

**UNIVERSIDADE METODISTA DE PIRACICABA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO
MOVIMENTO HUMANO**

**EFEITOS AGUDOS DA FADIGA NEUROMUSCULAR NA
MODULAÇÃO DA FORÇA ISOMÉTRICA MÁXIMA DOS
EXTENSORES DE JOELHO E NA ATIVIDADE MUSCULAR DO
VASTO LATERAL EM SUJEITOS COM DIFERENTES
CONDIÇÕES DE APTIDÃO FÍSICA E SEXO**

WILLY ANDRADE GOMES

2017

TESE DE DOUTORADO

WILLY ANDRADE GOMES

**EFEITOS AGUDOS DA FADIGA
NEUROMUSCULAR NA MODULAÇÃO DA
FORÇA ISOMÉTRICA MÁXIMA DOS
EXTENSORES DE JOELHO E NA ATIVIDADE
MUSCULAR DO VASTO LATERAL EM
SUJEITOS COM DIFERENTES CONDIÇÕES
DE APTIDÃO FÍSICA E SEXO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências de Movimento Humano, da Universidade Metodista de Piracicaba, para obtenção do Título de Doutor em Ciências do Movimento Humano.

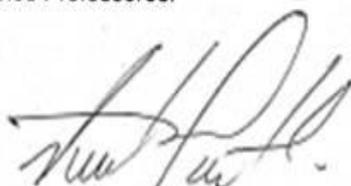
Orientador: Prof. Dr. Paulo Henrique Marchetti

**PIRACICABA
2017**

**EFEITOS AGUDOS DA FADIGA NEUROMUSCULAR NA
MODULAÇÃO DA FORÇA ISOMÉTRICA MÁXIMA DOS
EXTENSORES DE JOELHO E NA ATIVIDADE MUSCULAR DO
VASTO LATERAL EM SUJEITOS COM DIFERENTES NÍVEIS DE
CONDICIONAMENTO FÍSICO E GÊNEROS**

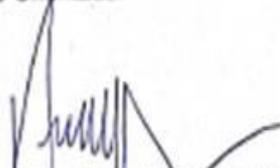
WILLY ANDRADE GOMES

Tese de Doutorado defendida e aprovada em 21 de junho de 2017, pela Banca
Examinadora constituída pelos Professores:

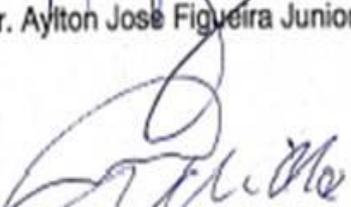


Prof. Dr. Paulo Henrique Marchetti - UNIMEP

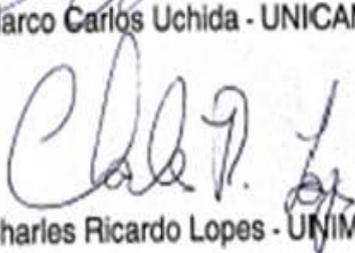
Presidente e Orientador



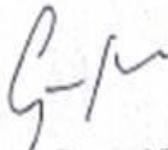
Prof. Dr. Aylton Jose Figueira Junior - USJT



Prof. Dr. Marco Carlos Uchida - UNICAMP



Prof. Dr. Charles Ricardo Lopes - UNIMEP



Prof. Dr. Guanís de Barros Vilela Junior - UNIMEP

AGRADECIMENTOS

Este espaço é dedicado aqueles que de alguma forma deram a sua contribuição para que este momento fosse possível. A todos eles deixo aqui o meu agradecimento sincero. Primeiramente gostaria de agradecer a Deus por me dar saúde e sabedoria nos momentos difíceis para que eu pudesse perseverar e continuar a minha caminhada. Ao meu orientador Prof. Dr. Paulo Henrique Marchetti pelas oportunidades, dedicação, paciência, conselhos, humildade, comprometimento e principalmente por ser o líder que o senhor é. Como disse Leroy Eims: - Líder é aquele que vê mais que os outros, além dos outros e antes dos outros. O senhor viu em nós mais do que qualquer pessoa havia visto, viu um potencial além do que os outros e até mesmo nós víamos e percebeu antes do que todos que nós poderíamos ser promissores. Mais uma vez muito obrigado professor, o senhor mudou a minha vida. Aos professores doutores (Charles Lopes, Guanis Vilela Junior, Rozangela Verlengia, Delaine Bigaton, Marlene Moreno, Aylton Figueira, Marco Uchida e Paulo Lucarelli). Aos irmãos de laboratório (Jarbas Silva, Enrico Gori, Silvio Pecoraro, Fábio Siconeto, Roberto Magalhães, Daniel Correa, Gustavo Zorzi, Marcelo Massatoshi, Rogério Reis e Mauro Guiselini), JUNTOS SOMOS FORTES. Aos funcionários da UNIMEP pela dedicação, atenção e cordialidade a qual sempre fui tratado, em especial as secretárias da pós-graduação e o Marcio do almoxarifado pela assistência que sempre foi prestada. A minha maravilhosa mãe Maria Beatriz que sempre me apoiou. Aos meus avós Joaquim e Genizia e aos meus tios Mauro e Eliane pelo apoio e por me ensinar a ser honrado. Tio Mauro, obrigado por acreditar e investir em mim. Ao meu irmão Wender pela amizade, carinho e incentivo. A minha esposa Adriane de Medeiros Ferreira, pela amizade, carinho, incentivo, dedicação e paciência durante todos esses anos juntos. Dizem que por trás de um grande homem existe uma grande mulher. Eu diria que ao lado de um grande homem existe uma grande mulher. Espero que possamos caminhar juntos, lado a lado até o fim de nossas vidas, TE AMO. A minha filha Lívia Ferreira Gomes que me ensinou o que é ter uma família, TE AMO FILHA. Aos meus ex-alunos de personal Edmond e Ana Lídia, obrigado pelo apoio e confiança, vocês fazem parte da minha família.

RESUMO

A fadiga neuromuscular pode ser definida como a redução progressiva da eficiência muscular em produzir força e potência por períodos prolongados, ocorrendo de forma periférica e/ou central. A fadiga central afeta os motoneurônios, a transmissão via medula espinal e o encéfalo, levando à redução do desempenho na atividade alvo, ou em atividades subsequentes que envolvam o membro fatigado (ipsilateral) ou até mesmo o membro contralateral (não fatigado) fenômeno conhecido como “educação cruzada” ou fadiga muscular não local (FMNL). Desta forma, o presente estudo teve como objetivo, avaliar os efeitos da fadiga neuromuscular unilateral dos extensores de joelho no desempenho e na atividade muscular do membro inferior fatigado (ipsilateral) e do membro inferior não fatigado (contralateral), em sujeitos de diferentes condições de sexo e condicionamento físico. O protocolo experimental será dividido em três fases. Fase 1: foram realizadas três contrações voluntárias máximas isométricas (CVMI) em extensão de joelhos unilateral (Pré-FAD) durante 5 segundos por 10 segundos de intervalo (5”/10”). Fase 2: foram realizadas duas CVMIs de 100seg. por 60seg. recuperação para o membro inferior dominante (FAD-Cont). Fase 3: foram realizadas 12 CVMIs (5”/10”) para o membro inferior não dominante em extensão de joelhos durante (FAD-Inter). Um eletromiógrafo de superfície e uma célula de carga foram utilizados para avaliar a atividade muscular do vasto lateral e as variáveis de força (membro dominante e não dominante). A normalidade e homogeneidade das variâncias foram verificadas utilizando o teste de *Shapiro-Wilk* e de *Levene*, respectivamente. Todos os dados foram reportados através da média e desvio padrão (DP) da média. A análise estatística foi realizada por através de uma ANOVA fatorial com medidas repetidas foi utilizada para comparar as diferenças entre as variáveis dependentes (PF, IMP e IEMG) entre grupos (HT; MT; HD e MD) para as três fases do protocolo experimental. Os resultados mostram que todos os grupos apresentaram queda significativa do desempenho ($P < 0,05$) após a realização do protocolo de fadiga FAD-Cont. entre a primeira e a segunda tentativa para o PF (~30%) e para o IMP (~35%). Foi verificada queda significativa ($P < 0,05$) do desempenho dos extensores de joelho do membro não dominante entre os momentos pré e pós-protocolo de fadiga (FAD-Cont.) para os grupos HT (PF: 10,04% e IMP: 10,29%) e MT (PF: 18,15% e IMP: 15,90%), caracterizando assim a FMNL. Conclui-se que o protocolo de fadiga neuromuscular contínuo (FAD-Cont) foi eficiente na redução do desempenho dos extensores de joelhos do membro inferior fatigado (dominante), independente do sexo e do nível de condicionamento físico dos sujeitos avaliados. Já a FMNL parece depender do nível de condicionamento físico e não do sexo, visto que apenas os sujeitos treinados apresentaram redução significativa da capacidade de produção de força isométrica máxima.

Palavras Chave: Desempenho, eletromiografia, contração isométrica.

ABSTRACT

Neuromuscular fatigue can be defined as the progressive reduction of muscle efficiency in producing force and power for long periods, occurring peripherally and/or centrally. Central fatigue affects the motoneurons, transmission via the spinal cord and the encephalon. Neuromuscular fatigue presents a multifactorial characteristic and can affect different sites through various mechanisms (metabolic, mechanical, and neural), leading to reduced performance on the target activity, or in subsequent activities involving the fatigued (ipsilateral) limb or even the contralateral (non-fatigued) limb known as "cross-training." In spite of the large number of studies investigating the effects of neuromuscular fatigue on muscle performance and activity, none of them evaluated the effects of neuromuscular fatigue on subjects of different gender and fitness conditions using the same fatigue induction protocol. Thus, this project aims at evaluating the effects of unilateral neuromuscular fatigue of knee extensors on the performance and muscular activity of the fatigued (ipsilateral) lower limb and the non-fatigued lower limb (contralateral) in subjects of different conditions of Gender and physical conditioning. The experimental protocol will be performed in a single session and divided into three phases. In the first phase, three maximal isometric voluntary contractions (CVMI) will be performed in knee extension of 5 seconds for 10 seconds of recovery, unilaterally and randomly, a condition named as pre-fatigue (Pré-FAD). In the second phase two CVMIs of 100 seconds each will be performed for 60 seconds of recovery between them (only for the dominant lower limb), named condition of continuous fatigue (FAD-Cont). In the third phase 12 CVMIs (only for the non-dominant lower limb) will be performed in knee extension for 5 seconds for 10 seconds of recovery, named intermittent fatigue condition (FAD-Inter). A surface electromyograph and a load cell will be used to assess muscle activity of the vastus lateralis and strength variables (of the dominant and non-dominant limb), respectively. The normality and homogeneity of the variances will be verified using the test of Komolgorov-Smirnov and Levene. All data will be reported through the mean and standard deviation of the mean. Statistical analysis was performed using a factorial ANOVA with repeated measures. It was used to compare the differences between the dependent variables (PF, IMP and IEMG) between groups (HT, MT, HD and MD). The results show that all groups showed a significant decrease in performance ($P < 0.05$) after the FAD-Cont fatigue protocol. (~30%) and for IMP (~35%). There was a significant decrease ($P < 0.05$) in the performance of the non-dominant limb between the pre and post-protocol fatigue moments (FAD-Cont.) For HT groups (PF: 10.04% and IMP: 10.29%) and MT (PF: 18.15% and IMP: 15.90%), thus characterizing FMNL. During the intermittent fatigue protocol (FAD-Inter.). It was concluded that the FAD-Cont. was efficient in reducing the performance of knee extensors of the fatigued (dominant) lower limb, regardless of gender and physical fitness level of the evaluated subjects. However, FMNL seems to depend on the level of fitness rather than gender, since only the trained subjects presented a reduction in the capacity of production of maximum isometric strength.

Key words: Performance, electromyography, isometric contraction.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Posicionamento da célula de carga na cadeira extensora.	51
Figura 2. Posicionamento do sujeito na cadeira extensora.	51
Figura 3. Protocolo Experimental.	52
Figura 4. Gráfico representativo da contração voluntária máxima isométrica (CVMI) em extensão de joelhos na fase de indução a fadiga neuromuscular (2x100-s).	53
Figura 5. Média e desvio padrão do pico de força e impulso dos extensores de joelho e da IEMG do vasto lateral do membro dominante na tarefa de pré-fadiga ($P>0,05$).....	61
Figura 6. Média e desvio padrão do pico de força dos extensores de joelho do membro dominante durante a fase um e a fase dois do protocolo de fadiga neuromuscular contínuo. * Diferença significativa entre tentativas ($P<0,05$). ...	62
Figura 7. Média e desvio padrão do impulso dos extensores de joelho do membro dominante das duas tentativas do protocolo de fadiga neuromuscular contínuo. *Diferença significativa entre tentativas ($P<0,05$).....	63
Figura 8. Índice de fadiga dos extensores de joelho durante a fase um e a fase dois do protocolo de fadiga neuromuscular contínuo ($P>0,05$).	64
Figura 9. Média e desvio padrão da ativação muscular (RMS) do vasto lateral do membro dominante durante a fase um e a fase dois do protocolo de fadiga neuromuscular contínuo ($P>0,05$).....	65
Figura 10. Média e desvio padrão do pico de força dos extensores de joelho do membro não dominante nos momentos pré e pós-protocolo de fadiga contínua. * Diferença significativa ($P<0,05$).....	66
Figura 11. Média e desvio padrão do impulso dos extensores de joelho do membro não dominante nos momentos pré e pós-protocolo de fadiga contínuo. * Diferença significativa ($P<0,05$). * Diferença significativa ($P<0,05$).....	67
Figura 12. Média e desvio padrão do pico de força dos extensores de joelho do membro não dominante durante as 12 tentativas do protocolo de fadiga neuromuscular intermitente. # Diferença significativa entre a primeira e a	

décima primeira tentativa para o grupo HD. + Diferença significativa entre a primeira e a sétima tentativa para o grupo MD ($P= 0,029$)..... 68

Figura 13. Média e desvio padrão da ativação muscular (IEMG) do vasto lateral do membro não dominante durante as 12 tentativas do protocolo de fadiga neuromuscular intermitente. * Diferença significativa entre HT e MT ($P= 0,019$). 69

Figura 14. Média e desvio padrão do impulso dos extensores de joelho do membro não dominante durante as 12 tentativas do protocolo de fadiga neuromuscular intermitente. # Diferença significativa entre a segunda e décima primeira tentativa para o grupo HD ($P=0,049$)..... 70

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Escala de Borg adaptada por Foster (Borg 2000).....	55
Tabela 2. Média e desvio padrão das características dos grupos analisados (n=48).....	60
Tabela 3. Valores dos coeficientes de correlação intra-classes das três CVMIs durante a condição pré-fadiga para as variáveis dependentes pico de força (PF) e impulso (IMP) dos extensores de joelho e da atividade muscular (IEMG) do vasto lateral (VL) para o membro dominante (DOM) e não dominante (NDOM).	61

LISTA DE ABREVIATURAS

ADP - Adenosina difosfato

Ag - Prata

AgCl - Cloreto de prata

AMP - Adenosina monofosfato

ANOVA - Análise de variância

AST – Área de secção transversa

ATP - Adenosina trifosfato

BCAA - Cadeia ramificada de aminoácidos

BF - Bíceps femoral

Ca²⁺ - Íon de cálcio

CC - condição controle CCI - Coeficiente de correlação intra-classe

CD - condição desconhecida

CE - condição engano

CF - Condição de fadiga

CON – Condição controle

CONT – Membro contralateral

CVM - Contração voluntária máxima

CVMI - Contração voluntária máxima isométrica

CVMI100 - Contração voluntária máxima isométrica sustentada por 100 segundos

d - Tamanho do efeito

D - diferença entre as médias (cálculo da amostra)

DP - Desvio padrão

DOM - Membro dominante

EE - Estimulação elétrica

EE100- Estimulação elétrica a 100Hz

EE10- Estimulação elétrica a 10Hz

EJ - Extensores de Joelho

EEU - Estimulação elétrica única

EMG - eletromiografia

F100 - Força muscular produzida nos primeiros 100 milissegundos

FAD40% - Protocolo de fadiga a 40% do máximo

FAD70% - Protocolo de fadiga a 70% do máximo

FAD-Cont - Protocolo de fadiga neuromuscular contínua

FAD-Inter - Protocolo de fadiga neuromuscular intermitente

FMNL - Fadiga muscular não local

FV - Força voluntária

H⁺ - Íon de hidrogênio

HD - Homens destreinados

HT - Homens treinados

ICPM - Isoformas da cadeia pesada de miosina

IEMG - eletromiografia integrada

IMPA – Impulso absoluto

IPSI - membro ípsilateral

K⁺ - Íon potássio

MD – Mulheres destreinadas

MFC - Modelo de falha catastrófica

Mg²⁺ - Íon Magnésio

MRC - Modelo de regulação central

MT – Mulheres treinadas

n- Número de sujeitos

N - Número da amostra (cálculo da amostra)

NDOM – Membro não dominante

OTG - Órgão tendinoso de Golgi

PCr – via fosfagênica

PF – Pico de Força

Pi - fosfato inorgânico

Pré-FAD - condição pré-fadiga

PSE - Percepção subjetiva de esforço

RF - Treinados em resistência de força

rpm - rotações por minuto

RS - Retículo Sarcoplasmático

RMS - *Root-mean square*

sEMG - Eletromiografia Superficial

SN - Sistema nervoso

SNC - Sistema nervoso central

SNP - Sistema nervoso periférico

SS - Sujeitos saudáveis

STA – Sistema teleoantecipatório

TCLE - Termo de consentimento livre e esclarecido

TF - Treinados em força

TT- Tempo total

UM - Unidade motora

VL - Vasto lateral

Zcrit - Significância (cálculo da amostra)

Zpwr - Poder da amostra (cálculo da amostra)

LISTA DE SÍMBOLOS

σ = sigma;

cm – Centímetros

Hz - Hertz

kg – Quilogramas

kgf – Quilograma força

m - Metros

ms - milissegundos

μm^2 – Micrômetros elevado ao quadrado

~ - aproximadamente

Δ % - Delta percentual

° - Graus

< - Menor

> - Maior

% - Percentual

P - Significância

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS	4
RESUMO.....	5
ABSTRACT	6
LISTA DE FIGURAS	7
LISTA DE TABELAS	9
LISTA DE ABREVIATURAS.....	10
1 INTRODUÇÃO	16
2 OBJETIVO.....	19
2.1 OBJETIVO GERAL:	19
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS:.....	19
3 HIPÓTESE	19
4 JUSTIFICATIVA E RELEVÂNCIA	20
5 REVISÃO DE LITERATURA	21
5.1. Metodologia da Revisão de Literatura.....	21
5.2. Características da fadiga central.....	21
5.2.1. Modelos de controle da tarefa:.....	24
5.3. Características da fadiga periférica.....	25
5.3.1. Produção de força e indicadores de fadiga periférica	26
5.3.2. Atividade muscular e indicadores de fadiga periférica	27
5.4. Efeitos da fadiga local no sistema neuromuscular	28
5.4.1. Implicações da fadiga muscular no complexo actina/miosina	28
5.4.2. Efeitos da fadiga local em diferentes tipos de fibra muscular	30
5.4.3. Características do tipo de fibra muscular do vasto lateral entre sexos	30
5.4.4. Efeitos da fadiga local entre sexos.....	32
5.4.5. Efeito da fadiga muscular local em diferentes níveis de condicionamento físico.....	34

5.4.6. Efeito da informação de desempenho da CVM na fadiga neuromuscular	35
5.4.7 Efeito do tempo de duração do protocolo de fadiga.....	37
5.5. Efeitos da Fadiga não local no sistema neuromuscular	39
5.5.1. Mecanismos da fadiga muscular não local	39
5.5.2. Efeitos da fadiga não local entre diferentes grupos musculares	40
5.5.3. Efeito da fadiga não local entre sexos	41
5.5.4. Efeito da fadiga muscular não local em diferentes níveis de condicionamento físico.....	42
5.5.5. Efeito da fadiga muscular não local em diferentes intensidades.....	43
5.5.6. Efeito da fadiga não local ao longo do tempo	45
5.5.7. Efeitos psicológicos da fadiga não local.....	46
6 MATERIAIS E MÉTODOS.....	47
6.1 Participantes	47
6.2 Procedimentos	49
6.3 Análise dos dados.....	56
6.4 Análise Estatística.....	58
7 RESULTADOS	60
8 DISCUSSÃO	71
9 CONCLUSÃO.....	77
10 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*	79
ANEXO I. CERTIFICADO DE APROVAÇÃO PELO COMITÊ DE ÉTICA	84
ANEXO II. PRODUÇÃO ACADÊMICA.....	85

1 INTRODUÇÃO

A fadiga neuromuscular pode ser definida como uma redução progressiva da eficiência muscular em produzir força e potência por períodos prolongados, ocorrendo de forma periférica e/ou central (Gandevia 2001). A condição de fadiga pode ser considerada reversível, visto que a aplicação de intervalos de recuperação adequados resulta em recuperação parcial ou total do sistema neuromuscular (Allen, Lamb et al. 2008).

A fadiga neuromuscular pode ocorrer devido ao acometimento de diferentes locais (centrais e periféricos) através de diversos mecanismos como o metabólico, o mecânico e o neural (Allen, Lamb et al. 2008; Latash 2015). A fadiga considerada periférica pode ser caracterizada pelos efeitos da atividade na sinapse neuromuscular e dentro dos grupamentos musculares, por outro lado, a fadiga central afeta os motoneurônios, a transmissão via medula espinal e encéfalo como proposto por Latash (2015).

Quanto às alterações periféricas decorrentes da fadiga, pode-se considerar: (i) o aumento nas concentrações de ADP, Pi, AMP, Ca^{2+} e H^+ o que pode comprometer a interação entre as pontes cruzadas da proteína contrátil (miosina). O acúmulo de H^+ pode reduzir a capacidade de reabsorção do Ca^{2+} pelo retículo sarcoplasmático (RS), e assim, aumentando o tempo de relaxamento muscular após contrações fatigantes, já o Pi pode inibir a liberação de Ca^{2+} pelo RS; (ii) o aumento nas concentrações de magnésio (Mg^{2+}), neutralizando a liberação do Ca^{2+} pelo RS; (iii) queda dos estoques de fosfocreatina e glicogênio muscular, reduzindo as quantidades de substratos energéticos para a ressíntese imediata de ATP; (iv) redução da velocidade de

condução e da amplitude dos potenciais de ação (acoplamento excitação/contração) em decorrência do efluxo de potássio (K^+) e (v) alterações no limiar de excitabilidade das fibras musculares para potenciais de ação (axônios motores) e atraso da fase de relaxamento após um abalo contrátil. Isso ocorre devido a remoção mais lenta de Ca^{2+} decorrente da redução das concentrações de ATP e das alterações no tempo em que as pontes cruzadas demoram para se desconectar após a remoção dos íons de Ca^{2+} (Ament and Verkerke 2009).

