muscle. **J Muscle Res Cell M**, v. 19, p. 237-245, 1998.

TAYLOR, K. L. *et al.* Fatigue monitoring in high performance sport: a survey of current trends. **J Aus Strength Cond**, v. 20, n. 1, p. 12-23, 2012.

TORII, M. *et al.* Fall in skin temperature of exercising man. **Br J Sp Med**, v. 26, n. 1, 1992.

UEMATSU, S. *et al.* Quantification of thermal asymmetry. Part 1: Normal values and reproducibility. **J Neurosurg**, v. 69, p. 552-555, 1988.

VIITASALO, J. T. *et al.* Biomechanical effects of fatigue during continuous hurdle jumping. **J Sports Sci**, v. 11, p. 503–509, 1993.

WALSH, N. P. *et al.* Position statement. Part one: Immune function and exercise. **Exerc Immunol Rev**, v. 17, p. 6-63, 2011.

WANG, Y. Effect of force load, muscle fatigue and extremely low frequency magnetic stimulation on EEG signals during side arm lateral raise task. **Physiol Meas**, v. 38, n. 5, p. 745-758, 2017.

WEBSTER, K. E. *et al.* Symmetry of squatting and the effect of fatigue following anterior cruciate ligament reconstruction. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc**, 2014.

WINIARSKI, S.; DUBIEL-WUCHOWICZ, K.; RUTKOWSKA-KUCHARSKA, A. Symmetry of support scull and vertical position stability in synchronized swimming. **Acta Bioeng Biomech**, v. 15, n. 1, 2013.

WISLØFF, U. *et al.* Strong correlation of maximal squat strength with sprint performance and vertical jump height in elite soccer players. **Br J Sports Med**, v. 38, p. 285–288, 2004.

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.

YOUNG, W. B.; HEPNER, J.; ROBBINS, D. W. Movement demands in Australian rules football as indicators of muscle damage. **J Strength Cond Res**, v. 26, n. 2, p. 492–496, 2012

ZAHALKA, F. *et al.* Power assessment of lower limbs and strength asymmetry of soccer goalkeepers. **Acta Univ Palacki Olomuc Gymn** v. 43, n. 2, p. 31-38, 2013.

ZHANG, C. The role of inflammatory cytokines in endothelial dysfunction. **Basic Res Cardiol**, v. 103, n. 5, p. 398-406, 2008.

ZIFCHOCK, R. A. *et al.* The symmetry angle: a novel, robust method of quantifying asymmetry. **Gait Posture**, v. 27, n. 4, p. 622-7, 2008.

## APÊNDICES

### APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

|   |   |   |
|---|---|---|
|  | <b>Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG</b><br><b>Laboratório de Biomecânica - BIOLAB</b><br><b>Termo de consentimento Livre e esclarecido</b> |  |
|---|---|---|

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 EEFFTO/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

## APÊNDICE B - ANAMNESE

|   |   |   |
|---|---|---|
|  | <b>Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG</b><br><b>Laboratório de Biomecânica - BIOLAB</b><br><b>Anamnese do Voluntário</b> |  |
|---|---|---|

### 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: \_\_\_\_\_

## ANEXOS

## ANEXO A – 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 da Pesquisa: *Influência da fadiga neuromuscular induzida por diferentes protocolos de exercício físico no 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 B – Questionário de *Waterloo* (versão traduzida)**

Questionário de Waterloo/ Preferência de pé.

Instruções: Responda cada uma das seguintes perguntas da melhor maneira possível. Se você utiliza SEMPRE um pé para realizar as atividades descritas, circule Ds ou Es (para direita sempre ou esquerda sempre). Se você geralmente usa um pé circule Dg ou Eg, como apropriado. Se você utiliza ambos os pés na mesma frequência, circule Mf.