Quanto às alterações de caráter central, essas podem ocorrer através de: (i) bloqueio de potenciais de ação nos locais de ramificação axonal, e conseqüentemente, inibindo a contração muscular (fenômeno ainda pouco estudado); (ii) indução do reflexo de mecanorreceptores de músculos aferentes (Ia e II do fuso muscular e Ib do órgão tendinoso de Golgi [OTG]), levando à atenuação da queda do desempenho do músculo agonista (fatigado); (iii) estimulação do nervos aferentes III e IV que podem reduzir a frequência de disparo do neurônio motor, além de inibir o *output* do córtex motor; (iv) alterações da excitação celular dentro do córtex motor durante atividades sustentadas; (v) redução na oferta de BCAA sanguíneo/cerebral com concomitante aumento das concentrações de serotonina (precursor da sensação de fadiga); (vi) liberação de interleucina 6 (IL-6) (precursor da sensação de fadiga) e (vii) redução do fluxo sanguíneo para o cérebro, o que poderia levar a uma redução da nutrição cerebral e ao aumento da temperatura cerebral (Ament and Verkerke 2009).

Assim, entende-se que a fadiga apresenta característica multifatorial podendo acometer diferentes locais através de variados mecanismos, levando

a redução do desempenho na atividade alvo, ou em atividades subsequentes. Curiosamente, o processo de fadiga pode envolver tanto o membro fatigado (membro ipsilateral) via sistema nervoso periférico, como também em atividades que envolvam o membro não fatigado (membro contralateral) via sistema nervoso central (Marchetti and Uchida 2011; Doix, Lefevre et al. 2013), chegando à ser observado até mesmo em membros não homólogos como observado em estudo de Halperin *et al.* (2014) que observaram queda no desempenho de membros inferiores (extensores de joelho) quando fadigaram membros superiores (extensores de cotovelo), entretanto, a fadiga muscular dos extensores de joelhos não afetou o desempenho dos extensores de cotovelo, o que pode sugerir que tais efeitos locais e/ou não locais possam ser também músculo-específico (Halperin, Copithorne et al. 2014; Hunter 2015).

Finalmente, além dos diferentes mecanismos e locais que podem levar à fadiga, ainda pode-se destacar outros fatores como o tipo de fibra muscular, sexo, tipo de protocolo de fadiga utilizado, nível de condicionamento físico dos sujeitos, dominância do membro, velocidade de contração muscular, e grupamento muscular envolvido. Apesar de existirem estudos que tenham avaliado o efeito da fadiga em membros superiores e inferiores, pouco se sabe sobre os efeitos agudos da fadiga não local em extensores de joelho de sujeitos com diferentes sexos e níveis de condicionamento.

2 OBJETIVO

2.1 OBJETIVO GERAL:

Avaliar e comparar os efeitos agudos de um protocolo de fadiga neuromuscular unilateral de extensores de joelho no desempenho do membro contralateral em sujeitos com diferentes condições de aptidão física e sexo.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

Comparar a força máxima isométrica nos membros inferiores ipsi- e contralateral após um protocolo de fadiga neuromuscular isométrico unilateral de extensores de joelho em sujeitos com diferentes condições de aptidão física e sexo

Comparar a ativação muscular do vasto lateral durante contração isométrica máxima nos membros inferiores ipsi- e contralateral após um protocolo de fadiga neuromuscular isométrico unilateral de extensores de joelho em sujeitos com diferentes condições de aptidão física e sexo.

3 HIPÓTESE

Os homens e os sujeitos treinados apresentarão maior capacidade de produção de força, quando comparados as mulheres e aos sujeitos destreinados, respectivamente.

Todos os grupos avaliados apresentarão queda do desempenho tanto para força quanto para ativação muscular, após a realização do protocolo de fadiga contínuo (FAD-Cont.) no membro dominante. No entanto, as mulheres e os sujeitos treinados serão mais resistentes aos efeitos da fadiga neuromuscular. Dessa forma, será observada, uma redução da capacidade de

produção de força e da amplitude do sinal eletromiográfico maior em homens e sujeitos destreinados do que em mulheres e sujeitos treinados.

Haverá uma redução da capacidade de produção de força, para o membro não dominante (não fatigado), em todos os grupos estudados. Os sujeitos treinados apresentam maior queda do desempenho quando comparado aos sujeitos destreinados. Quanto ao sexo, os homens apresentam maior queda do desempenho para o membro não fatigado quando comparado as mulheres.

4 JUSTIFICATIVA E RELEVÂNCIA

O presente projeto tem como objetivo, avaliar os efeitos da fadiga neuromuscular unilateral dos extensores de joelho no desempenho e na atividade muscular do membro inferior fatigado (ipsilateral) e do membro inferior não fatigado (contralateral), em sujeitos de diferentes condições de sexo e condicionamento físico. Dos estudos analisados, apenas dois investigaram os efeitos da fadiga neuromuscular não local entre sexos, e ambos apresentam uma amostra pequena (8 homens e 8 mulheres). Além disso, os estudos que avaliaram o efeito da fadiga neuromuscular não local no desempenho físico se mostram contraditórios, visto que 55,17% verificaram efeitos não locais e 44,83% não verificaram diferenças significantes. De forma, é provável que tal divergência nos resultados encontrados deva-se as diferenças entre os protocolos experimentais utilizados como o grupo muscular avaliado, o volume e/ou a intensidade utilizada, o nível de condicionamento físico, fatores motivacionais e até mesmo a utilização de sujeitos de diferentes

sexos em um mesmo grupo. Apesar da grande quantidade de estudos que investigaram os efeitos da fadiga neuromuscular no desempenho e na atividade muscular, nenhum destes, avaliou os efeitos da fadiga neuromuscular em sujeitos de diferentes condições de sexo e condicionamento físico utilizando o mesmo protocolo de indução à fadiga.

Adicionalmente, o melhor entendimento dos efeitos locais e não locais da fadiga neuromuscular, pode contribuir para a prescrição do treinamento de força que envolva exercícios unilaterais e fatigantes. No que tange a reabilitação, os dados obtidos podem nortear a prescrição de exercícios unilaterais de fortalecimento para membros inferiores em atividades fatigantes.

5 REVISÃO DE LITERATURA

5.1. Metodologia da Revisão de Literatura

O presente trabalho foi realizado a partir de uma revisão bibliográfica. Para a elaboração do texto, foram selecionados livros e artigos nacionais e internacionais retirados das bases de dados: Google Acadêmico e PUBMED; e publicados entre os anos de 1979 e 2017. As palavras-chave utilizadas no idioma português foram: fadiga central e periférica, eletromiografia, contração isométrica e contração dinâmica. Os termos foram utilizados de forma individual e em combinações. Os mesmos termos foram traduzidos para o inglês.

5.2. Características da fadiga central

A fadiga central pode ser definida como a perda da capacidade muscular em produzir força e potência, devido à alterações dos processos proximais a junção neuromuscular como a inibição de potenciais de ação (axônio motor),

alterações no reflexo de mecanoreceptores aferentes (Ia, II e IIb), na excitação do córtex motor e das fibras nervosas III e IV, além de reduções na oferta de BCAA e fluxo sanguíneo no cérebro (Davis 1995; Ament and Verkerke 2009; Sidhua, Weavilb et al. 2017).

A estimulação do córtex motor via estimulação elétrica e magnética vem sendo utilizada para avaliar o efeito da fadiga sob o SNC (Zwarts, Bleijenberg et al. 2008; Marchetti and Dal Corso 2012). De forma geral, o córtex motor é estimulado elétrica ou magneticamente, ativando o SNC. Então, a resposta do estímulo induzido é avaliado no local específico onde ocorrerá a contração muscular, o que possibilita diferenciar a origem dos déficits de força (via fadiga central ou periférica) (Zwarts, Bleijenberg et al. 2008).

A técnica de interpolação via *twitch* consiste na aplicação de diversos estímulos elétricos em momentos específicos, que são aplicados a um nervo motor ou região específica durante a realização de contrações voluntárias máximas visando identificar indiretamente alterações no comando do SNC e a ocorrência de fadiga (Zwarts, Bleijenberg et al. 2008; Marchetti and Dal Corso 2012). Quando a eficiência na condução de estímulos via SNC é ótima (> 70% da Contração Voluntária Máxima [CVM]), a aplicação de estímulos elétricos não apresentará alterações na capacidade de ativação muscular. No entanto, se a capacidade do SNC em enviar estímulos para a contração muscular estiver comprometida em decorrência da instauração da fadiga neuromuscular (submáxima < 60% da CVM), a aplicação de estímulos elétricos resultará em um aumento da ativação muscular (Gandevia 2001). A sensação de esforço produzida durante uma contração voluntária sustentada, reflete na intensidade dos comandos emitidos pelo córtex motor. Os seja, trata-se de processos

internos do SNC e não de mensagens recebidas de vias aferentes sensoriais periféricas (Ament and Verkerke 2009). Além disso, a contração muscular voluntária aumenta o consumo da cadeia ramificada de aminoácidos (leucina, isoleucina e valina [BCAA]), o que reduz sua concentração em nível sanguíneo e cerebral. Conseqüentemente, a redução dos níveis de BCCA sanguíneo aumentam as concentrações de triptofano em nível cerebral visto que ambos utilizam o mesmo transportador para o cérebro (Davis 1995; Ament and Verkerke 2009). Sendo o triptofano um precursor da serotonina, o aumento de suas concentrações em nível cerebral, potencializam os efeitos de transmissão serotoninérgica, resultando em um aumento da sensação de fadiga (similar a sensação de sono)(Davis 1995; Ament and Verkerke 2009)

Durante o exercício físico, cerca de 20 a 25% de toda energia produzida é convertida em trabalho mecânico, o restante é convertido em calor (Ament and Verkerke 2009), resultando em um aumento da temperatura corporal interna. Temperaturas acima de 40° podem afetar o SNC, induzindo a uma inibição do córtex motor (mecanismo pouco conhecido), isto pode resultar em uma incapacidade de manter a carga de trabalho muscular reduzindo o desempenho. Supõe-se que os centros de termo-regulação do hipotálamo desempenham um papel central neste processo (Ament and Verkerke 2009). Além disso, durante o exercício físico o sistema cardiovascular é estressado, o que por sua vez pode limitar o fluxo de sangue para o cérebro, resultando em uma redução da nutrição cerebral, e a um aumento da temperatura cerebral. É possível ainda, que o aumento da temperatura cerebral possa induzir a sensação de cansaço e esforço durante o exercício físico (González-Alonzo, Teller et al. 1999; Ament and Verkerke 2009).

Portanto, é possível que atividades extenuantes bem como uma deficiência no sistema de termo-regulação corporal possam resultar em um aumento significativo da temperatura corporal comprometendo o desempenho físico.

5.2.1. Modelos de controle da tarefa: Diferentes modelos são citados como responsáveis pelo controle e manutenção da contração muscular em atividades extenuantes, sendo eles: o sistema teleoantecipatório (STA), o modelo de regulação central (MRC) e o modelo de falha catastrófica (MFC) (Ament and Verkerke 2009).

a. Sistema Teleoantecipatório (STA): pode ser descrito como um sistema capaz de prever o consumo energético necessário para a realização de uma tarefa específica. A princípio acredita-se que o STA possui um sistema avançado de alimentação que estima a taxa metabólica do exercício por unidade de tempo. Assim, os circuitos de controle de *feedback* comparam a taxa metabólica real com a taxa metabólica estimada. No entanto, acredita-se que a taxa metabólica estimada seja calculada a partir de atividades realizadas anteriormente (exercícios anteriores) ou até mesmo seja adquirido de forma congênita (Ulmer 1996; Ament and Verkerke 2009; Moir 2016).

b. Modelo Central de Regulação (MCR): similar ao STA, o MCR sugere que o ser humano é capaz de prever a necessidade da realização de trabalho e assim elaborar um “plano de ação” mais eficiente. É provável que a capacidade de previsão das necessidades da tarefa ocorra no telencéfalo, e por isso, entende-se que o MRC seja uma função dos centros superiores do SNC. Em teoria, o MRC é o responsável por administrar a capacidade total do

organismo em produzir trabalho e prever as necessidades da tarefa através das informações sensoriais do exercício (*feedback*), promovendo desta maneira um estado de equilíbrio. Portanto, entende-se que a manutenção da atividade por períodos prolongados esteja diretamente relacionado ao "volume de trabalho estimado" e ao "volume de trabalho realizado". Desta forma, é sugerido que o MRC explique todas as formas de exaustão durante o exercício (Swart, Lamberts et al. 2008; Ament and Verkerke 2009; Noakes 2012).

c. Modelo de falha catastrófica (MFC): o MFC consiste na ideia de que o exercício será interrompido caso um ou mais sistemas corporais sejam estressados além de suas capacidades. O MFC refuta o conceito de que o MCR explique todas as formas de exaustão durante o exercício visto que o acúmulo de metabólitos decorrentes do processo de fadiga possa reduzir o desempenho. No entanto, ainda não é claro até que ponto a queda do desempenho possa ser influenciada por processos intramusculares (Hill, Long et al. 1924; Ament and Verkerke 2009).

5.3. Características da fadiga periférica

A fadiga periférica pode ser definida como a perda da capacidade contrátil em produzir força ou potência em regiões distais à junção neuromuscular (Ament and Verkerke 2009), decorrente de alterações da atividade sináptica neuromuscular e dos grupamentos musculares, ou seja, no tecido muscular (Latash 2015).

A queda da capacidade de produção de força muscular decorrente da fadiga periférica ocorre principalmente devido às alterações nos níveis de íons intracelulares o que pode afetar a excitabilidade da membrana (Ament and

Verkerke 2009). Diversos métodos diretos e indiretos podem ser utilizados para mensurar as alterações que ocorrem no tecido muscular que caracterizam a instauração da fadiga. Destes, destacam-se a avaliação da capacidade de produção de força e da atividade muscular.

5.3.1. Produção de força e indicadores de fadiga periférica: Alterações na capacidade de produzir força podem ser verificadas através de um transdutor de força (dinamômetro), a partir da comparação de testes realizados antes e após diferentes protocolos de indução a fadiga (Zwarts, Bleijenberg et al. 2008). Marchetti e Uchida (2011) avaliaram de forma indireta o efeito de um protocolo de fadiga unilateral em membros inferiores (dominante e não dominante) no desempenho de saltos verticais por meio de uma plataforma de força. O protocolo de fadiga consistiu na realização de duas séries a 40% de 1RM no equipamento *leg press de forma unilateral*, até a falha concêntrica. Testes para avaliar a altura de salto (unipodal) foram realizados antes e após a realização do protocolo de fadiga, e os resultados mostraram que a altura dos saltos unipodais, após o protocolo de fadiga, foi significativamente menor quando comparado ao momento pré (dominante, 28,9% e não dominante, 31%). Portanto, concluiu-se que o protocolo de fadiga unilateral utilizado foi eficiente na indução da fadiga do membro contralateral, caracterizada pela queda do desempenho em saltos verticais.

No entanto, métodos diretos apresentam maior precisão quanto aos efeitos da fadiga neuromuscular. A comparação entre testes de contração voluntária máxima isométrica (CVMI) somadas a estímulos elétricos aplicados sob o nervo de um músculo específico apresentam informações mais precisas

quanto à avaliação da fadiga neuromuscular (Zwarts, Bleijenberg et al. 2008; Marchetti and Dal Corso 2012). De acordo com Zwarts *et al.*, (2008) a indução de estímulos elétricos antes e após atividades fatigantes apresentam informações mais precisas quanto ao efeito da atividade realizada sob desempenho físico que pode ser caracterizado pelo declínio relativamente linear da produção de força e pelo atraso na fase de relaxamento muscular.

Por outro lado, apesar da estimulação elétrica apresentar informações importantes quanto à indução ou não da fadiga neuromuscular, os estímulos elétricos aplicados à pele podem gerar sensações de dor, entretanto, a estimulação magnética apresenta as mesmas possibilidades de avaliação da fadiga neuromuscular, com a vantagem de não induzir dor (Marchetti and Dal Corso 2012).

5.3.2. Atividade muscular e indicadores de fadiga periférica: A atividade muscular também pode ser avaliada por meio de diferentes análises através da eletromiografia de superfície (sEMG), sendo invasivo ou não invasivo (de superfície) (Marchetti and Duarte 2011; Latash 2015). De forma geral, a sEMG é uma técnica que tem como objetivo captar a somatória dos potenciais de ação no sarcolema em voltagem em função do tempo, o que possibilita avaliar a atividade muscular durante diferentes condições experimentais (Zwarts, Bleijenberg et al. 2008; Marchetti and Duarte 2011). As principais características avaliadas pela sEMG referentes à instauração da fadiga neuromuscular são: a redução da frequência de disparo das unidades motoras e o aumento da amplitude do sinal EMG (através da integral do sinal EMG [IEMG]) (De Luca 2003). Entretanto, deve ficar claro que essas mudanças

podem ser alteradas em função do tipo de atividade (intermitente ou contínua), e principalmente da intensidade da contração (máxima ou submáxima).

Por exemplo, durante contrações submáximas o sinal EMG pode aumentar consideravelmente em função do recrutamento de unidades motoras adicionais e do aumento na frequência de disparo. Isso ocorre na tentativa de garantir a manutenção da produção de força durante contrações sustentadas. Por outro lado, durante contrações máximas a amplitude do sinal sEMG e a frequência de disparo tendem a reduzir (Zwarts, Bleijenberg et al. 2008).

5.4. Efeitos da fadiga local no sistema neuromuscular

Quando um grupo muscular específico é exposto a atividades extenuantes por períodos prolongados, é esperado que o mesmo (membro ipsilateral) apresente queda de desempenho em atividades subsequentes (Marchetti and Uchida 2011). A esse fenômeno, dá-se o nome de fadiga local. Diversos fatores podem contribuir para a queda do desempenho em decorrência da instauração da fadiga local (Ament and Verkerke 2009). Desta forma, serão revisados os principais mecanismos que podem ser afetados, além de suas contribuições para a redução do desempenho em diferentes condições experimentais.

5.4.1. Implicações da fadiga muscular no complexo actina/miosina: Toda CVM depende da utilização da energia liberada através da hidrólise (quebra) das moléculas de adenosina trifosfato (ATP), o que resulta em um aumento da produção de adenosina difosfato (ADP), fosfato inorgânico (Pi) e íons H^+ (Ament and Verkerke 2009), assim, toda contração muscular está associada a

um aumento da produção de ADP, Pi e H⁺ (Ament and Verkerke 2009). Para que a contração muscular seja sustentada de acordo com as necessidades da tarefa, a produção de ATP deve ser constante. Para isso diversas vias energéticas são utilizadas, como a da via fosfagênica (PCr), da glicólise (aeróbia e anaeróbia) e do metabolismo dos ácidos graxos (Ament and Verkerke 2009). Porém, quando o ATP é resintetizado via glicólise anaeróbia, ocorre um aumento da produção de íons de hidrogênio (H⁺) com uma concomitante redução do pH intra e extracelular (Ament and Verkerke 2009). Desta forma, o aumento das concentrações desses três metabólitos (ADP, Pi e H⁺) estão altamente relacionados a intensidade e duração da contração muscular, e podem influenciar de forma direta na eficiência das interações (acoplamento e desacoplamento) entre as pontes cruzadas do complexo actina/miosina.

Contrações musculares realizadas por períodos prolongados podem alterar a capacidade contrátil do músculo. De forma geral, a indução da fadiga muscular pode resultar em uma redução da amplitude dos potenciais de ação da unidade motora (UM) decorrente de alterações nas concentrações de sódio e potássio e também por uma redução da velocidade de propagação dos potenciais de ação ao longo do sarcolema (Ament and Verkerke 2009).

Essas alterações podem ser observadas durante a captação do sinal EMG pela redução do espectro de potência (análise de frequências), o que pode ser interpretado como um sinal de fadiga. No entanto, fatores como o grau de sincronização dos diversos potenciais de ação das fibras musculares e a EMG integrada (IEMG) também podem influenciar no sinal EMG (Ament and Verkerke 2009). Adicionalmente, é possível verificar um aumento do sinal da

IEMG durante exercícios intermitentes em contrações isométricas submáximas, possivelmente devido ao aumento da frequência de descarga do neurônio motor e o aumento do *pool* de neurônios motores recrutados (Ament and Verkerke 2009).

5.4.2. Efeitos da fadiga local em diferentes tipos de fibra muscular: Em um único músculo é possível verificar fibras musculares e unidades motoras com diferentes propriedades bioquímicas e fisiológicas que variam de acordo com a velocidade de contração, capacidade de produzir força e de resistir à fadiga (Ament and Verkerke 2009). Durante a contração muscular isométrica as fibras do tipo II tendem a apresentar maior redução na produção de força do que as fibras do tipo I. Por outro lado, a velocidade de contração das fibras do tipo I (lentas oxidativas) são mais susceptíveis ao acúmulo de Pi do que as do tipo II (rápidas glicolíticas). É provável, que tal redução na produção de força durante contrações musculares isométricas ocorra devido a uma redução da frequência de disparo do neurônio motor. Resultando em uma redução da velocidade de descarga das UM, garantindo a manutenção da contração muscular sustentada com baixo dispêndio energético (Ament and Verkerke 2009). Desta forma, os diferentes tipos de fibras musculares encontrados em um mesmo músculo possibilitam uma alternância no recrutamento de UM resultando em uma maior capacidade de resistir à fadiga.

5.4.3. Características do tipo de fibra muscular do vasto lateral entre sexos

Diversos estudos compararam as características das fibras musculares do músculo vasto lateral entre sexos (Miller, MacDougall et al. 1993; Staron,

Hagerman et al. 2000). O estudo de Miller et al., (1993) comparou a força muscular e as características das fibras musculares dos músculos bíceps braquial e vasto lateral entre sexos através de biópsia. Participaram do estudo 16 sujeitos (8 homens e 8 mulheres), destes, cada grupo continha 3 sujeitos sedentários, 3 treinados em uma gama de atividades físicas (não reportadas) e 2 treinados em força. Os resultados para o vasto lateral mostram que homens possuem uma área (μm^2) significativamente maior (20%) de fibras do tipo II do que de fibras do tipo I. Já as mulheres, apesar de apresentarem uma área (μm^2) 11% maior de fibras do tipo II do que as do tipo I, não foram verificadas diferenças significantes. Adicionalmente, o estudo verificou que os homens possuem uma área (μm^2) significativamente maior de fibras do tipo II do que as mulheres, além disso, os homens apresentaram maior capacidade de produção de força absoluta dos extensores de joelho do que as mulheres durante diferentes testes de força máxima (CVMI e 1RM [38% e 31%, respectivamente]) e também para a força relativa (normalizada pela área de secção transversa), neste caso, apenas para o teste de 1RM (~21,4%). Não foram verificadas diferenças significantes, entre as fibras musculares do tipo I e para a força muscular relativa durante a CVMI entre os sexos. O estudo de Staron et al., (2000) comparou a composição dos tipos de fibras musculares entre sexos através de biópsia. Participaram do estudo 150 sujeitos adultos jovens (55 mulheres e 95 homens) destreinados que foram coletados ao longo de 10 anos. Foram avaliados seis tipos de fibras musculares (I, IC, IIC, IIA, IIAB e IIB) que foram classificadas através da adenosina trifosfatase miofibrilar (mATPase) histoquímica, já a área de secção transversa (AST) foi avaliada apenas para os tipos de fibras musculares maiores (I, IIA e IIB). Os resultados

mostram que os sexos apresentam características semelhantes quanto aos tipos de fibras: I (41%), IC (1%), IIC (1%), IIA (31%), IIAB (6%) e IIB (20%). No entanto, a AST para os três maiores tipos de fibras (I, IIA e IIB) foi maior em homens do que em mulheres. Adicionalmente, tanto o percentual de fibras musculares IIA quanto às isoformas de cadeias pesadas de miosina (ICPM) foram significativamente maiores em homens (18,44 e 22,24% respectivamente) do que em mulheres. Em contrapartida, tanto o percentual de fibras musculares do tipo I quanto às (ICPM) foram significativamente maiores em mulheres (17,72 e 17,31% respectivamente) do que em homens. Concluindo que embora o percentual de tipos de fibras rápidas e lentas sejam semelhantes entre os sexos, as mulheres apresentaram maior percentual de fibras lentas (tipo I) do que os homens, que por sua vez, apresentaram maior percentual de fibras rápidas (IIA) do que as mulheres.

Assim, conclui-se que os sexos apresentam diferença percentual significativa entre os tipos de fibras musculares I e II.

5.4.4. Efeitos da fadiga local entre sexos: Diversos estudos verificaram diferenças entre sexos quanto à resistência a fadiga em ações isométricas (Maughan, Harmon et al. 1986; Hicks, Kent-Braun et al. 2001) e dinâmicas (Hunter 2015), dependentes tanto da velocidade de contração quanto do grupo muscular avaliado (Hunter 2015). Em estudo de revisão Hicks *et al.*, (2001) verificou diversos estudos que compararam os efeitos da fadiga entre sexos. Os estudos verificaram que o sexo feminino apresenta maior resistência à fadiga quando comparado ao sexo masculino em diversos grupos musculares (extensores de joelho, flexores de cotovelo, flexores dos dedos e adutor do

polegar) principalmente em contrações musculares submáximas (20 a 70% da CVM). Adicionalmente, em estudo de revisão Hunter (2009) observou maior resistência à fadiga dos músculos do core em mulheres quando comparados aos homens. Em contra partida, a magnitude da resistência à fadiga identificada no sexo feminino parece reduzir com o aumento da intensidade, como verificado em estudos que utilizaram 80% da CVMI de extensores de joelhos e entre 80 e 90% de 1RM para flexores de cotovelo (Maughan, Harmon et al. 1986), ou mesmo em CVMs intermitentes do adutor do polegar (Hicks, Kent-Braun et al. 2001). Assim, concluiu-se que a fadiga muscular é sexo específica (Hunter 2009).

Adicionalmente, Martin e Rattey (2007) avaliaram o efeito da fadiga muscular local e não local de membros inferiores no desempenho de homens e mulheres. Participaram do estudo 16 adultos jovens, hígidos (8 homens e 8 mulheres). O efeito da fadiga local, entre sexos, foi comparado através do pico de força (PF) e da atividade muscular (vasto lateral) (EMG) dos extensores de joelhos (membro dominante) antes, durante e após uma contração voluntária máxima (CVMI) sustentada por 100 segundos (CVMI-100). O protocolo experimental consistiu na realização de 2 CVMI (1 a 2 segundos [s.]) por 30 s. de intervalo, seguido de 20 s. de repouso com a aplicação de 6 estímulos elétricos supramáximos (0,25Hz) sob o nervo femoral. Em seguida, os sujeitos foram orientados a realizar 4 CVMI de 1 a 2 s. por 30 s. de intervalo. Durante a realização das 4 CVMI foram aplicados estímulos elétricos no nervo femoral. Então, após a realização da 4ª CVMI, os sujeitos foram orientados a realizar uma CVMI por 100 s. seguido de um intervalo de 20 seg. com a aplicação de 6 estímulos elétricos supramáximos (0,25Hz) sob o nervo femoral. Em seguida,

os sujeitos foram orientados novamente a realizar 4 CVMI de 1 a 2 s por 30 s. de intervalo com a aplicação de estímulos elétricos no nervo femoral. Os resultados mostram que para o membro dominante, ambos os sexos apresentaram redução do desempenho após a CVMI sustentada por 100s. (CVMI-100s). No entanto, os homens apresentaram maior queda do desempenho do que as mulheres (PF: ~24% e ~16 % e ativação muscular ~22% e ~9 %, respectivamente). Para o membro inferior não dominante, ambos os sexos apresentaram redução do desempenho após a CVMI-100s. No entanto, os homens apresentaram maior queda do desempenho quando comparado às mulheres (PF: 13% e ~6% e ativação muscular: ~9 % e ~3%). Concluindo que o SN de homens e mulheres se adapta de maneira distinta às alterações associadas à fadiga. É provável que a baixa demanda no consumo de oxigênio, a menor compressão mecânica vascular, e a menor dependência do sistema glicolítico durante atividades extenuantes, verificada no sexo feminino, sejam responsáveis pela redução do comprometimento do sistema neuromuscular principalmente em membros inferiores (Hicks, Kent-Braun et al. 2001; Hunter 2009). Assim, entende-se que os mecanismos contráteis responsáveis pelas alterações verificadas entre sexos ocorram em nível periférico, não existindo evidências de que haja diferença entre sexos em nível central (Hunter 2015).

5.4.5. Efeito da fadiga muscular local em diferentes níveis de condicionamento físico: O estudo de Ahtiainen et al., (2003) comparou o efeito do nível de condicionamento físico em relação a área de secção transversa (AST) dos músculos da coxa e a capacidade de produção de força

(PF) durante a CVMl dos extensores dos joelhos (bilateral) através da ressonância nuclear magnética e de um dinamômetro elétrico, respectivamente. Participaram do estudo 16 homens treinados (n= 8 homens fisicamente ativos e 8 atletas de força [5 *bodybuilders* e 3 *powerlifters*]). Foram realizados três CVMls para os extensores de joelho, bilateralmente, com os joelhos flexionados a 107°. Os resultados mostram maior capacidade de produção de força absoluta (PF) e maior AST (cm²) em atletas de força do que em sujeitos fisicamente ativos (PF:~44% e AST:~30%). Concluindo que o nível de condicionamento físico específico pode influenciar na capacidade de produção de força (PF) e na AST da coxa não corroborando com os resultados do presente estudo.

5.4.6. Efeito da informação de desempenho da CVM na fadiga neuromuscular: O estudo de Halperin *et al.*, (2014) avaliou o efeito da informação sobre o número de repetições (CVM), em sujeitos do sexo masculino, poderia afetar a força e a ativação muscular em protocolos de fadiga semelhantes avaliados através de uma célula de carga e um eletromiógrafo. Participaram do estudo 30 sujeitos do sexo masculino treinados em força, e três condições experimentais de fadiga foram realizadas de forma aleatória (condição controle [CC], condição desconhecida [CD] e condição engano [CE]). Para a CC, os sujeitos foram orientados a realizar 12 CVMs, na CD, os sujeitos não foram informados do número de CVM deveriam ser realizadas, completando as 12 CVM e na CE, os sujeitos foram orientados a realizar 6 CVM, sendo que após a sexta CVM, os mesmos foram orientados a continuar até realizar as 12 CVM. Os resultados mostraram que quando

realizada a CE os sujeitos demonstraram maior produção de força e maior atividade EMG para o bíceps braquial quando comparado a CD durante as 6 primeiras CVM. Além disso, em todas as condições os sujeitos produziram mais força na última repetição (# 12) em relação à anterior (# 11). Para a EMG foi verificado maior ativação muscular do bíceps braquial para a condição engano nas primeiras 6 CVM quando comparado as condições CD e CC. Concluindo que fornecer informações incorretas quanto ao número de repetições a serem realizadas, pode aumentar o desempenho, quando comparado a estratégias que pré-estabeleçam um número fixo de repetições a serem realizadas. Em estudo complementar, Halperin *et al.*, (2014) avaliaram o mesmo protocolo experimental em mulheres (n=20). Foi utilizado um dinamômetro para avaliar a força dos flexores e extensores de cotovelo e eletromiografia de superfície para avaliar a ativação muscular da cabeça longa do bíceps braquial e da cabeça lateral do tríceps braquial. As mesmas condições foram utilizadas, e os resultados mostraram que durante as primeiras 6 CVM a força foi maior na condição engano do que nas condições desconhecida e controle. No entanto, não foi verificado diferença significativa entre condições para as últimas 6 CVM. Já, entre as repetições foi verificada redução da força durante as primeiras 6 CVM e as últimas 6 CVM. Para EMG de bíceps e tríceps, não foi verificada diferença significativa entre as condições. No entanto, a EMG reduziu durante as primeiras 6 CVMs para os músculos bíceps e tríceps em todas as condições. Para as últimas 6 CVM não foi verificada diferença significativa, concluindo que fornecer informações incorretas quanto ao número de repetições a serem realizadas pode aumentar

o desempenho, quando comparado a estratégias que pré-estabeleçam um número fixo de repetições.

Assim, é provável que o conhecimento da tarefa a ser realizada previamente, pode afetar a forma como o sistema administra a produção de força visando poupar energia, independente do sexo dos sujeitos avaliados.

5.4.7 Efeito do tempo de duração do protocolo de fadiga: O estudo de Froyd *et al.*, (2016) avaliaram os efeitos da duração do protocolo de fadiga no desempenho dos extensores do joelho direito (EJ) em nível central e periférico. Participaram do estudo 12 sujeitos saudáveis (11 homens e 1 mulher) treinados em força e resistência. O protocolo experimental consistiu na realização de três condições de fadiga (CF) para extensores de joelho, que variaram de acordo com o tempo de execução (3, 10 e 40 min.) e o número de contrações voluntárias máximas concêntricas (CVM_{CON}) realizadas. Sendo que para a CF1 foram realizadas 4 séries de 15 CVM_{CON} durante 3 min., já para a CF2 foram realizadas 16 séries de 15 CVM_{CON} durante 10 min. e para a CF3 foram realizadas 64 séries de 15 CVM_{CON} durante 40 min. Para a avaliação da função neuromuscular nos momentos pré e após cada CF, foram realizadas cinco CVM concêntricas (CVM_{CON}) seguidas de uma sequência de 3 estimulações elétricas (EE): EE única (EEU), EE dupla a 100Hz (EE100) e EE dupla a 10Hz (EE10) sob o nervo femoral, durante 2s., com os EJ relaxados. Então, após 2 min. de intervalo, foram realizadas três CVMI de 4s. por 1 min. de intervalo (4s./1min.), seguido de mais três EE. Então, após 1 min. de intervalo, foram realizadas novamente mais três CVMI (4s./1min.), desta vez, somadas à EE100. Os dados EMG de VL e VM foram apresentados como a média dos

dados, representando desta forma um único valor e a amplitude da onda-M pico a pico em resposta ao EEU também foram analisadas. O índice de fadiga de baixa frequência (IFBF) foi calculado através da seguinte fórmula: $EE10 \cdot EE100^{-1}$. Os dados referentes à ativação muscular (EMG/RMS) do vasto lateral (VL) e do vasto medial (VM) e o pico de força (PF) dos extensores de joelho foram avaliados através de um eletromiógrafo e um dinamômetro, respectivamente. Os resultados mostram que independente da CF utilizada (CF1; CF2 e CF3), foi verificado uma redução significativa da PF entre os momentos pré e pós CF, tanto para a CVM_I (68%; 64% e 66%,), quanto para a CVM_{CON} (67%, 68% e 70%,), respectivamente, caracterizando a instauração da fadiga neuromuscular. Quando analisado a ativação muscular durante a CVM_I, apenas a CF3 apresentou redução (89%) da EMG/RMS entre os momentos pré e pós. Adicionalmente, a CF3 apresentou redução significativa da EMG/RMS quando comparado a CF1 (23,93%) e CF2 (17,59%), caracterizando a instauração da fadiga central. Para CVM_{CON} não foi verificado diferença significativa. Quando analisada a PF produzida a partir da EE, para as diferentes CF (CF1, CF2 e CF3) foi verificada redução significativa entre os momentos pré e pós, tanto para EEU (45%, 45% e 42%) quanto para EE100 (63%, 62% e 58%) respectivamente. Adicionalmente, a PF produzida por EE100 durante a CF3 apresentou queda quando comparado a CF1 (7,94%). Quando analisado o IFBF entre os momentos pré e pós, foi verificada queda significativa de 68% para todas as CF (CF1, CF2 e CF3). E por fim, a onda-M apresentou redução significativa entre os momentos pré e pós para todas as CF (CF1 =105%, CF2= 93% e CF3= 85%). Além disso, foi verificada diferença significativa para M-wave entre CF1 e CF3 (19%), entre CF1 e CF2 (11,4%) e

entre CF2 e CF3 (8,6%) caracterizando a fadiga periférica. Desta forma, o estudo concluiu que o grau de fadiga periférica e central que contribui para a redução da força de um único membro sob contrações dinâmicas depende tanto da duração quanto da intensidade do exercício.

5.5. Efeitos da Fadiga não local no sistema neuromuscular

Diversos estudos verificaram a redução do desempenho neuromuscular de membros não exercitados (contralateral ou não homólogo) após diferentes protocolos de fadiga local, aplicados ao membro ipsilateral ou não homólogo (Ament and Verkerke 2009). A este fenômeno, dá-se o nome de fadiga não local. No entanto, os mecanismos responsáveis por tais alterações ainda não são totalmente esclarecidos (Halperin, Chapman et al. 2015). Desta forma, serão revisados os possíveis mecanismos que podem afetar o desempenho não local em diferentes condições experimentais.

5.5.1. Mecanismos da fadiga muscular não local: Em estudo de revisão Halperin *et al.*, (2015) investigaram os possíveis mecanismos da fadiga neuromuscular não local (FMNL). Foram utilizados 35 estudos, totalizando 58 avaliações das seguintes bases de dados: *Web of Science*, *PubMed*, e Google acadêmico. Os resultados mostram que dos 58 estudos que avaliaram os efeitos da FMNL, apenas 32 apresentaram diferenças significantes para variáveis de força, atividade muscular e efeitos psicológicos. Os efeitos da FMNL foram observados em 76% dos estudos em membros inferiores e apenas 32% em membros superiores. Assim, parece que os efeitos da FMNL possam ser músculo-dependentes. Adicionalmente, fatores como a indução da

fadiga intensa, bem como o protocolo de fadiga utilizado, o nível de condicionamento físico e o sexo dos sujeitos foram apontados como fatores influenciadores da FMNL.

5.5.2. Efeitos da fadiga não local entre diferentes grupos musculares:

Halperin *et al.*, (2014) avaliaram o efeito da FMNL entre músculos homólogos e não homólogos. Participaram do estudo 21 sujeitos treinados em força que foram divididos em 2 estudos distintos (estudo 1, n=11; estudo 2, n=10). O Experimento 1 consistiu da realização de 2 CVM dos extensores de joelho no membro não dominante, seguido de 100-s CVM para os extensores de joelhos (membro dominante), ou flexores de cotovelos (membro dominante) ou repouso (condição controle). Então, entre e após as séries, uma única CVM foi realizada pelos extensores de joelhos descansados (membro não dominante). Em seguida, 12 CVM para extensores de joelhos (membro não dominante) foram realizadas. Foi avaliada a força voluntária (FV) e a atividade muscular via sEMG. Para o experimento 2 foi realizado o mesmo protocolo supracitado no experimento 1, no entanto, os flexores de cotovelo não dominantes não foram testados. Os resultados do primeiro estudo mostram que quando comparado ao grupo controle, os extensores de joelho do membro não dominante apresentaram uma redução significativa na FV e na sEMG em ambas as condições de fadiga. Além disso, foi observada uma queda em todas as variáveis analisadas entre a primeira CVM pós-intervenção e a última. Já para o segundo estudo não foram verificadas diferenças significantes entre as condições em nenhuma das variáveis analisadas. No entanto, todas as variáveis sofreram decréscimo quando comparado a primeira CVM pós-

intervenção com a última. Concluindo que a fadiga muscular de grupos musculares independentes como os extensores de cotovelo pode afetar negativamente o desempenho dos extensores de joelho, no entanto, a fadiga muscular dos extensores de joelhos não parece afetar o desempenho dos extensores de cotovelo. Sugerindo que os efeitos não locais são músculo-específico, e podem interferir no treinamento e no desempenho.

5.5.3. Efeito da fadiga não local entre sexos: Apesar do efeito da fadiga sobre o desempenho ser muito estudado, apenas dois estudos compararam o efeito da fadiga não local entre sexos (Halperin, Chapman et al. 2015). O estudo de Martin e Rattey (2007) avaliou o efeito da FMNL sobre o desempenho de 15 adultos jovens, hígidos (7 homens e 8 mulheres). Inicialmente foram realizadas 2 CVMI (~ 2s) por 30s de intervalo. Em seguida, foram aplicados 6 estímulos elétricos supramáximos (0,25Hz) sob o nervo femoral (membro não dominante) durante 20s com os extensores de joelho relaxados. Então, os sujeitos foram orientados a realizar 4 CVMI (~ 2s) concomitantes a estímulos elétricos aplicados sob o nervo femoral. Após 30s de intervalo, membro dominante foi exposto a um protocolo de fadiga que consistiu na realização de uma CVMI sustentada por 100s. (CVMI-100). Em seguida, foram aplicados novamente 6 estímulos elétricos supramáximos (0,25Hz) sob o nervo femoral (membro não dominante) durante 20s com os extensores de joelho relaxados. Então, os sujeitos foram orientados novamente a realizar 4 CVMI (~ 2s) concomitantes a estímulos elétricos aplicados sob o nervo femoral. Tanto o pico de força (PF) quanto a atividade muscular (vasto lateral) do membro não dominante, foram avaliadas através de um

dinamômetro e um eletromiógrafo de superfície respectivamente, antes e após o protocolo de fadiga.

Os resultados mostram que ambos os sexos apresentaram redução do desempenho (membro não dominante) após a CVMI-100 do membro dominante. No entanto, os homens apresentaram maior queda da força do que para as mulheres (~9% e ~3%). Concluindo que a fadiga local aplicada ao membro inferior dominante afeta o SNC, reduzindo o desempenho do membro homólogo contralateral. Além disso, a fadiga central (efeito cruzado) parece ser mais pronunciada em homens do que em mulheres.

5.5.4. Efeito da fadiga muscular não local em diferentes níveis de

condicionamento físico: A literatura é escassa quanto a estudos que tenham avaliado o efeito da FMNL em sujeitos com diferentes níveis de condicionamento. A princípio, parece que quanto maior o nível de condicionamento físico, menor será o efeito da FMNL, como verificado por Triscott *et al.*, (2008) que compararam o efeito da FMNL em sujeitos com diferentes níveis de condicionamento físico em flexores de cotovelo. Participaram do estudo 24 sujeitos saudáveis (21 homens e 3 mulheres). Os sujeitos foram divididos em grupos (sujeitos saudáveis [SS], treinados em resistência de força [RF] e treinados em força [TF]). Os sujeitos foram submetidos a duas sessões de fadiga, sendo que durante a primeira sessão foram realizadas flexões de cotovelo (membro não dominante) a uma cadência de 1,5s, e uma sobrecarga de 4,5kg até a falha mecânica. Em seguida, uma CVMI foi realizada em ambos os membros (dominante e não dominante) durante 1 minuto. Então, em ambos os membros foram aplicados potenciais

evocados através da estimulação magnética transcraniana nos momentos 2, 5, 10, 20 e 30-min. após a CVMI. Para cada momento foram aplicados 10 estímulos alternados sobre a área do córtex motor de cada membro. Durante a segunda sessão, todos os sujeitos realizaram flexões de cotovelo (membro dominante) até exaustão utilizando uma sobrecarga de 5,5kg, seguido de uma CVMI. Para ambas as sessões, a cadência para cada movimento foi de 1,5 segundos controlada por um metrônomo, a atividade muscular do bíceps braquial de ambos os membros foi avaliada através da eletromiografia de superfície e o tempo para a instauração da fadiga em cada membro foi cronometrado para posterior comparação. Os resultados mostram que a CVMI do membro contralateral não foi afetado para nenhum dos grupos (SS, RF e TF). No entanto, durante uma tarefa submáxima até a falha mecânica, tanto o grupo SS quanto TF apresentaram uma redução significativa no desempenho, enquanto que o grupo RF parece não ter sido afetado pelo protocolo de fadiga. Possivelmente, os sujeitos treinados em resistência de força acumulam menos subprodutos metabólicos, devido a sua menor dependência da via glicolítica, resultando em redução da inibição metaboloreceptora aferente via sistema nervoso. Assim, parece que o tipo de atividade praticada bem como o nível de condicionamento físico específico são fatores determinantes na capacidade de resistir à fadiga.