Não simplesmente circule a mesma resposta para todas as respostas, mas imagine-se realizando cada atividade por vez, e somente depois marque a resposta apropriada. Se necessário, pare e simule a atividade.

|  |     |     |              |    |    |
|--|-----|-----|--------------|----|----|
| 1. Qual pé você usaria para chutar uma bola de futebol parada em um alvo na sua frente?  | Es  | Eg  | Mf           | Dg | Ds |
| 2. Se você tivesse que ficar parado em apenas um pé, em qual seria?  | Es  | Eg  | Mf           | Dg | Ds |
| 3. Qual pé você usaria para alisar a areia na praia?   | Es  | Eg  | Mf           | Dg | Ds |
| 4. Se você tivesse que subir em uma cadeira, qual pé você colocaria primeiro em cima?  | Es  | Eg  | Mf           | Dg | Ds |
| 5. Qual pé você usaria para pisar em um inseto se movendo rápido?  | Es  | Eg  | Mf           | Dg | Ds |
| 6. Se você fosse se equilibrar em um pé sobre uma linha férrea, qual pé você usaria?   | Es  | Eg  | Mf           | Dg | Ds |
| 7. Se você quisesse pegar uma bola de gude com os dedos do pé, qual pé você utilizaria?  | Es  | Eg  | Mf           | Dg | Ds |
| 8. Se você tivesse que saltar em um pé, qual você utilizaria?  | Es  | Eg  | Mf           | Dg | Ds |
| 9. Qual pé você usaria para ajudar a empurrar uma pá no chão?  | Es  | Eg  | Mf           | Dg | Ds |
| 10. Durante a posição de pé relaxada, as pessoas inicialmente colocam a maior parte do seu peso em um pé, deixando a outra perna levemente flexionada. Qual pé você coloca a maior parte do seu peso primeiro? | Es  | Eg  | Mf           | Dg | Ds |
| 11. Existe alguma razão (ex. lesão) pela qual você   | Sim | Não | (circule uma |    |    |

|   |     |     |                     |
|---|-----|-----|---------------------|
| mudou sua preferência no pé em alguma das atividades acima?   |     |     | opção)              |
| 12. Já lhe foi dada alguma informação específica ou encorajamento para usar um pé em particular para certas atividades? | Sim | Não | (circule uma opção) |
| 13. Se você respondeu SIM para as 11 e 12, por favor explique.  |     |     |                     |

## ANEXO C – Instruções para a escala PSE de Borg

### Instruções para a Escala RPE de Borg

Enquanto se exercita, queremos que você avalie a sua percepção do esforço, *i.e.*, quão pesado e cansativo o exercício lhe parece. A percepção do esforço depende principalmente da tensão e fadiga nos seus músculos e de como você percebe a falta de ar ou as dores no peito.

Observe essa escala de estimativa; queremos que você a use de 6 a 20, sendo que 6 significa “sem nenhum esforço” e 20 significa “máximo esforço”.

- 9 Corresponde a um exercício “muito leve”. Para uma pessoa normal e saudável, é o mesmo que andar lentamente no seu próprio ritmo durante alguns minutos.
- 13 Na escala, o exercício é “um pouco intenso”, mas a pessoa ainda se sentirá bem para continuar.
- 17 “Muito intenso” é o exercício de muito esforço. A pessoa sadia ainda pode prosseguir, mas realmente deverá fazer bastante força para avançar. Ocorre uma forte sensação de peso e a pessoa fica muito cansada.
- 19 Na escala é um nível de exercício extremamente esgotante. Para a maioria das pessoas esse é o esforço mais esgotante já vivenciado.

Tente avaliar a sua sensação de esforço com a maior honestidade possível, sem pensar sobre a carga física real. Não a subestime, mas também não a superestime. É a sua própria sensação de empenho e esforço que é importante, e não a comparação com o que ocorre com outras pessoas. Também não tem a menor importância o que pensam as outras pessoas. Observe a escala e as expressões nela impressas e, em seguida, dê a sua estimativa.

Alguma pergunta?

**ANEXO D – Escala de PSE Borg**

- 6 Sem nenhum esforço
- 7
- 8 Extremamente leve
- 9 Muito leve
- 10
- 11 Leve
- 12
- 13 Um pouco intenso
- 14
- 15 Intenso (pesado)
- 16
- 17 Muito intenso
- 18
- 19 Extremamente intenso
- 20 Máximo esforço

Escala RPE de Borg

© Gunnar Borg, 1970, 1985, 1994, 1998