5.5.5. Efeito da fadiga muscular não local em diferentes intensidades: O estudo de Kawamoto *et al.*, (2014) comparou o efeito da intensidade sobre a FMNL de extensores do joelho e suas implicações na força e na atividade muscular. Participaram do estudo 12 sujeitos fisicamente ativos do sexo

masculino, que realizaram 2 CVMI unilaterais de extensores de joelho (membro dominante e não dominante) durante 5 segundos por 2 minutos de intervalo. Então, foram realizadas três condições experimentais (divididas em três sessões). Condição controle (CON), onde os sujeitos permaneceram sentados por sete minutos sem nenhum tipo de intervenção; Condição de fadiga a 40% (FAD40%), onde foram realizadas 4 séries de extensões dinâmicas de joelho (membro dominante) a 40% da CVMD até a falha concêntrica; e condição de fadiga a 70% (FAD70%), onde foram realizadas 4 séries de extensões dinâmicas de joelho (membro dominante) a 70% da CVMD até a falha concêntrica. As condições experimentais foram aleatorizadas entre os sujeitos e um intervalo de 60 segundos entre séries foi utilizado. Imediatamente após a realização de cada protocolo de fadiga, uma CVMI de extensores de joelho (membro dominante) foi realizada para avaliar a extensão da fadiga. Em seguida, apenas para o membro não dominante, os sujeitos realizaram uma CVMI (cinco segundos), seguido do teste de fadiga (FAD 70%) até a falha concêntrica. Tanto a força dos extensores de joelhos (pico de força [PF] e força produzida nos primeiros 100 milissegundos [F100]) como a atividade muscular (vasto lateral [VL] e bíceps femoral [BF]) foram avaliados através de um dinamômetro e sEMG respectivamente, antes e após o protocolo experimental. Os resultados mostram que ambos os protocolos de fadiga (FAD40% e FAD70%) aplicados ao membro dominante reduziram o desempenho do membro contralateral tanto para F100 (23,7% e 34,6%, respectivamente), quanto para o tempo necessário para atingir a PF (4,4% e 7,1%, respectivamente). No entanto, não foi verificada diferença significativa na atividade muscular (VL e BF) para o membro contralateral. Conclui-se que

ambos os protocolos dinâmicos de fadiga unilateral de extensores de joelhos, independente da intensidade utilizada, afetam o desempenho do membro contralateral. No entanto, observou-se que quanto maior a intensidade do protocolo experimental, maior será o tamanho do efeito (*d*).

5.5.6. Efeito da fadiga não local ao longo do tempo: O estudo de Doix *et al.*, (2013) investigou o tempo necessário para a instauração da FMNL em extensores de joelho. Quinze sujeitos jovens e treinados do sexo masculino realizaram um protocolo de fadiga que consistiu na realização de 2 CVMI de 100 segundos (2CVMI-100s) apenas para um dos membros inferiores (ipsilateral). Nos momentos pré, entre e após o protocolo de fadiga foram realizados avaliações neuromusculares para ambos os membros inferiores (ipsilateral [IPSI] e contralateral [CONT]), de forma aleatorizada. As avaliações neuromusculares consistiram na realização de 3 estímulos elétricos individuais sob o nervo femoral, seguidos de mais 3 estímulos elétricos duplos, por 5 segundos de intervalo entre os estímulos, com os membros inferiores em repouso. Então os sujeitos foram orientados a realizar 2 CVMI durante 4 segundos (separados por 2 minutos de intervalo). Durante e 4 segundos após as CVMIs um novo estímulo elétrico duplo foi aplicado sob o nervo femoral. Os dados de força dos extensores de joelhos e atividade muscular (vasto lateral, vasto medial, reto femoral e semitendíneo) foram coletados através de um dinamômetro e de um eletromiógrafo de superfície, respectivamente. Os resultados mostram que para o membro IPSI o torque dos extensores de joelho reduziu após a primeira CVMI-100s (-9,6%) e após a segunda CVMI-100s (17,9%), sugerindo a ocorrência de fadiga periférica local. Já para o membro

CONT, a redução do torque ocorreu após a segunda CVMI-100s (-10,6%) sugerindo a ocorrência de fadiga central. Para ativação muscular, foi verificada redução do nível de ativação muscular voluntária dos extensores de joelho entre os momentos pré- e pós-protocolo de fadiga (-9,1%) reforçando a hipótese de uma fadiga central em ambos os membros (IPSI e CONT). O estudo concluiu que duas CVMI de 100 segundos em contração máxima dos extensores de joelhos são necessárias para induzir a fadiga no membro contralateral (não local). Além disso, o tempo para a instauração da fadiga entre os membros ocorreu em momentos diferentes. Assim, parece que a fadiga periférica do membro IPSI ocorreu através de adaptações intramusculares situadas além do sarcolema, enquanto, as vias reflexas espinhais cruzadas parecem ser o principal fator para a falha na ativação muscular voluntária em ambos os membros (IPSI e CONT).

5.5.7. Efeitos psicológicos da fadiga não local: Em estudo de revisão Halperin *et al.*, (2015) citam possíveis efeitos psicológicos desencadeados por atividades extenuantes que possam afetar o desempenho do membro contralateral. Os autores verificaram que atividades mentalmente fatigantes podem aumentar a percepção subjetiva de esforço (PSE) durante a realização de atividades físicas subseqüentes, principalmente as extenuantes. Além disso, atividades fisicamente fatigantes, desencadeiam alta demanda cognitiva decorrente da necessidade de resistir ao desconforto e garantir a manutenção do desempenho dentro dos padrões pré-estabelecidos pelo protocolo experimental. Assim, é possível que a alta demanda psicológica envolvida seja

em atividades mentalmente ou fisicamente fatigantes possam reduzir o desempenho de atividades subsequentes.

6 MATERIAIS E MÉTODOS

Trata-se de um estudo transversal, experimental e prospectivo (Hochman, Nahas et al. 2005), que foi realizado no laboratório de Performance Humana da Universidade Metodista de Piracicaba (UNIMEP).

6.1 Participantes

Amostra

A amostra foi composta por 48 indivíduos dos sexos masculino e feminino com idade entre 18 a 30 anos, sendo esses divididos em 4 grupos distintos: treinados em musculação (24 sujeitos [12 homens e 12 mulheres]); sedentários (24 sujeitos [12 homens e 12 mulheres]). O número de sujeitos necessário para a pesquisa foi determinado utilizando um estudo piloto (n=5) tendo como variável dependente o pico de força isométrica, com indivíduos que possuíam as mesmas características das quais foram empregadas no presente estudo, baseado em significância de 5% e um poder do teste de 80% (Eng 2003).

Crítérios para a divisão dos grupos

A definição dos grupos em relação ao nível de condicionamento físico específico para o treinamento de força foi realizado através de um questionamento oral quanto ao tempo de prática no treinamento de força.

Foram considerados sujeitos treinados: a) treinar força em membros inferiores a pelo menos 12 meses interruptos; b) treinar membros inferiores a uma frequência semanal mínima de duas vezes por semana. Todos os sujeitos que não atenderam os critérios supracitados quando ao nível de condicionamento físico foram considerados destreinados.

Critérios de inclusão

Os critérios de inclusão do presente estudo foram: (i) indivíduos que se considerem saudáveis e treinados em musculação de forma ininterrupta por mais de 1 ano dos sexos masculino e feminino, (ii) indivíduos que se considerem saudáveis destreinados em musculação dos sexos masculino e feminino (iii) sem qualquer cirurgia prévia no membro inferior e ou tronco, (iv) sem quaisquer lesões ligamentares e ósteo-mioarticulares em membros inferiores e ou tronco.

Reunião e orientações

Todos os sujeitos foram informados dos procedimentos experimentais por meio de uma reunião, na qual foi explicado de forma clara e detalhada os objetivos, a metodologia, os benefícios relacionados ao estudo e os possíveis riscos envolvidos na pesquisa. Em seguida, assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE, Anexo I), previamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Metodista de Piracicaba – UNIMEP (Protocolo # 64/2015, Anexo I). A metodologia proposta foi formulada respeitando à resolução 466 de 12 de dezembro de 2012, do Conselho Nacional de Saúde do ministério da saúde – Brasília – DF.

Os participantes foram submetidos às mesmas condições biomecânicas específicas do exercício extensão de joelho, amplamente utilizado por sujeitos treinados em força de ambos os sexos e não utilizados ou pouco utilizados por sujeitos destreinados de ambos os sexos. Quando necessário, os procedimentos foram imediatamente interrompidos diante de qualquer relato ou observação de movimento fora do padrão pré-determinado. Caso os voluntários se queixassem de sintomas após a coleta dos dados, os mesmos seriam encaminhados a Clínica de Fisioterapia da UNIMEP, setor de Fisioterapia Ortopédica, para receberem os cuidados adequados (o procedimento supracitado não foi necessário a nenhum dos sujeitos da pesquisa).

6.2 Procedimentos

Os sujeitos foram orientados a se abster de quaisquer exercícios físicos por no mínimo 72 horas antes das avaliações e se apresentaram no laboratório em apenas uma sessão que foi dividida em dois momentos. No primeiro momento, foram obtidos os dados pessoais por meio de um questionamento oral como nome, idade, nível de condicionamento físico, e membro inferior dominante, baseado na preferência em chutar uma bola (Maulder and Cronin 2005) e foram mensurados os dados antropométricos como massa, estatura e circunferência da coxa (dominante e não dominante). Então, todos os sujeitos assinaram o TCLE seguido de um breve aquecimento utilizando um cicloergômetro (Righetto, modelo R-510V) por 5 minutos a uma velocidade de 70rpm, sem resistência externa. Este foi seguido por uma breve familiarização em ambos os membros inferiores (dominante e não dominante) com o

protocolo isométrico de extensão de joelhos (3 CVMI de 5 segundos cada, por 10 segundos de intervalo entre as séries a uma intensidade de 50% da percepção subjetiva de esforço máximo [PSEM]). Os dados de ativação muscular e de força foram coletados através de um condicionador (EMG Systems do Brasil, São José dos Campos, Brasil) que fez a aquisição dos sinais advindos do eletromiógrafo e de uma célula de carga (EMG Systems do Brasil, São José dos Campos, Brasil, com capacidade máxima de 200kg) de forma sincronizada.

Para a execução das tarefas, os sujeitos foram posicionados na cadeira extensora, sendo que os joelhos permaneceram flexionados a um ângulo de 90° (ângulo de maior torque externo) e alinhados ao eixo de rotação do equipamento. O rolete do equipamento será posicionado em cima da articulação do tornozelo (região mais distante da articulação do joelho e mais confortável aos sujeitos). Uma célula de carga foi fixada perpendicularmente ao braço de alavanca do equipamento através de uma corrente que por sua vez foi fixada no equipamento (Figura 1).



Figura 1. Posicionamento da célula de carga na cadeira extensora.

O sujeito permaneceu fixo ao banco do equipamento através de cintos posicionados no tronco e no quadril a fim de evitar a movimentação dos mesmos. Os membros superiores permaneceram cruzados em frente ao tronco (Figura 2).



Figura 2. Posicionamento do sujeito na cadeira extensora.

Então, o procedimento experimental foi realizado e dividido metodologicamente em três fases (Figura 3).

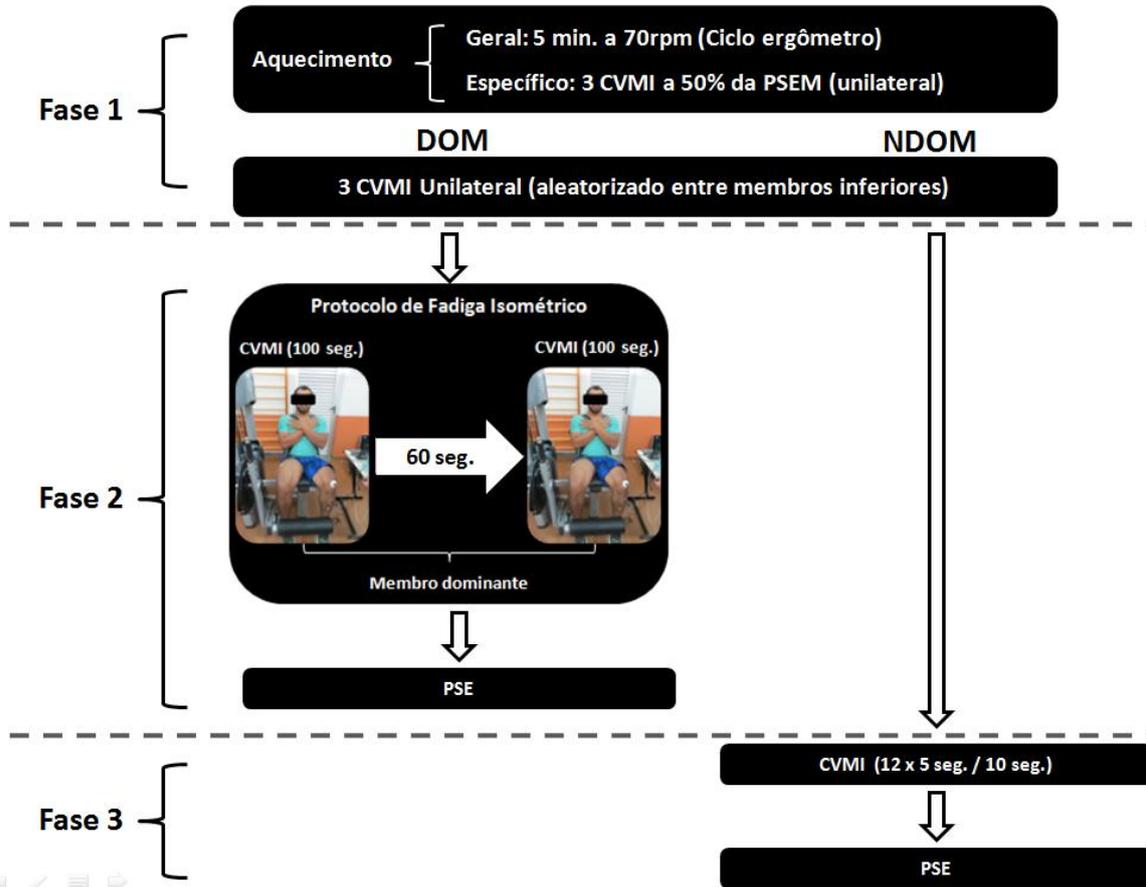


Figura 3. Protocolo Experimental.

A **primeira fase** refere-se à avaliação da força e atividade muscular em condição de pré-fadiga (Pré-FAD), caracterizada por três contrações voluntárias máximas isométricas (CVMI) em extensão de joelhos de 5 segundos por 10 segundos de recuperação em ambos os membros inferiores, separadamente e de forma aleatória para cada sujeito. Após 10 minutos iniciou-se a **segunda fase** objetivando induzir fadiga neuromuscular de forma contínua (FAD-Cont.), através de duas CVMI em extensão de joelhos de 100

segundos por 60 segundo de recuperação entre elas (apenas para o membro inferior dominante) (Figura 4). Imediatamente após a FAD-Cont, iniciou-se a **terceira fase** do protocolo experimental, que teve como objetivo induzir a fadiga neuromuscular do membro contralateral (membro não dominante) através de um protocolo de fadiga intermitente (FAD-Inter.), que consistiu na realização de 12 CVMI em extensão de joelhos de 5 segundos por 10 segundos de recuperação (Figura 3).

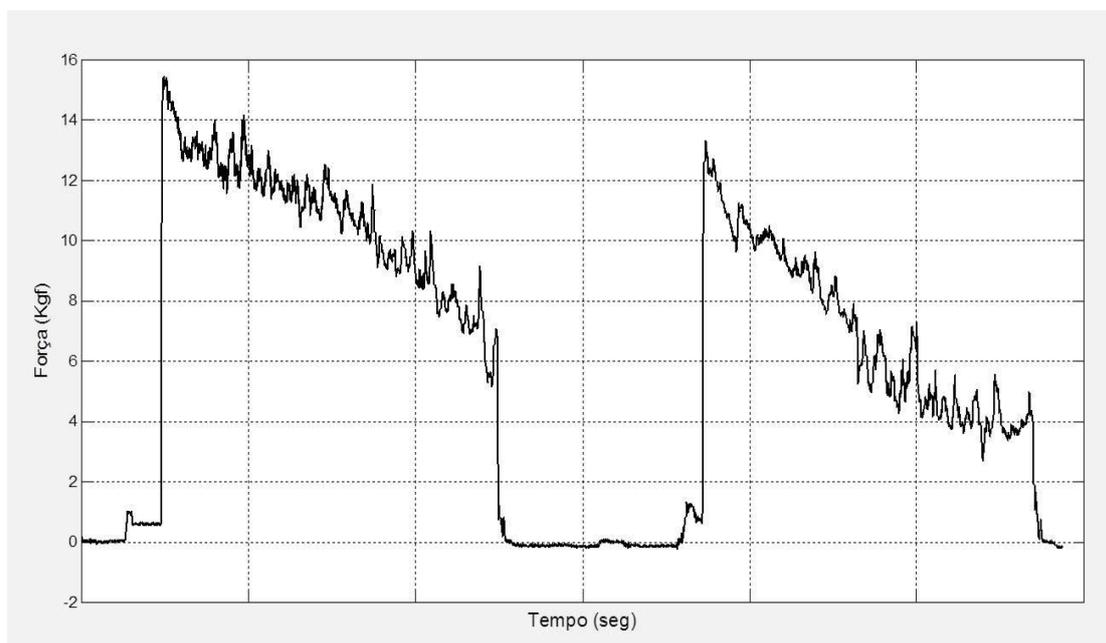


Figura 4. Gráfico representativo da contração voluntária máxima isométrica (CVMI) em extensão de joelhos na fase de indução a fadiga neuromuscular (2x100-s).

Avaliações

Avaliação da Eletromiografia Superficial: Para a coleta dos dados do sinal eletromiográfico (sEMG), um eletromiógrafo de 6 canais (EMG System do Brasil, São José dos Campos, Brasil) foi utilizado, e os dados foram coletados durante todo o protocolo experimental. Foram utilizados pares de eletrodos

ativos de superfície com ganho de 10x, auto-adesivos, Ag/AgCl com 1cm de raio, com espaçamento de 2 cm de centro a centro entre os eletrodos, associados à um gel condutor, sendo colocados sobre o Vasto Lateral (VL), de ambos os membros (dominante e não dominante). A localização específica de cada eletrodo foi norteada segundo as recomendações do SENIAM (*Surface EMG for a non-invasive assessment of muscles*) (Hermens, Freriks et al. 2000). Os eletrodos foram posicionados como segue: VL a 2/3 na linha a partir da espinha ilíaca anterior superior e da porção lateral da patela. O eletrodo monopolar de referência auto-adesivo, Ag/AgCl com 1cm de diâmetro, associado à um gel condutor, foi colocado na proeminência óssea da patela (membro não dominante). Para a colocação dos eletrodos os pelos da região foram removidos e uma leve abrasão foi realizada na pele para remoção das células mortas e redução da impedância. A aquisição do sEMG foi feita a uma frequência de 2000 Hz.

Avaliação da Força: Para a coleta dos dados de força, foi utilizado uma célula de carga (EMG System do Brasil, São José dos Campos, Brasil), e os dados foram coletados durante todo o protocolo experimental. Um *software* de aquisição para a célula de carga (EMG System do Brasil, São José dos Campos, Brasil, com capacidade máxima de 200kg) foi utilizado para armazenar os dados para posterior análise, à uma frequência de aquisição de 2000Hz, e sincronizado ao sinal sEMG

Avaliação da Percepção Subjetiva de Esforço, CR-10 (PSE): A PSE foi avaliada em dois momentos distintos: imediatamente após a realização do

protocolo de fadiga neuromuscular no membro inferior dominante (FAD-Cont), e imediatamente após as 12 CVMI do membro inferior não dominante (FAD-Inter). Os sujeitos foram questionados sobre sua PSE que foi avaliada através da escala de PSECR-10 (Borg, 1982), adaptada por Foster et al., (2001) e traduzida para língua portuguesa por Gomes do Nascimento (2000). A classificação de zero foi associada a nenhum esforço e uma classificação de dez foi associada com esforço máximo e ao exercício mais estressante já realizado. A escala foi mostrada aos sujeitos após cada condição, onde foram questionados com a seguinte pergunta: “Como foi seu treino?” (Tabela 1).

Tabela 1. Escala de Borg adaptada por Foster (Borg 2000).

Classificação	Descritor
0	Repouso
1	Muito, muito fácil
2	Fácil
3	Moderado
4	Um pouco difícil
5	Difícil
6	-
7	Muito difícil
8	-
9	-
10	Máximo

6.3 Análise dos dados

A descrição da análise de dados, estatística, assim como os resultados foram reportados por fases para melhor compreensão.

Análise da Eletromiografia superficial (sEMG):

Fase 1 (pré-fadiga): a análise e o processamento do sinal sEMG das três (CVMI de 5 segundos) para cada membro inferior (dominante e não dominante) foi realizada baseada nos três primeiros segundos da CVMI e seguiu a seguinte ordem: os sinais EMG foram filtrados com um filtro *butterworth* de 4ª ordem, passa banda entre 20-400 Hz, e atraso de fase zero. Foi calculada a *root-mean square* (RMS) com uma janela de 150 ms, para a amplitude do sinal EMG (RMS sEMG). Foi calculada a área sobre a curva do RMS sEMG, definindo-se a sEMG integrada (IEMG).

Fase 2 (fadiga contínua): a análise e o processamento do sinal sEMG das duas fases (2 CVMIs de 100 segundos) foram realizadas do início ao final da CVMI e seguiu a seguinte ordem: os sinais EMG foram filtrados com um filtro *butterworth* de 4ª ordem, passa banda entre 20-400 Hz, e atraso de fase zero. Foi calculada a área sobre a curva do RMS sEMG (janelado a 150 ms), definindo-se a sEMG integrada (IEMG) que foi normalizada pelo tempo da contração (100 segundos) obtendo assim a *root-mean square* (RMS).

Fase 3 (fadiga intermitente): a análise e o processamento do sinal sEMG das 12 CVMIs (5 segundos) foi realizada baseada nos três primeiros

segundos da CVMI e seguiu a seguinte ordem: os sinais EMG foram filtrados com um filtro *butterworth* de 4ª ordem, passa banda entre 20-400 Hz, e atraso de fase zero. Foi calculada a *root-mean square* (RMS) com uma janela de 150 ms, para a amplitude do sinal EMG (RMS sEMG). Foi calculada a área sobre a curva do RMS sEMG, definindo-se a sEMG integrada (IEMG). Um índice de fadiga muscular (IF) também foi analisado durante as 12 tentativas após a fadiga do membro contralateral, através do IEMG em cada tentativa.

Análise dos dados de Força:

Fase 1 (pré-fadiga): a análise e o processamento dos dados para os membros inferiores (dominante e não dominante) foram realizados baseando-se nos três primeiros segundos da CVMI (5 segundos) e seguiram a seguinte ordem: foram filtrados por um filtro *Butterworth* de 4ª ordem, passa-baixa de 10Hz e atraso de fase zero e então a média das três tentativas foi utilizada. As variáveis dependentes medidas foram: pico de força e impulso. O pico de força foi definido como maior valor no intervalo de tempo analisado, e o impulso foi definido através do cálculo da área sob a curva força x tempo dentro do intervalo de tempo analisado.

Fase 2 (fadiga contínua): a análise e o processamento dos dados do membro inferior dominante foram realizadas do início ao final das duas CVMIs (2X100s) e seguiram a seguinte ordem: foram filtrados por um filtro *Butterworth* de 4ª ordem, passa-baixa de 10Hz e atraso de fase zero e então o maior valor de cada uma das duas tentativas foi utilizado. As variáveis dependentes medidas foram: pico de força e impulso. Os dados do impulso absoluto

(IMPA) para cada CVMI foram normalizados pelo tempo total (TT) da tarefa através da divisão dos valores de IMPA pelo TT, obtendo assim o impulso relativo (IMP) como segue na equação abaixo:

$$\frac{IMPA}{TT} = IMP$$

Fase 3 (fadiga intermitente): a análise e o processamento dos dados do membro inferior não dominante foram realizadas baseando-se nos três primeiros segundos de cada uma das 12 CVMI (5 segundos) e seguiram a seguinte ordem: foram filtrados por um filtro *Butterworth* de 4ª ordem, passa-baixa de 10Hz e atraso de fase zero. Então, o maior valor encontrado em cada uma das 12 tentativas foi utilizado para calcular o índice de fadiga. As variáveis dependentes medidas foram: pico de força e impulso. O pico foi definido como maior valor no intervalo de tempo analisado, e o impulso foi definido através do cálculo da área sob a curva força x tempo dentro do intervalo de tempo analisado.

6.4 Análise Estatística

A normalidade e homogeneidade das variâncias foram verificadas utilizando o teste de *Shapiro-Wilk* e de *Levene*, respectivamente. Todos os dados foram reportados através da média e desvio padrão (DP) da média.

Fase 1 (pré-fadiga): a confiabilidade das variáveis dependentes (pico de força (PF), impulso (IMP) e atividade muscular integrada (IEMG) entre as 3 CVMIs para o membro dominante para cada grupo (HT; MT; HD e MD) foram

determinadas através do coeficiente de correlação intra-classe (CCI), seguindo os seguintes valores de referência: < 0,4 pobre; 0,4 - < 0,75 satisfatório; > 0,75 excelente (Rosner 2010) e então a média das três CVMI foi utilizada. Então, ANOVA com medidas repetidas foi utilizada para comparar as diferenças entre condição física (treinado e sedentário) e sexo (homem e mulher) para todas as variáveis dependentes PF, IMP e IEMG .

Fase 2 (fadiga contínua): ANOVA com medidas repetidas foi utilizada para comparar as diferenças entre condição física (treinado e sedentário), sexo (homem e mulher) e momento (tentativa 1 e 2) para todas as variáveis dependentes PF, IMP, atividade muscular (RMS), adicionalmente a diferença percentual ($\Delta\%$) entre as fases 1 e 2 e entre os grupos (HT; MT; HD e MD) foi reportada.

Fase 3 (fadiga intermitente): ANOVA com medidas repetidas foi utilizada para comparar as diferenças entre condição física (treinado e sedentário) e sexo (homem e mulher) para todas as variáveis dependentes (PF, IMP e IEMG). Um teste t pareado foi utilizado para comparar as diferenças entre os momentos pré (média das três CVMI) e pós-protocolo de fadiga contínua (primeira CVMI do protocolo intermitente), para todos os grupos (HT, MT, HD e MD), tendo como variável dependente o pico de força.

Para todos os testes estatísticos adotados nas três fases do protocolo experimental, foi utilizado um *post hoc* de *Bonferroni* (com correção) para verificar as diferenças entre as médias de cada variável dependente. O cálculo do tamanho do efeito (d) foi realizado através da fórmula de Cohen e os resultados se basearam nos seguintes critérios: <0,20 baixo, 0,50 médio e

acima de 0,80 alto baseado em Cohen (1988). Significância de 5% foi utilizada para todos os testes estatísticos, através do *software* SPSS versão 21.0.

7 RESULTADOS

Os resultados serão divididos nas fases do protocolo experimental (fases 1, 2 e 3).

A tabela 2 apresenta as características da amostra (n=48) divididas em grupos (Homens treinados, homens destreinados, mulheres treinadas e mulheres destreinadas).

Tabela 2. Média e desvio padrão das características dos grupos analisados (n=48).

Grupo	Idade (anos)	Estatura (cm)	Massa Corporal Total (Kg)	Circunferência da Coxa (cm)		Índice de Assimetria da Coxa (%)	Tempo de Prática (meses)
				DOM	NDOM		
Homens Treinados	27±5	171,0±22,5	86,0±9,5	57,9±2,52	57,3±2,53	1,74±1,13	84±73
Homens Destreinados	29±6	178,0±7,3	85,0±7,1	56,3±3,24	56,3±3,37	2,00±1,49	0,0±0,0
Mulheres Treinadas	23±4	162,0±3,8	63,0±4,9	55,5±3,32	54,8±3,21	2,21±2,75	55±30
Mulheres Destreinadas	24±4	162,0±6,8	64,0±6,0	53,4±3,35	53,1±3,6	1,13±1,09	0,0±0,0

Fase 1. Condição pré-fadiga (Pré-FAD):

A tabela 3 apresenta os valores de CCI para as variáveis dependentes analisadas durante as três CVMIs realizadas na tarefa de pré-fadiga.

Tabela 3. Valores dos coeficientes de correlação intra-classes das três CVMI's durante a condição pré-fadiga para as variáveis dependentes pico de força (PF) e impulso (IMP) dos extensores de joelho e da atividade muscular (IEMG) do vasto lateral (VL) para o membro dominante (DOM) e não dominante (NDOM).

Variável	HT		HD		MT		MD	
	DOM	NDOM	DOM	NDOM	DOM	NDOM	DOM	NDOM
PF	0,99	0,96	0,96	0,99	0,99	0,98	0,94	0,99
IMP	0,99	0,99	0,99	0,99	0,99	0,99	0,99	0,94
IEMG	0,79	0,88	0,75	0,84	0,83	0,96	0,94	0,95

Valores de referência: < 0,4 pobre; 0,4 - < 0,75 satisfatório; > 0,75 excelente (Rosner 2010). **Legenda:** HT – homens treinados; HD – homens destreinados; MT – mulheres treinadas; MD – mulheres destreinadas.

Para a CVMI não foram verificadas diferenças significantes entre os grupos analisados (HT, HD, MT e MD) para nenhuma das variáveis dependentes (pico de força, impulso e IEMG) no membro dominante ($P>0,05$) (figura 5).

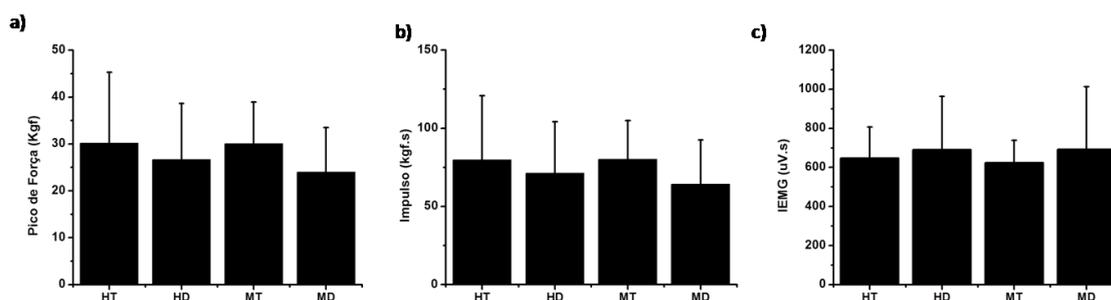


Figura 5. Média e desvio padrão do pico de força e impulso dos extensores de joelho e da IEMG do vasto lateral do membro dominante na tarefa de pré-fadiga ($P>0,05$).

Fase 2. Protocolo de fadiga neuromuscular contínuo no membro dominante (FAD-Cont):

Para o pico de força foi observada uma queda significativa entre a primeira e a segunda tentativa para todos os grupos analisados: HT ($P= 0,006$; $\Delta\%= 27,18$; $d= 0,57$); HD ($P= 0,002$; $\Delta\%= 31,24$; $d= 0,79$) MT ($P= 0,000$; $\Delta\%= 32,43$; $d= 1,48$) e MD ($P= 0,006$; $\Delta\%= 29,58$; $d= 0,71$). No entanto, não foram verificadas diferenças significantes entre os grupos (Figura 6).

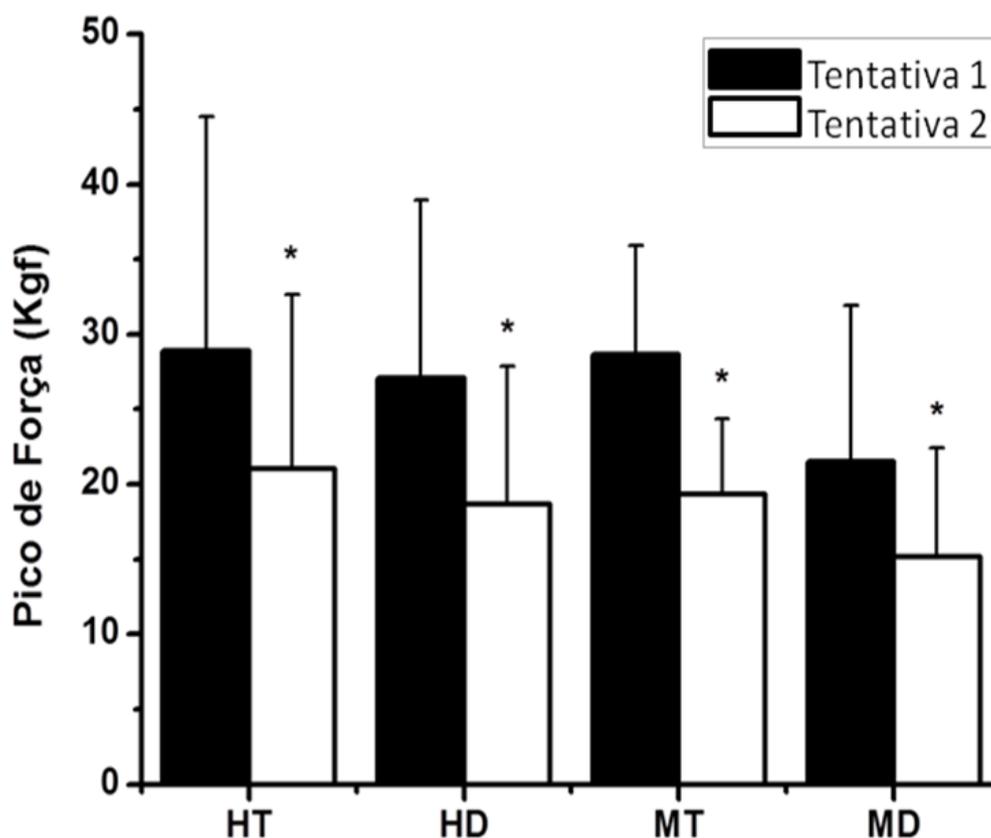


Figura 6. Média e desvio padrão do pico de força dos extensores de joelho do membro dominante durante a fase um e a fase dois do protocolo de fadiga neuromuscular contínuo. * Diferença significativa entre tentativas ($P<0,05$).

Para o impulso foi observada uma queda significativa entre a primeira e a segunda tentativa para todos os grupos analisados: HT ($P= 0,001$; $\Delta\%= 35,29$; $d= 0,81$); HD ($P= 0,002$; $\Delta\%= 34,56$; $d= 0,95$); MT ($P= 0,000$; $\Delta\%= 41,58$; $d= 0,94$); MD ($P= 0,008$; $\Delta\%= 37,12$; $d= 0,94$) (Figura 7).

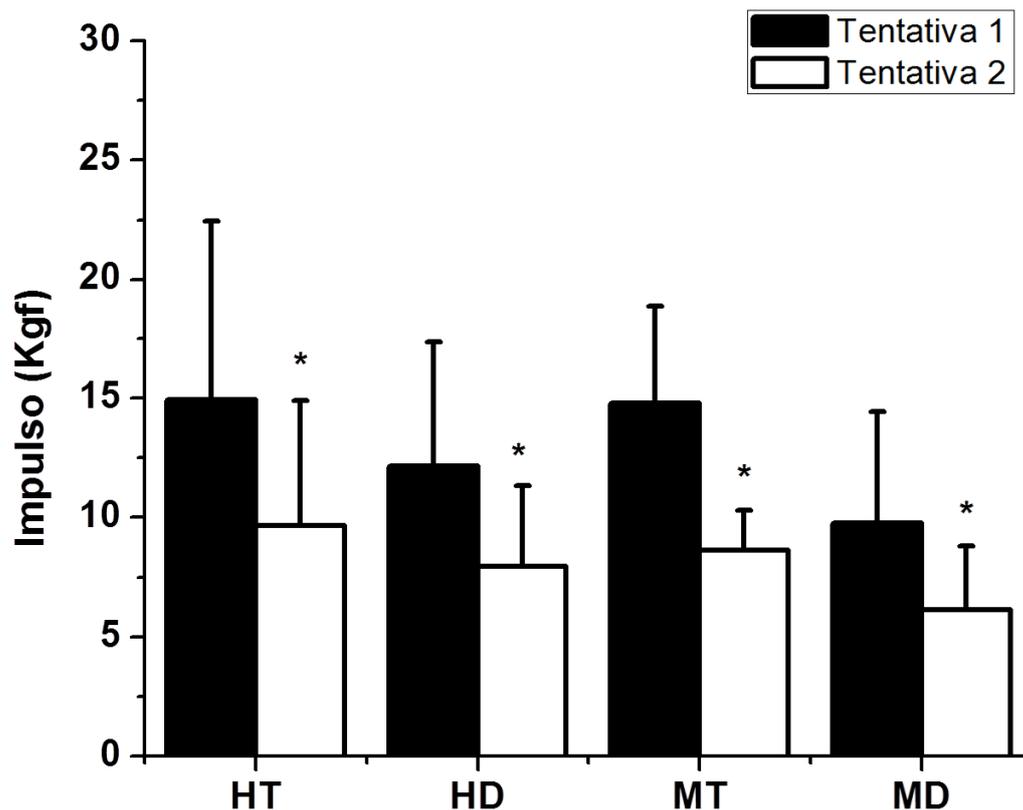


Figura 7. Média e desvio padrão do impulso dos extensores de joelho do membro dominante das duas tentativas do protocolo de fadiga neuromuscular contínuo. *Diferença significativa entre tentativas ($P < 0,05$).

Para o índice de fadiga, referente à mudança na produção de força, não foram observadas diferenças significantes entre tentativas ou grupos HT: fase 1 ($72,64 \pm 12,99$) e fase 2 ($69,75 \pm 9,38$); HD: fase 1 ($76,36 \pm 7,73$) fase 2 ($72,51 \pm 8,61$); MT: fase 1 ($76,50 \pm 7,84$) e fase 2 ($73,86 \pm 12,48$) e MD: fase 1 ($72,96 \pm 9,79$) e fase 2 ($75,23 \pm 5,78$) ($P > 0,05$) (Figura 8).

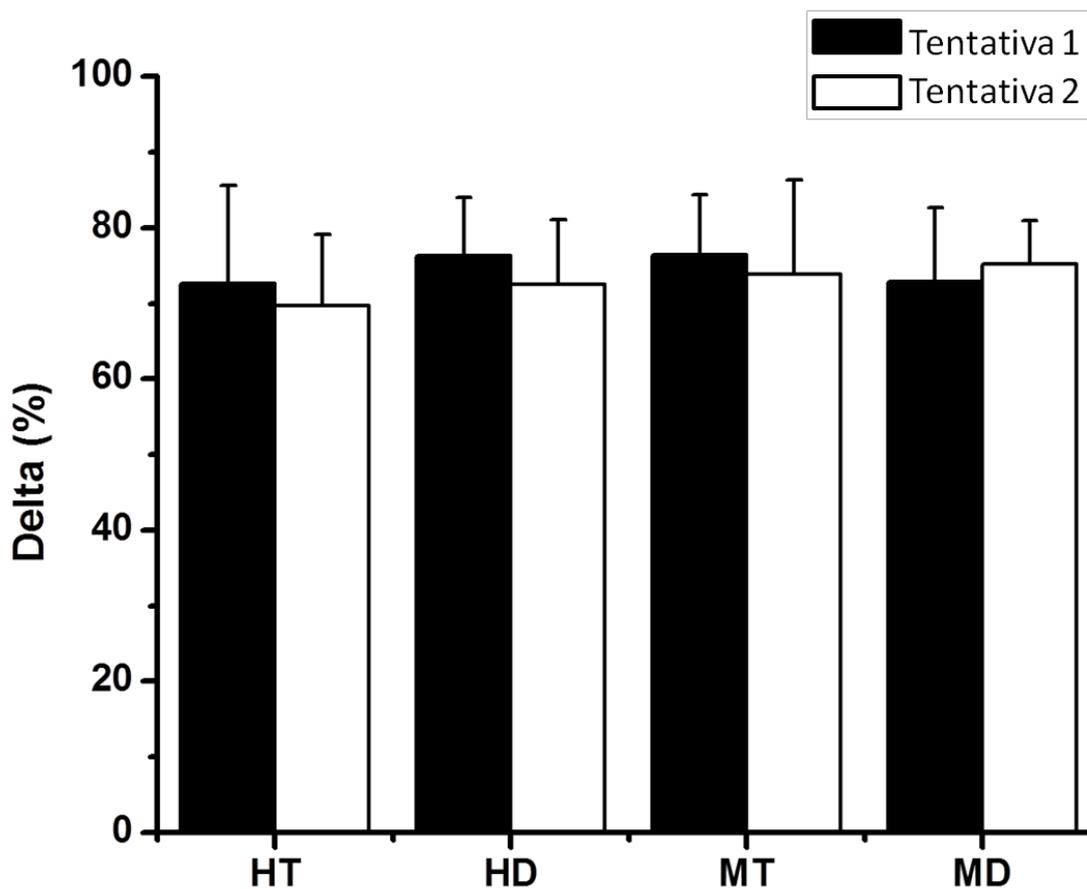


Figura 8. Índice de fadiga dos extensores de joelho durante a fase um e a fase dois do protocolo de fadiga neuromuscular contínuo ($P > 0,05$).

Para a ativação muscular (RMS) do vasto lateral não foram observadas diferenças significantes entre a primeira e a segunda tentativa e entre os grupos (HT; HD; MT e MD) ($P>0,05$) (Figura 8).

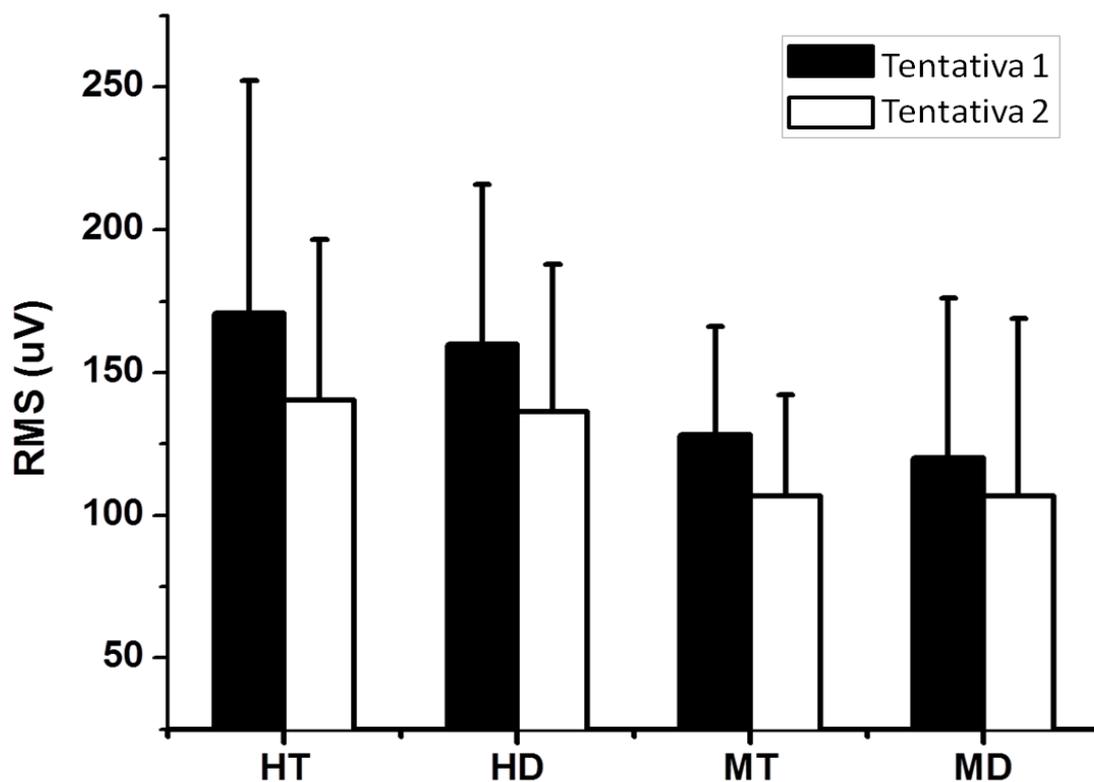


Figura 9. Média e desvio padrão da ativação muscular (RMS) do vasto lateral do membro dominante durante a fase um e a fase dois do protocolo de fadiga neuromuscular contínuo ($P>0,05$).

Fase 3. Protocolo de fadiga neuromuscular intermitente no membro não dominante:

Para a avaliação dos efeitos da fadiga neuromuscular não local, a média das três CVMI realizadas previamente ao protocolo de fadiga contínua (Pré-Teste) foi utilizada e comparada com a primeira CVMI das 12 CVMI realizadas

no protocolo de fadiga intermitente (Pós-Teste). As variáveis dependentes analisadas foram: PF, IMP e IEMG.

Para o pico de força foi observada queda significativa entre a condição pré e pós-protocolo de fadiga contínua para os grupos HT e MT ($P= 0,028$; $\Delta\%= 10,04$; $d= 0,22$ e $P=0,014$; $\Delta\%= 18,15$; $d= 0,65$, respectivamente) (Figura 10).

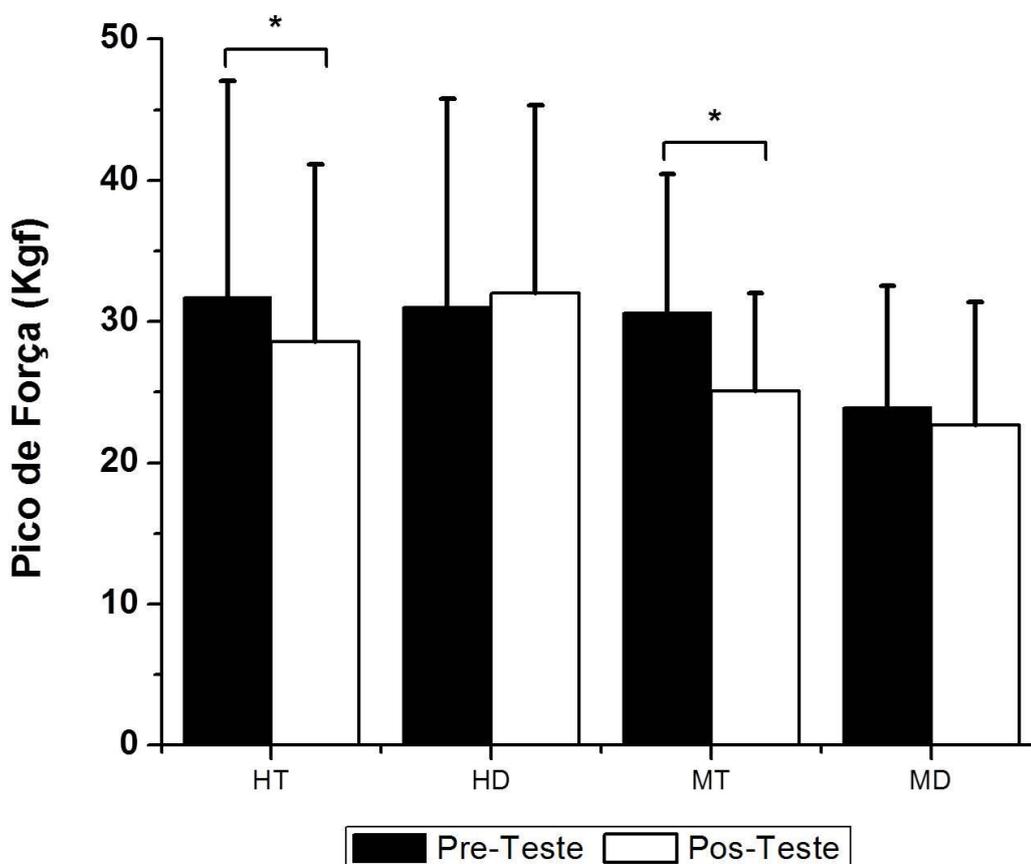


Figura 10. Média e desvio padrão do pico de força dos extensores de joelho do membro não dominante nos momentos pré e pós-protocolo de fadiga contínua.

* Diferença significativa ($P < 0,05$).

Para o impulso foi observado uma queda significativa entre a condição pré e pós-protocolo de fadiga contínua para os grupos HT e MT ($P= 0,028$; $\Delta\%= 10,29$; $d= 0,24$ e $P=0,043$; $\Delta\%= 15,90$; $d= 0,53$, respectivamente) (Figura 11).

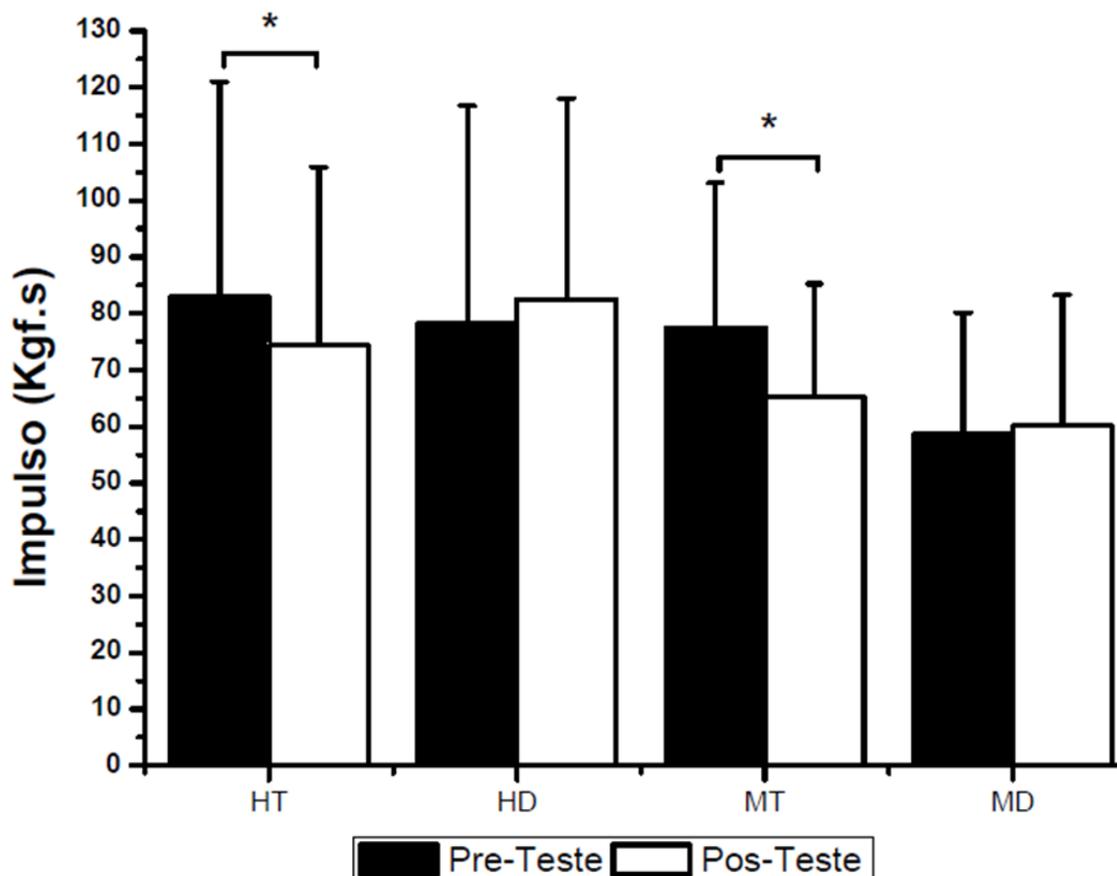


Figura 11. Média e desvio padrão do impulso dos extensores de joelho do membro não dominante nos momentos pré e pós-protocolo de fadiga contínuo.
* Diferença significativa ($P<0,05$). * Diferença significativa ($P<0,05$).

Para a ativação muscular não foi verificado diferença significativa entre os grupos nos momentos Pré-teste (Pré-FAD) e pós teste (Pós-FAD-Cont.).

Para o pico de força foi observada uma queda significativa da primeira para a décima primeira tentativa para o grupo HD ($P=0,003$; $\Delta\%= 23,75$; $d= 0,64$) e da primeira para a sétima tentativa para o grupo MD ($P= 0,029$; $\Delta\%= 17,30$; $d= 0,49$) (Figura 12).

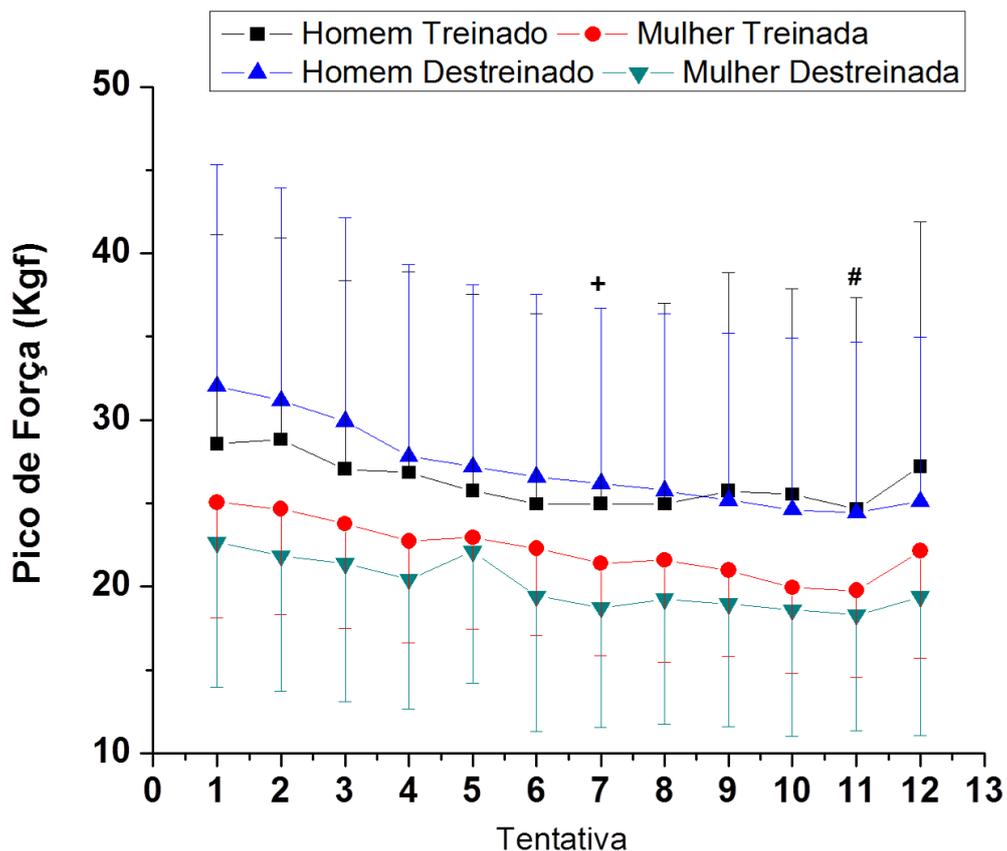


Figura 12. Média e desvio padrão do pico de força dos extensores de joelho do membro não dominante durante as 12 tentativas do protocolo de fadiga neuromuscular intermitente. # Diferença significativa entre a primeira e a décima primeira tentativa para o grupo HD. + Diferença significativa entre a primeira e a sétima tentativa para o grupo MD ($P= 0,029$).

Para a ativação muscular (IEMG), foi observado um aumento significativo a atividade mioelétrica do vasto lateral durante a decimal primeira tentativa para o grupo MT quando comparado ao grupo HT ($P= 0,019$; $\Delta\%= 54,26$; $d= 2,47$) (figura 13).

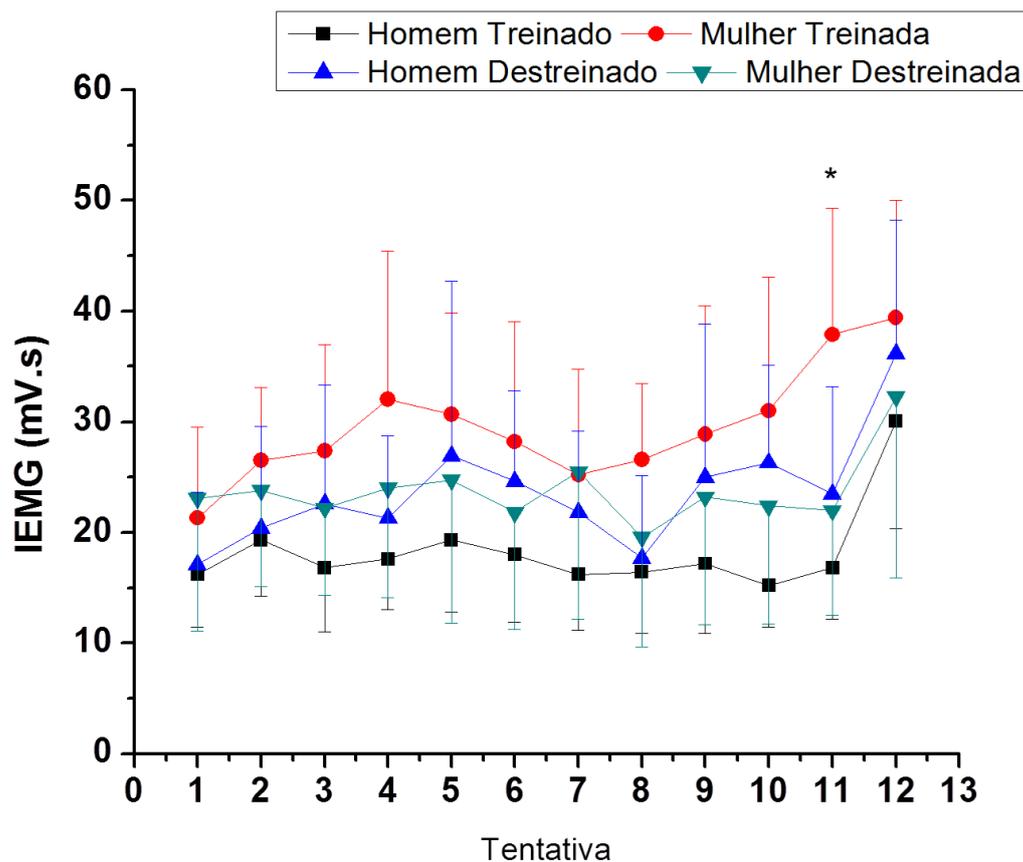


Figura 13. Média e desvio padrão da ativação muscular (IEMG) do vasto lateral do membro não dominante durante as 12 tentativas do protocolo de fadiga neuromuscular intermitente. * Diferença significativa entre HT e MT ($P= 0,019$).

Para o impulso foi verificado uma queda significativa entre a segunda e a décima primeira tentativa para o grupo HD ($P= 0,049$; $\Delta\%= 25,45$; $d= 0,66$) (figura 14).

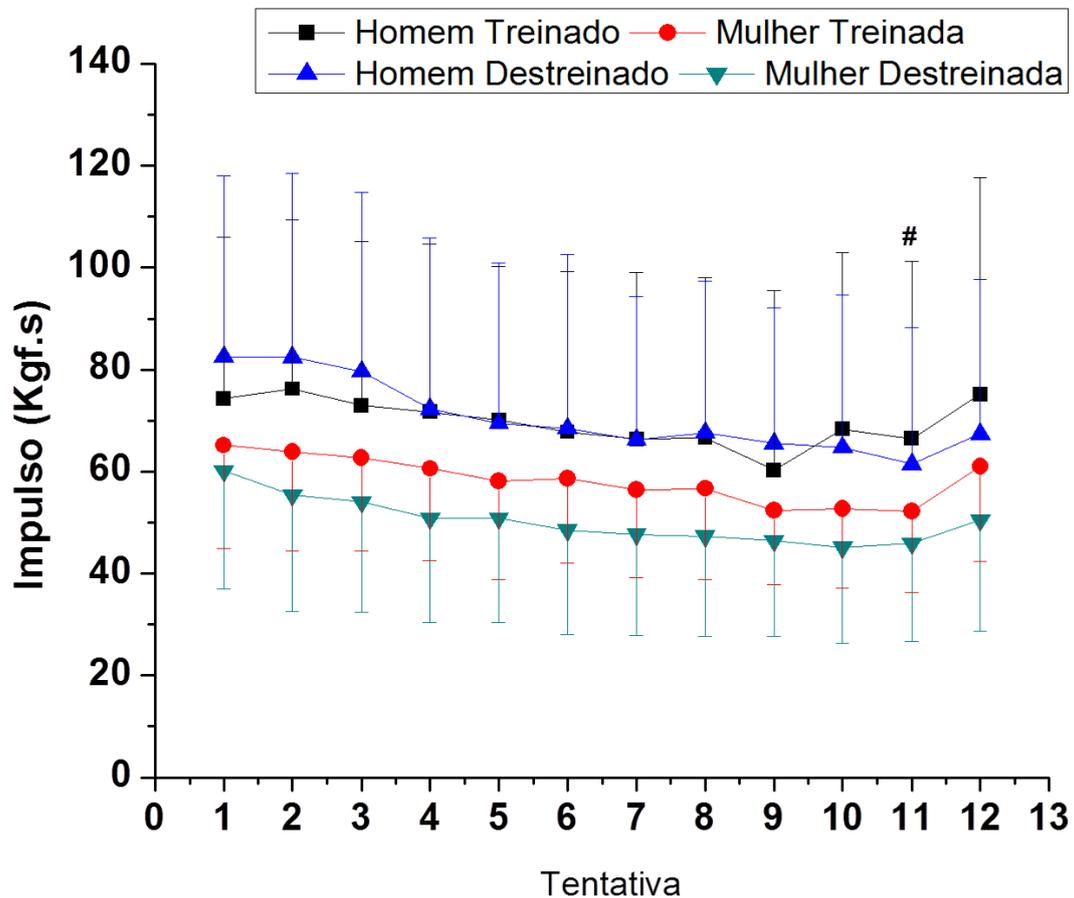


Figura 14. Média e desvio padrão do impulso dos extensores de joelho do membro não dominante durante as 12 tentativas do protocolo de fadiga neuromuscular intermitente. # Diferença significativa entre a segunda e décima primeira tentativa para o grupo HD ($P=0,049$).

8 DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo avaliar e comparar os efeitos agudos de um protocolo de fadiga neuromuscular unilateral de extensores de joelho no desempenho do membro contralateral em sujeitos com diferentes níveis de condicionamento físico e sexo.

Os resultados mostram alto índice de correlação intraclasse entre as três contrações voluntárias máximas isométricas (CVMI) na primeira fase do protocolo experimental (Pré-FAD), para todas as variáveis dependentes: pico de força (PF), impulso (IMP) e atividade muscular (IEMG) do vasto lateral (VL) em ambos os membros inferiores avaliados, dominante (DOM) e não dominante (NDOM).

Para a CVMI realizada durante a primeira fase do protocolo experimental (Pré-FAD), não foram verificadas diferenças entre os grupos (HT, HD, MT e MD) em nenhuma das variáveis dependentes (PF, IMP, IEMG [VL]), o que demonstra certa homogeneidade entre os grupos analisados. Os resultados apresentados não corroboram a hipótese do presente estudo que previa maior capacidade de produção de força dos extensores de joelho e maior atividade muscular do VL em homens do que em mulheres e em sujeitos treinados do que em sujeitos destreinados como demonstrado por Miller et al., (1993) que verificaram maior capacidade de produção de força absoluta dos extensores de joelho (unilateral) em homens do que em mulheres durante a CVMI (38%) e por Ahtiainen et al., (2003) verificaram maior capacidade de produção de força absoluta (PF) e maior AST (cm²) em atletas de força do que em sujeitos fisicamente ativos (PF:~44% e AST:~30%). No entanto, ao normalizar os

dados pela área de secção transversa (AST) dos músculos da coxa, Miller et al., (1993) não verificaram diferença significativa para a capacidade de produção de força relativa entre os sexos. Dessa forma, é possível supor que a normalização dos valores do PF pela AST possam apresentar resultados similares entre os grupos, como demonstrado por Miller et al., (1993) e por Young et al., (1984) que verificaram correlação ($r=0,53$) entre a AST dos músculos da coxa e o PF durante a CVMI dos extensores de joelho.

Dessa forma, é possível que a homogeneidade encontrada para as variáveis dependentes de força (PF e IMP) no presente estudo, possam estar associadas à área de secção transversa da coxa dos sujeitos avaliados, visto que não foi verificada diferença significativa para a circunferência da coxa entre grupos (HT, HD, MT e MD).

Durante a segunda fase do protocolo experimental (FAD-Cont.), foi verificada queda significativa do desempenho entre a primeira e a segunda tentativa de extensão de joelho do membro inferior dominante, tanto para o PF (HT [27,18%]; HD [31,24%]; MT [32,43%] e MD [29,58%]) quanto para o IMP (HT [35,29%]; HD [34,56%]; MT [41,58%]; MD [37,12%]). Os resultados apresentados corroboram com a hipótese do presente estudo que previa queda da capacidade de produção de força dos extensores de joelho e da atividade muscular do VL para todos os grupos entre a primeira e a segunda tentativa, como demonstrado por Doix et al., (2013) que verificaram redução significativa da capacidade de produção de torque (17,9%) dos extensores de joelho do membro dominante (fatigado) em homens treinados e de Halperin et al., (2014) que verificaram queda significativa do PF (70%) dos extensores de joelho, após utilizarem o mesmo protocolo de fadiga neuromuscular adotado no presente

estudo (2CVMI de 100 segundos). É provável que a queda da capacidade de produção de força (PF e IMP) dos extensores do joelho (membro dominante), ocorreu devido a diversas alterações de caráter periférico, como o aumento das concentrações de ADP, Pi, AMP, H⁺, Ca⁺, e Mg²⁺ e a redução das concentrações de PCr, glicogênio muscular e de outros substratos energéticos utilizados para a ressíntese de ATP, comprometendo a liberação e a reabsorção do Ca⁺ pelo retículo sarcoplasmático e também a interação entre as pontes cruzadas (miosina), resultando na queda da capacidade de produção de força (Ament and Verkerke 2009). Por outro lado, esperava-se que as mulheres e os sujeitos treinados apresentassem maior capacidade de resistir à fadiga neuromuscular quando comparados ao sexo oposto e aos sujeitos destreinados (respectivamente) (Hicks, Kent-Braun et al. 2001; Martin and Rattey 2007), hipótese a qual não foi confirmada.

Para a ativação muscular (RMS) do vasto lateral (VL) não foram observadas diferenças significantes entre a primeira e a segunda tentativa e entre grupos (HT; HD; MT e MD), corroborando com os achados de Doix et al., (2013) que não verificaram alterações significantes na atividade muscular dos extensores de joelhos avaliados (vasto lateral, vasto medial e reto femoral) utilizando o mesmo protocolo de fadiga neuromuscular (FAD-Cont.). No entanto, mesmo que o presente estudo não tenha verificado redução da ativação muscular (RMS) entre tentativas e grupos, os resultados mostram quedas percentuais acima de 11% entre a primeira e a segunda tentativa (HT: 17,87%; HD: 14,76%; MT: 16,61; MD: 11,17%). Além disso, os homens apresentaram maior capacidade de ativação muscular quando comparado às mulheres tanto na primeira (HT – MT: 25% e HD – MD: 24,8%) quanto na

segunda tentativa (HT – MT: 23,85% e HD – MD: 21,64%). Dessa forma, é possível supor que devido à variabilidade do sinal eletromiográfico durante contrações isométricas máximas (Burden and Bartlett 1999) não foi possível observar diferenças significantes entre grupos e tentativas.

Para o índice de fadiga, referente à mudança na produção de força durante as 2CVMI de 100 segundos, não foram observadas diferenças significantes entre tentativas e grupos. No entanto, todos os grupos apresentaram queda da capacidade de produção de força de aproximadamente 70% em ambas as tentativas.

Quando analisado o membro inferior não dominante (contralateral) foi verificada queda significativa do PF e do IMP entre os momentos pré-teste e pós-teste, apenas para os grupos treinados (HT: 10,04% e 10,29%, e MT 18,15% e 15,5%, respectivamente), caracterizando assim, o efeito de fadiga neuromuscular não local (FMNL). Por outro lado, o presente estudo não verificou diferença para a ativação muscular entre grupos. Confirmando assim, parcialmente a hipótese do presente estudo, visto que esperava-se que todos os grupos apresentassem o efeito da FMNL para todas as variáveis dependentes (PF, IMP e IEMG). Os resultados do presente estudo corroboram em parte com os achados de Martin e Rattey (2007) que verificaram queda do PF dos extensores do joelho e da atividade muscular (EMG) do VL do membro não fatigado (não dominante) em homens e mulheres saudáveis (PF: ~13% e ~6% e EMG: ~9 e ~3%, respectivamente) após um protocolo de fadiga realizado no membro inferior dominante (CVMI-100s). É possível que os resultados contraditórios para ativação muscular do VL, devam-se a metodologia empregada para a avaliação da ativação muscular. O presente

estudo utilizou apenas a CVMI como meio de avaliação da atividade muscular (VL), enquanto que Martin e Rattey (2007) associaram a CVMI a eletroestimulação supramáxima sob o nervo femoral. Dessa forma, é possível supor que a diferença percentual verificada por Martin e Rattey (2007) de ~9% e ~3%, seja imperceptível sem a aplicação de estímulos elétricos supramáximos, muito provavelmente, em decorrência da variabilidade do sinal eletromiográfico durante a CVMI (Burden and Bartlett 1999).

Adicionalmente, os efeitos de FMNL verificados no presente estudo podem estar relacionados a diversos mecanismos (neural, bioquímico, biomecânico e psicológico) (Gandevia 2001; Ament and Verkerke 2009; Halperin, Chapman et al. 2015). Dessa forma, a FMNL pode estar associada ao aumento do estresse metabólico local, resultante da contração muscular sustentada de uma área muscular específica, levando a uma inibição do sistema nervoso (vias musculares aferentes III e IV) dos membros exercitados e não exercitados (Halperin, Chapman et al. 2015).

Além disso, contrações musculares sustentadas por longos períodos podem reduzir o fluxo sanguíneo e a oferta de BCAA, nutrientes e O₂ para o cérebro, aumentando a temperatura cerebral, as concentrações de serotonina e IL-6, promovendo a sensação de fadiga, e por consequência comprometer o desempenho neuromuscular dos membros fatigados e não fatigados (Ament and Verkerke 2009). Por outro lado, é possível que os músculos estabilizadores da coluna possam fatigar durante diferentes protocolos de fadiga aplicados em membros inferiores ou superiores, comprometendo sua capacidade de estabilizar a coluna em atividades subsequentes. Ou até mesmo, por fatores psicológicos que podem reduzir a motivação dos sujeitos avaliados em tarefas

subsequentes realizadas com o membro não exercitado (Halperin, Chapman et al. 2015).

Durante a terceira fase do protocolo experimental de fadiga (FAD-Inter), foi observada queda da capacidade de produção de força apenas para os grupos destreinados, confirmando parcialmente a hipótese do presente estudo que previa uma redução do desempenho de todos os grupos, com maior queda do desempenho para sujeitos destreinados e em homens do que em mulheres. Os homens (HD) apresentaram queda do pico de força entre a primeira e a décima primeira tentativa (23,75%) e do impulso entre a segunda e a décima primeira tentativa (25,45%), curiosamente, não foi verificada diferença para entre as duas primeiras tentativas e a décima segunda tentativa. No entanto, mesmo que não significativa, foi verificado aumento do PF, IMP e IEMG entre a décima primeira e a décima segunda tentativa para todos os grupos. Apesar da orientação para que todos os sujeitos aplicassem o máximo de força possível durante as 12CVMI de extensores de joelhos e dos estímulos verbais constantes, aparentemente, os sujeitos não aplicaram o máximo de força possível, poupando-a para a última tentativa (12ª CVMI). O mesmo fenômeno foi verificado em diferentes estudos que avaliaram sujeitos treinados em força, do sexo masculino (PF e o IEMG) e feminino (PF), durante 12 CVMI em flexores de cotovelo (Halperin, Aboodarda et al. 2014; Halperin, Aboodarda et al. 2014). Dessa forma, é possível que o SNC (via telencéfalo) consiga administrar a necessidade de produzir trabalho em uma atividade específica (via *feedback*) de acordo com a capacidade total do organismo em produzir trabalho, como proposto no modelo central de regulação (Swart, Lamberts et al. 2008; Ament and Verkerke 2009; Noakes 2012).

Para as mulheres destreinadas, o presente estudo verificou queda do desempenho apenas para o PF entre a primeira e a sétima tentativa (17,30%), corroborado com os achados de Halperin et al., (2014) que verificaram queda significativa do PF entre a primeira e a sexta tentativa (13%), utilizando o mesmo protocolo de fadiga (FAD-Inter.), no entanto, a avaliação foi realizada em flexores de cotovelo de mulheres treinadas em força.

Para a ativação muscular do vasto lateral, foi observado um aumento (54,26%) na amplitude da ativação muscular (IEMG) em mulheres treinadas quando comparado a homens treinados (11ª tentativa). Dessa forma, é possível supor que mulheres treinadas são mais suscetíveis a fadiga neuromuscular do membro não dominante, visto que o aumento da amplitude da IEMG, pode ser entendido parcialmente como um indicador de fadiga neuromuscular (De Luca 2003).

9 CONCLUSÃO

O nível de condicionamento físico e o sexo não influenciaram significativamente na capacidade de produção de força isométrica máxima dos extensores do joelho e na ativação muscular do vasto lateral durante contrações voluntárias máximas isométricas (Pré-FAD), independente do membro inferior avaliado. O protocolo de fadiga neuromuscular contínuo (FAD-Cont) reduziu significativamente a capacidade de produção de força dos extensores de joelhos do membro inferior fatigado (dominante), independente do sexo e do nível de condicionamento físico dos sujeitos avaliados. Já a FMNL parece depender do nível de condicionamento físico e não do sexo, visto

que apenas os sujeitos treinados (homens e mulheres) apresentaram redução significativa da capacidade de produção de força isométrica máxima. Adicionalmente, mulheres treinadas fatigam mais do que os homens treinados durante o protocolo de fadiga intermitente (FAD-Inter).

10 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

- Ahtiainen, J. P., A. Pakarinen, et al. (2003). "Muscle hypertrophy, hormonal adaptations and strength development during strength training in strength-trained and untrained men." Eur J Appl Physiol **89**: 555–563.
- Allen, D. G., G. D. Lamb, et al. (2008). "Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms." Physiol Rev **88**: 287-332.
- Ament, W. and G. J. Verkerke (2009). "Exercise and fatigue." Sports Medicine **39**(5): 389-422.
- Borg, G. (2000). Escalas de Borg para a dor e o esforço percebido. São Paulo, Manole.
- Burden, A. and R. Bartlett (1999). "Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods." Medical Engineering & Physics **21**: 247–257.
- Cohen, J. (1988). Statistical power analysis for the behavioral sciences. New Jersey, Lawrence Erlbaum Associates.
- Davis, J. M. (1995). "Central and peripheral factors in fatigue." Journal of Sports Sciences, 1995 **13**: 49-53.
- De Luca, C. J. (2003). "The use of surface electromyography in biomechanics." Journal of Applied Biomechanics **13**(2): 135-163.
- Doix, A. M., F. Lefevre, et al. (2013). "Time course of the cross-over effect of fatigue on the contralateral muscle after unilateral exercise." Plos one **8**(5): 1-8.
- Eng, J. (2003). "Sample Size Estimation: How many individuals should be studied?" Radiology **227**(2): 309-313.

*Baseadas na norma NBR 6023, de 2002, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).

- Froyd, C., F. G. Beltrami, et al. (2016). "Central regulation and neuromuscular fatigue during exercise of different durations."
- Gandevia, S. C. (2001). "Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue." Physiological Reviews **81**(4): 1725–1789.
- González-Alonzo, J., C. Teller, et al. (1999). "Influence of body temperature on the development of fatigue during prolonged exercise in the heat." American Physiological Society **86**: 1032-1039.
- Halperin, I., S. J. Aboodarda, et al. (2014). "Knowledge of repetitions range affects force production in trained females." Journal of Sports Science and Medicine **13**: 736-741.
- Halperin, I., S. J. Aboodarda, et al. (2014). "Pacing strategies during repeated maximal voluntary contractions." European Journal of Applied Physiology **1-8**.
- Halperin, I., D. W. Chapman, et al. (2015). "Non-local muscle fatigue: effects and possible mechanisms."
- Halperin, I., D. Copithorne, et al. (2014). "Unilateral isometric muscle fatigue decreases force production and activation of contralateral knee extensors but not elbow flexors." Appl. Physiol. Nutr. Metab. **39**: 1–7.
- Hermens, H. J., B. Freriks, et al. (2000). "Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures." Journal of Electromyography and Kinesiology **10**(5): 361-374.
- Hicks, A. L., J. Kent-Braun, et al. (2001). "Sex differences in human skeletal muscle fatigue." Exercise and Sport Sciences Reviews **29**(3): 109-112.
- Hill, A. V., C. N. H. Long, et al. (1924). "Muscular Exercise, Lactic Acid and the Supply and Utilisation of Oxygen." **97**(682): 155-176.

- Hochman, B., F. X. Nahas, et al. (2005). "Desenhos de pesquisa." Acta Cirúrgica Brasileira **Vol 20(2)**: 1-9.
- Hunter, S. K. (2009). "Sex differences and mechanisms of task-specific muscle fatigue." Exercise and Sport Sciences Reviews **37(3)**: 113-122.
- Hunter, S. K. (2015). "Sex differences in fatigability of dynamic contractions." Experimental Physiology **0(0)**: 1-6.
- Kawamoto, J., S. J. Aboodarda, et al. (2014). "Effect of differing intensities of fatiguing dynamic contractions on contralateral homologous muscle performance." Journal of Sports Science and Medicine **13**: 836-845.
- Latash, M. L. (2015). Base neurofisiológica do movimento. São Paulo, Phorte.
- Marchetti, P. H. and S. Dal Corso (2012). "Técnicas de estimulação neuromuscular para avaliação de déficits de força: uma breve revisão." Terapia Manual **10(47)**: 123-128.
- Marchetti, P. H. and M. Duarte (2011). " Eletromiografia: uma breve revisão sobre os procedimentos de aquisição do sinal." Terapia manual **9(44)**: 548-553.
- Marchetti, P. H. and M. C. Uchida (2011). " Influence of unilateral fatigue of lower limbs on the bilateral vertical jump." Revista Brasileira de Medicina do Esporte **17(6)**: 401-404.
- Martin, P. G. and J. Rattey (2007). "Central fatigue explains sex differences in muscle fatigue and contralateral cross-over effects of maximal contractions." European Journal of Applied Physiology **454**: 957–969.
- Maughan, R. J., M. Harmon, et al. (1986). "Endurance capacity of untrained males and females in isometric and dynamic muscular contractions." European Journal of Applied Physiology **55**: 395-400

- Maulder, P. and J. Cronin (2005). "Horizontal and vertical jump assessment: reliability, symmetry, discriminative and predictive ability." Phys Ther Sport. **6**(2): 74-82.
- Miller, A. E. J., J. D. MacDougall, et al. (1993). "Gender differences in strength and muscle fiber characteristics." European Journal of Applied Physiology **66**: 254-262.
- Moir, G. L. (2016). Strength and conditioning a biomechanical approach, Jones & Bartlett Learning.
- Noakes, T. D. (2012). "The Central Governor Model in 2012: eight new papers deepen our understanding of the regulation of human exercise performance." British Journal of Sports Medicine **46**(1): 1-3.
- Rosner, D. (2010). Fundamentals of Biostatistics, Cengage Learning.
- Sidhua, S. K., J. C. Weavilb, et al. (2017). "Group III/IV locomotor muscle afferents alter motor cortical and corticospinal excitability and promote central fatigue during cycling exercise." Clinical Neurophysiology **128**(1): 44–55.
- Staron, R. S., F. C. Hagerman, et al. (2000). "Fiber type composition of the vastus lateralis muscle of young men and women." The Journal of Histochemistry & Cytochemistry **48** (5): 623-629.
- Swart, J., R. P. Lamberts, et al. (2008). "Exercising with reserve: evidence that the central nervous system regulates prolonged exercise performance." British Journal of Sports Medicine **3**: 782-788.
- Triscott, S., J. Gordon, et al. (2008). "Differential effects of endurance and resistance training on central fatigue." Journal of Sports Science and Medicine **26**(9): 941-951.

Ulmer, H. V. (1996). "Concept of an extracellular regulation of muscular metabolic rate during heavy exercise in humans by psychophysiological feedback." Experientia **52**(5): 416-420.

Young, A., M. Stokes, et al. (1984). "Size and strength of the quadriceps muscles of old and young women " European Journal of Clinical Investigation **14**: 282-287

Zwarts, M. J., G. Bleijenberg, et al. (2008). "Clinical neurophysiology of fatigue." Clinical Neurophysiology **119**: 2-10.

Certificada

Certificamos que o projeto de pesquisa intitulado “Comparações da capacidade de força isométrica unilateral entre membros inferiores após fadiga neuromuscular unilateral em sujeitos com diferentes níveis de condicionamento físico e gêneros”, sob o protocolo nº 64/2015, do pesquisador Prof. Paulo Henrique Marchetti esta de acordo com a Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 12/12/2012, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa – UNIMEP.

We certify that the research project with title “Comparison of single-leg isometric force between lower limbs after neuromuscular fatigue in different trainability and gender subjects”, protocol nº 64/2015, by Researcher Prof. Paulo Henrique Marchetti is in agreement with the Resolution 466/12 from Conselho Nacional de Saúde/MS and was approved by the Ethical Committee in Research at the Methodist University of Piracicaba – UNIMEP.



Profa. Dra. Daniela F. Merino
Coordenadora CEP - UNIMEP

Piracicaba, 26 de maio de 2015

ANEXO II. PRODUÇÃO ACADÊMICA



ISSN: 2178-7814

Vol. 8 | N°. 1 | Ano 2016

ARTIGO DE REVISÃO

FADIGA CENTRAL E PERIFÉRICA: UMA BREVE REVISÃO SOBRE OS EFEITOS LOCAIS E NÃO LOCAIS NO SISTEMA NEUROMUSCULAR
The central and peripheric fatigue: a brief review of the local and non-local effects on neuromuscular system

 Willy Andrade Gomes¹, Charles Ricardo Lopes^{1,2}, Paulo Henrique Marchetti^{1,3}

RESUMO

A fadiga pode ser definida como uma redução progressiva da eficiência muscular em produzir força e potência por períodos prolongados, ocorrendo de forma periférica e/ou central. Diversos mecanismos e sistemas podem afetar a fadiga sendo esta considerada multifatorial. A fadiga pode acometer diferentes locais através de variados mecanismos, levando à redução do desempenho na atividade alvo, ou em atividades subsequentes. Curiosamente, o processo de fadiga pode envolver tanto o membro fadigado (fadiga local) como o membro não fadigado (fadiga não local). Sendo assim, o objetivo do presente estudo foi realizar uma breve revisão de literatura sobre os efeitos de diferentes protocolos de fadiga neuromuscular local e não local no desempenho físico. Apesar de verificar inúmeros mecanismos relacionados à fadiga neuromuscular, fatores como o tipo de fibra muscular, o gênero, o protocolo experimental utilizado e o nível de condicionamento físico dos sujeitos avaliados podem influenciar nos efeitos da fadiga local e não local.

Palavras-Chave: desempenho; força; eletromiografia

ABSTRACT

The fatigue can be defined as a gradual reduction of muscular efficiency in producing strength and power for extended periods, and it may occur in a peripheral and / or central system. Several mechanisms and systems can be affected by fatigue, so it is considered multifactorial. Fatigue can affect different locations through a variety of mechanisms, leading to reduced the performance in the specific activity, or subsequent task. Interestingly, the process of fatigue may involve both the fatigued limb (local fatigue) or not fatigued limb (non-local fatigue). Thus, the aim of this study was to perform a brief review of the effects of neuromuscular fatigue protocols on physical performance. Several mechanisms are related to neuromuscular fatigue, however, factors such as the type of muscle fiber, the gender, the experimental protocol, or the fitness level may influence the effects of local and non-local fatigue.

Key-words: performance, strength; electromyography.

Autores de correspondência:

Paulo H. Marchetti
 Universidade Metodista de Piracicaba, Rod. do Açúcar Km 156, Bloco 7, Sala 37, Tapacumã,
 13400-911 - Piracicaba, SP - Brasil

E-mail: pmarchetti@unimep.br

1 Grupo de Pesquisa em Performance Humana, Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Ciências do Movimento Humano, UNIMEP, Piracicaba, SP, Brasil.

2 Faculdade Adventista de Hortolândia, Hortolândia, SP, Brasil.

3 Instituto de Ortopedia e Traumatologia, Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil.

Research article

Unilateral Plantar Flexors Static-Stretching Effects on Ipsilateral and Contralateral Jump Measures

Jozinaldo Jarbas da Silva¹, David George Behm^{2,3}, Willy Andrade Gomez¹, Fernando Henrique Domingue de Oliveira Silva¹, Enrico Gori Soares¹, Erica Paes Serpa¹, Guanir de Barros Vilela Junior¹, Charles Ricardo Lopez^{1,4} and Paulo Henrique Marchetti^{1,5}

¹ Graduate Program in Science of Human Movement, College of Health Science (FACIS), Methodist University of Piracicaba, Piracicaba, São Paulo, Brazil; ² School of Human Kinetics and Recreation, Memorial University of Newfoundland, Canada; ³ Institute of Orthopedics and Traumatology, School of Medicine, University of São Paulo, Laboratory of Kinesiology, São Paulo, Brazil; ⁴ Faculty Adventist of Hortolândia (UNASP), Hortolândia, São Paulo, Brazil

Abstract

The aim of this study was to evaluate the acute effects of unilateral ankle plantar flexors static-stretching (SS) on the passive range of movement (ROM) of the stretched limb, surface electromyography (sEMG) and single-leg bounce drop jump (SBDJ) performance measures of the ipsilateral stretched and contralateral non-stretched lower limbs. Seventeen young men (24 ± 5 years) performed SBDJ before and after (stretched limb: immediately post-stretch, 10 and 20 minutes and non-stretched limb: immediately post-stretch) unilateral ankle plantar flexor SS (6 sets of 45s/15s, 70-90% point of discomfort). SBDJ performance measures included jump height, impulse, time to reach peak force, contact time as well as the sEMG integral (IEMG) and pre-activation (IEMG_{pre-activation}) of the gastrocnemius lateralis. Ankle dorsiflexion passive ROM increased in the stretched limb after the SS (pre-test: 21 ± 4° and post-test: 26.5 ± 5°, $p < 0.001$). Post-stretching decreases were observed with peak force ($p = 0.029$), IEMG ($P < 0.001$), and IEMG_{pre-activation} ($p = 0.015$) in the stretched limb, as well as impulse ($p = 0.03$), and jump height ($p = 0.032$) in the non-stretched limb. In conclusion, SS effectively increased passive ankle ROM of the stretched limb, and transiently (less than 10 minutes) decreased muscle peak force and pre-activation. The decrease of jump height and impulse for the non-stretched limb suggests a SS-induced central nervous system inhibitory effect.

Key words: Athletic training; exercise performance; exercise training; crossover; cross-education.

Introduction

Several articles have reported non-local (e.g. upper versus lower body) or cross-over (contralateral muscle) effects with an exercised muscle affecting the performance of a non-exercised muscle when monitoring fatigue (Doix et al., 2013; Ratsey et al., 2006; Ragnane et al., 2007; Todd et al., 2003), and force/power (Carroll et al., 2006; Farthing et al., 2005; Lee and Carroll, 2007; Sariyildiz et al., 2011; Shima et al., 2002). However, few articles have examined the cross-over effect after static-stretching (SS) (Nelson et al., 2012). Both differences (Cramer et al., 2004) and lack of differences (Avels et al., 1999; Cramer et al., 2006; Guissard and Duchateau, 2004) have been observed between limbs for force and range of motion (ROM), however there are no articles related to cross-

over effect with jumping tasks (power capacity). Cramer et al. (2004, 2006) exemplified this conflict with two studies that examined the effects of SS on isokinetic leg extension peak torque measures at two different velocities (2004 study: 60°s⁻¹ and 240°s⁻¹, 2006 study: 60°s⁻¹ and 180°s⁻¹) in the stretched and non-stretched limbs of men and women. The earlier study with men showed that peak torque decreased following the SS in both limbs and at both velocities while the latter study with women reported no contralateral effects. Marchetti et al. (2014) demonstrated the effect of upper body stretching on lower body performance. They employed 10 upper body stretches of 30s duration at 70-90% of the point of discomfort and found impairments of both the propulsion duration and peak force of a maximal concentric jump but no effect on lower limb muscle activation. Avels (1999) analyzed the effect of prolonged and repeated passive stretching of the triceps surae muscle on reflex sensitivity. The results demonstrated a decrease of muscle function immediately after the protocol, however the non-stretched leg (control leg) demonstrated nonsignificant changes in the maximal voluntary contraction (MVC). Nelson, et al. (2012) analyzed 10-week stretching program (4 times for 30s, with 30s rest, 3 d·wk⁻¹). The results indicated an increase in strength (IRM) for both legs (stretched and non-stretched limb), where the strength gain of the non-stretched leg was 56% of the stretched leg. Non-local muscle deficits and training adaptations suggest that SS-induced alterations are related to central nervous system mechanisms.

Several studies have reported deleterious effects of SS on different drop jump variables, such as jump height (Behm et al., 2001b; Behm and Chaouachi, 2011; Behm and Kibele, 2007; Rubini et al., 2007), contact time (Behm and Kibele, 2007; Rubini et al., 2007), and surface electromyography (sEMG) (Comwell et al., 2002; Wallmann et al., 2005) with the stretched leg. These plyometric performance reductions can originate from neurophysiological (i.e. mechanoreceptors of the skin, muscle and joint proprioception), hormonal, cellular (structural changes such as titin), or mechanical (i.e. stiffness, torque-length characteristics) factors (Behm et al., 2001a; Behm and Chaouachi, 2011; Rubini et al., 2007), and in some studies, it might persist for over several hours post-stretch (Brandenburg et al., 2007; Fowles et al., 2000; Haddad et al., 2014; Power et al., 2004). Brandan-

Can the Technique of Knee Wrap Placement Affect the Maximal Isometric Force during Back Squat Exercise?

Paulo Henrique Marchetti^{1,2*}, Viviane de Jesus Pereira Matos¹, Enrico Gori Soares¹,
 Jozinaldo Jarbas da Silva¹, Érica Paes Serpa¹, Daniel Alves Corrêa¹, Gustavo Martins¹,
 Guaniz de Barros Vilela Junior¹, Willy Andrade Gomes¹

¹Department of Human Movement Sciences, Methodist University of Piracicaba, Piracicaba, São Paulo, Brazil
²Institute of Orthopedics and Traumatology, School of Medicine, University of São Paulo, Laboratory of Kinesiology, São Paulo, Brazil

Abstract The aim of this study was to investigate the acute effects on maximal isometric force with two different techniques of knee wraps placement (spiral and X) during back squat exercise. Twenty-one physical active participants were evaluated during this study. The back squat exercise position was set up individually, guaranteeing their thigh parallel to the floor, the arms crossed on the chest, and the feet were kept always in the same position for all trials and conditions. All subjects performed three maximal isometric back squat contractions in 4 different conditions: without knee wrap (WKW), with spiral knee wrap technique (SKW), with X knee wrap technique (XKW) and tensor (T). The peak force was acquired at a 100Hz sampling frequency, during 3 seconds, 5 minutes of resting and all conditions were randomized. The Rating of Perceived Exertion (RPE) was evaluated after each trial and condition. The results shows significant differences for peak force between conditions SKW vs WKW ($p=0.044$, ES=0.55, $\Delta\%$ =10.8%), and XKW vs WKW ($p=0.009$, ES=0.62, $\Delta\%$ =13.6%). The use of different knee wrap techniques (spiral and X techniques) presented an effective carry-over effect, but without differences between techniques, and the RPE was similar in all conditions.

Keywords: Biomechanics, Exercise performance, Strength

1. Introduction

The knee wrap is an equipment commonly used by weightlifters, powerlifters and recreational resistance training subjects aiming to stabilize the knee, to improve the strength performance (gain mechanical advantage) or to improve the confidence during back squat exercises [1, 2]. The knee wrap is a long wrap of elastic material (nick canvas interwoven with rubber filaments) with approximately 2 meter long, which is wrapped around the knees as tight as possible [3, 4]. In general, when the knee is flexed against an external resistance during a squat exercise, the elastic material is stretched during the lowering phase, returning this energy during the lifting phase. This potential energy accumulated is transferred to the lifter and added to the strength performance of the movement in the concentric phase [1], and this additional effect on the strength performance is also known as carry-over effect. Only Three studies have reported the amount of *carry-over* of 19.8% in elite powerlifters [5], 25.1% in trained-men [3], respectively, during dynamic squat exercise. However, only one study [6]

reported the carry-over of 21-22% in trained-men during isometric back squat at 90 degrees of knee flexion. However, to the best of our knowledge, no study has addressed the effects of different knee wrap placements in the peak force during the back squat exercise. There are few studies that investigated both kinematics and kinetics of the squat exercise using the knee wrap in powerlifters [5, 7] and trained subjects [4], however little has been known about its effects of loading capacity (carry-over effect). Eiter et al. [7] studied the use of knee wrap in powerlifters and analyzed the general characteristics of the back squat exercise (execution time, percentage of the transition cycle (upward-downward displacement) of the center of mass and the bar vertical displacement) with and without knee wrap, with no differences between them. Lake et al. [4] studied the use of knee wrap in trained subjects with and without knee wrap. The authors analyzed the ground reaction force, output of the mechanical force applied to the center of mass, vertical impulse, horizontal displacement of the bar, mechanical work and peak power. They observed that the elastic properties of the knee wrap increased the production of mechanical force (carry-over effect) and additionally modified the back squat technique.

Considering the strength training practice, normally, there are two main techniques of knee wrap placements. The "spiral technique", where the wrap is placed on the knee in a

* Corresponding author:
 dr.psmarchetti@gmail.com (Paulo Henrique Marchetti)
 Published online at <http://journal.sjph.org/ijpsports>
 Copyright © 2015 Scientific & Academic Publishing. All Rights Reserved

KINEMATIC AND sEMG ANALYSIS OF THE BACK SQUAT AT DIFFERENT INTENSITIES WITH AND WITHOUT KNEE WRAPS

WILLY A. GOMES,² LEE E. BROWN,² ENRICO G. SOARES,¹ JOSINALDO J. DA SILVA,¹ FERNANDO H.D. DE O. SILVA,¹ ÉRICA P. SERPA,¹ DANIEL A. CORRÊA,¹ GUANES DE B. VILELA JUNIOR,¹ CHARLES R. LOPES,^{1,3} AND PAULO H. MARCHETTI¹

¹Graduate Program in Science of Human Movement, College of Health Science (FACIS), Methodist University of Piracicaba, São Paulo, Brazil; ²Department of Kinesiology, Center for Sport Performance, California State University, Fullerton, California; and ³Physical Education Department, Faculty Adventist of Hortolândia, Hortolândia, São Paulo, B

ABSTRACT

Gomes, WA, Brown, LE, Soares, EG, da Silva, JJ, Silva, FHDdO, Serpa, ÉP, Corôa, DA, Vilela Junior, GdB, Lopes, CR, and Marchetti, PH. Kinematic and sEMG analysis of the back squat at different intensities with and without knee wraps. *J Strength Cond Res* 29(9):2482–2487, 2015—The purposes of this study were to measure the acute effects of knee wraps (KWs) on knee and hip joint kinematics, dynamic muscle activation from the vastus lateralis (VL) and gluteus maximus (GM), and rating of perceived exertion (RPE) during the back squat exercise at 2 different intensities. Fourteen resistance-trained men (age: 24 ± 4 years, height: 176 ± 6 cm, body mass: 81 ± 11 kg, back squat 1 repetition maximum [1RM]: 107 ± 30 kg, 3 ± 1 year of back squat experience) performed 1 set of 3 repetitions under 4 different conditions, to a depth of approximately 90 degrees of knee joint flexion, and in random order: KWs at 60% 1RM (KW60), KWs at 90% 1RM (KW90), without knee wraps (NWs) at 60% 1RM (NW60), and NWs at 90% 1RM (NW90). The dependent variables obtained were vertical and horizontal bar displacement, peak joint angle in the sagittal plane (hip and knee joints), concentric and eccentric muscle activation (by integrated electromyography) from the VL and GM, and RPE. For muscle activity, there were significant decreases in the VL NWs at 60% 1RM ($p = 0.013$) and a significant increase NWs at 90% 1RM ($p = 0.037$). There was a significant increase in VL muscle activity at 90% 1RM, when compared with 60% 1RM (KW: $p = 0.001$, effect size (ES) = 1.51 and NW: $p < 0.001$, ES = 1.67). There was a decrease in GM muscle activity NWs only at 60% 1RM ($p = 0.014$). There was a significant increase in GM muscle activity at

90% 1RM, when compared with 60% 1RM (KW: $p < 0.001$ and NW: $p < 0.001$). For peak hip joint flexion angle, there were significant decreases between intensities (90% 1RM 1RM) only to NWs condition ($p = 0.009$), and the greater knee flexion NWs for both intensities: 60% 1RM ($p < 0.001$) and 90% 1RM ($p = 0.018$). For normalized barbell displacement, there were significant differences between intensities when using KWs ($p = 0.022$). The significant differences in RPE between 60 and 90% 1RM were also significant for both conditions: KWs ($p < 0.001$) and NWs ($p < 0.001$). In conclusion, the use of KWs results in decreased muscle activation of the VL at the same intensity (90% 1RM).

KEY WORDS: barbell displacement, force, power

INTRODUCTION

Knee wraps (KWs) are typically worn to provide a mechanical advantage during the back squat exercise, and they are also often used to increase the load lifted or the number of repetitions performed with a given load (4,9,10,13,18). In general, when the knee is flexed against an external resistance during the back squat exercise, the KW(s) elastic material is stretched during the eccentric phase and returns this energy during the concentric phase. This potential accumulated energy is transferred to the lifter and added to the strength of the movement. This additional force (~22%) is known as carryover (9,18).

Some previous studies have demonstrated the effects of KWs on the back squat exercise. Eiter et al. (4) examined powerlifters using 1 set of 6 repetitions at a 12-repetition maximum (RM) load. They analyzed execution time, percentage of the transition cycle of the center of mass during the concentric and eccentric phase, and bar vertical displacement, with and without knee wraps (NWs). Their results showed no differences in biomechanics, and no effect of KWs on work performed in the hips or knees. Hake et al. (13) examined trained subjects, with and

*Address correspondence to Paulo H. Marchetti, drpmarchetti@gmail.com, 29(9)/2482–2487.

Journal of Strength and Conditioning Research
© 2015 National Strength and Conditioning Association

EFEITOS AGUDOS NO DESEMPENHO DO SALTO VERTICAL APÓS O AGACHAMENTO COM BANDA ELÁSTICA DE JOELHO

ACUTE EFFECTS ON PERFORMANCE OF THE VERTICAL JUMP AFTER BACK SQUAT WITH KNEE WRAPS

EFFECTOS AGUDOS EN EL DESEMPEÑO DEL SALTO VERTICAL DESPUÉS DE SENTADILLA CON BANDA ELÁSTICA DE RODILLA



Willy Andrade Gomes¹

(Educação Física)

Isirivaldo Jansen da Silva²

(Educação Física)

Enrico Gori Soares³

(Educação Física)

Erica Paes Sampaio⁴

(Educação Física)

Daniel Alves Cordeiro⁵

(Educação Física)

Guano de Barros Wiele Junior⁶

(Educação Física)

Charles Ricardo Lopes⁷

(Educação Física)

Paulo Henrique Marchetti^{1,2}

(Educação Física)

Universidade Metodista de Piracicaba, Faculdade de Ciências da Saúde, Grupo de Pesquisa em Performance Humana, Piracicaba, SP, Brasil.

Faculdade Adventista de Hortolândia, Hortolândia, SP, Brasil.
Universidade de São Paulo, Faculdade de Medicina, Hospital das Clínicas, Instituto de Ortopedia e Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil.

Correspondência:

Universidade Metodista de Piracicaba, Faculdade de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Grupo de Pesquisa em Performance Humana, Rodovia do Açúcar Km 156, Bloco 7, Sala 39, Taquaral, 13423-070, Piracicaba, SP, Brasil.
dpmarchetti@gmail.com

RESUMO

Introdução: A banda elástica pode afetar o desempenho durante exercícios de alta intensidade, reduzindo a ativação muscular, o que pode influenciar o efeito da potencialização pós-ativação, que depende de alta intensidade para o exercício subsequente que visa potência. **Objetivo:** Verificar os efeitos agudos no desempenho do salto com contramovimento (SCM) após o agachamento em alta intensidade com e sem o uso da banda elástica de joelhos em sujeitos treinados em força. **Métodos:** Participaram do estudo 14 homens (idade: 24 ± 4 anos, estatura: 176 ± 6 cm, massa corporal: 81 ± 11 kg, 1RM: 107 ± 30 kgf), treinados em força (>3 anos). Foram realizados três SCM antes e após três meio-agachamentos a 90% de 1RM nas condições com e sem a banda elástica de joelhos. Durante o SCM foram avaliados a ativação muscular (IEMG) do vasto lateral (VL), glúteo máximo (GM), tempo de salto (TS) e impulso (IMP) por meio da força vertical de reação do solo (FRSV). **Resultados:** Os resultados mostraram que para o TS foi verificada diferença significativa entre as condições pós-meio-agachamento (com e sem banda) ($P = 0,044$, $TE = 1,02$), sendo que os maiores valores foram observados para a condição sem banda. Para a IEMG de VL foi verificada diferença significativa entre as condições pré e pós o meio-agachamento (com banda) ($P = 0,029$, $TE = 1,68$) sendo que os maiores valores foram observados para a IEMG com banda. Para a IEMG de GM e para o IMP não foram verificadas diferenças significativas entre as condições. **Conclusão:** Após a utilização da banda elástica de joelhos durante o exercício agachamento, ocorreu uma redução na participação do vasto lateral durante o salto com contramovimento, afetando o tempo de contato, mas não a produção de impulso, a consequente desempenho.

Palavras-chave: força muscular, desempenho atlético, treinamento de resistência.

ABSTRACT

Introduction: Knee wraps can affect the muscular performance during high-intensity exercises by reducing muscle activation, which may influence the effect of post-activation potentiation, which depends on high intensity for the following power exercise. **Objective:** To investigate the acute effects on the performance with counter-movement jump (CMJ) after high-intensity squat with and without the use of knee wraps in resistance trained subjects. **Methods:** The study included 14 men (aged 24 ± 4 years, height: 176 ± 6 cm, weight: 81 ± 11 kg, 1RM: 107 ± 30 kgf) resistance trained (>3 years). Three SCM were performed before and after three back squats at 90% of 1RM with and without the knee wraps. During the CMJ muscle activation (IEMG) of the vastus lateralis (VL) and gluteus maximus (GM) jump time (JT), and impulse (IMP) through the force of vertical ground reaction (FRSV) were evaluated. **Results:** The results show statistically significant differences for JT between post-back-squat conditions (with and without wrap) ($P = 0.044$, $TE = 1.02$), whereas the highest values were observed without knee wrap. For IEMG of VL significant difference between pre and post-conditions after back squat (with knee wrap) ($P = 0.029$, $TE = 1.68$) was observed, and the highest values were observed for the IEMG with knee wrap. No significant differences between conditions was observed for IEMG of GM and IMP. **Conclusion:** After using the knee wraps during the squat exercise, there was a reduction in the involvement of the vastus lateralis during the jump with counter-movement, affecting the contact time, but not the production of impulse and consequent performance.

Keywords: muscle strength, athletic performance, resistance training.

RESUMEN

Introducción: La banda elástica en la rodilla puede afectar al rendimiento durante ejercicios de alta intensidad, reduciendo la activación muscular, lo que puede influir en el efecto de la potenciación post-activación, que depende de alta intensidad para el próximo ejercicio que tiene como objetivo la potencia. **Objetivo:** Investigar los efectos agudos en el rendimiento en salto con contramovimiento (SCM) después de sentadilla de alta intensidad con y sin el uso de bandas elásticas en los sujetos entrenados en fuerza. **Métodos:** El estudio incluyó 14



Muscle Activation Pattern During Isometric Ab Wheel Rollout Exercise in Different Shoulder Angle-Positions

Paulo Henrique Marchetti^{1*}, Brad J. Schoenfeld², Jostinaldo Jarbas da Silva³, Mauro Antonio Gutsalini⁴, Fabio Sisconato de Freitas⁵, Silvio Lutz Pecoraro⁶, Willy Andrade Gomes⁷, Charles Ricardo Lopes^{1,8*}

¹ Methodist University of Piaçabuba, Department of Human Movement Sciences, Piaçabuba, São Paulo, Brazil

² University of São Paulo, School of Medicine, Institute of Orthopedics and Traumatology, Laboratory of Kinesiology, São Paulo, Brazil

³ The City University of New York, Lehman College, Department of Health Sciences, Program of Exercise Science, Bronx, NY, USA

⁴ Adventist Faculty of Hortolândia, Hortolândia, Brazil

OBJECTIVE: To investigate muscle activation of the shoulder extensors and trunk stabilizers by surface electromyography (sEMG) activity during the isometric Ab Wheel Rollout exercise in different shoulder joint positions.

METHOD: We recruited 8 young, healthy, resistance trained men (age: 25 ± 3 years, height: 178 ± 5 cm, and total body mass: 81 ± 2 kg). All subjects performed two sets of 10 sec. maximal isometric contractions of the Ab Wheel Rollout exercise keeping the knees fixed on the floor and the arms taut. To perform the exercise, all subjects were randomly assessed in the following three positions related to the angle between the arms and trunk, in random order: arms aligned vertically with the Ab Wheel Rollout exercise (neutral); 90° and 150° . A rest period of 5 minutes was provided between tests. The sEMG signals were recorded in the following muscles: Latissimus Dorsi; Pectoralis Major; Erector Spinae; Rectus Abdominis.

RESULTS: There were significant increases in Rectus Abdominis muscle activity between: neutral x 90° , neutral x 150° and 90° x 150° . There was a significant increase in Pectoralis Major muscle activity between neutral x 150° .

CONCLUSIONS: The present findings indicate that (a) Ab Wheel Rollout exercise emphasizes the muscle action of the Pectoralis Major and Rectus Abdominis more than the Latissimus Dorsi and Erector Spinae; (b) the level of muscle activation depends on the external force created by the body mass and lever arm from the center of mass.

KEYWORDS: Biomechanics; Exercise performance; Functional exercise.

Marchetti PH, Schoenfeld BJ, Silva JJ, Gutsalini MA, Freitas FS, Pecoraro SL, Gomes WA, Lopes CR. Muscle Activation Pattern During Isometric Ab Wheel Rollout Exercise in Different Shoulder Angle-Positions. MEDICAL EXPRESS. 2015;2(4):M150404

Received for Publication on June 5, 2015; First review on June 25, 2015; Accepted for publication on July 7, 2015

E-mail: dp.marchetti@gmail.com

■ INTRODUCTION

Among the many different variables in resistance training, exercise choice is one of the most important for achieving the aims of the program.¹ In addition, it can influence the level of muscle activation that will be used in the movement,² thereby potentially mediating muscular adaptations. Because the choice of a specific exercise can generate mechanical and physiological muscle stress, it is essential to define the exercise order during resistance training.

The superficial electromyographic (sEMG) technique is often used to identify the activation of each

muscle in different exercises.³ Many studies have been conducted to define the main muscles used in exercises such as the bench-press,^{4,5} the lateral pull-down,^{6,7} pullover⁸ and other shoulder movements,^{9,10} but there are no specific studies about the Ab Wheel Rollout exercise in the literature.

The Ab Wheel Rollout exercise is a very common exercise for improving upper and trunk body strength and power in athletes and recreational exercisers. The prime actions during the Ab Wheel Rollout exercise are shoulder extension (dynamic contraction) and trunk flexion (isometric contraction).^{11,12} During the dynamic movement, the Pectoralis Major (sternal portion), Latissimus Dorsi and Teres Major are the major acting muscles,^{13,14,15-17} while the Rectus Abdominis and the Erector Spinae act active in isometric contractions (trunk

DOI: 10.5935/MedicalExpress.2015.04.04

Copyright © 2015 MEDICAL EXPRESS. This is an open access article distributed under the terms of the creative commons attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

ALONGAMENTO INTERMITENTE E CONTÍNUO AUMENTAM A AMPLITUDE DE MOVIMENTO E REDUZEM A FORÇA DOS FLEXORES DE PUNHO

INTERMITTENT AND CONTINUOUS STRETCHING INCREASE RANGE OF MOTION AND DECREASE FORCE ON WRIST FLEXORS

ESTIRAMIENTO INTERMITENTE Y CONTINUO AUMENTAN LA AMPLITUD DEL MOVIMIENTO Y REDUCEN LA FUERZA DE LOS FLEXORES DE MUÑECA



ORIGINAL ARTICLE
ARTIGO ORIGINAL
ARTÍCULO ORIGINAL

Paulo Henrique Marchetti^{1,2}
(Educação Física)

Wladimir de Jesus P. Mattos²
(Estudante de Educação Física)

Erica Pires Sampaio² (Educação Física)

Josivaldo Jarbas da Silva²
(Educação Física)

Enrico Gari Soares² (Educação Física)

Antonio Claudio Pasulodetti²
(Educação Física)

Daniel Alves Corrao²
(Educação Física)

Caetano de Barros Wiele Junior²
(Educação Física)

Willy Andrade Gomes²
(Educação Física)

1. Faculdade de Ciências da Saúde (FACS), UNIMEP, Piracicaba, SP, Brasil.

2. Universidade de São Paulo, Faculdade de Medicina, Instituto de Ortopedia e Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil.

3. Universidade Nove de Julho, São Paulo, SP, Brasil.

Correspondência:

Universidade Metodista de Piracicaba, Faculdade de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Grupo de Pesquisa em Performance Humana, Rodovia do Açúcar Km 156, Bloco 7, Sala 40, Taquaral, Piracicaba, SP, Brasil. 13423-070. dr.pmachetti@gmail.com

RESUMO

Introdução: A manipulação do intervalo entre séries pode influenciar o desempenho de atividades subsequentes. **Objetivo:** Comparar o efeito do intervalo de alongamento estático de forma contínua e intermitente no desempenho de flexores de punho. **Métodos:** A amostra foi composta por 14 adultos jovens, saudáveis, do gênero masculino (idade 31±9 anos, estatura 178±0,7 cm, massa 85±12 Kg). Foi avaliada a amplitude de movimento passivo (ADMP) em extensão de punho, a força isométrica máxima de flexão de punho associada a eletromiografia superficial antes e depois de dois protocolos de alongamento com diferentes intervalos entre séries. Para cada sujeito, um dos membros superiores foi alongado com o protocolo contínuo (CON) e o outro com o intermitente (INT), de forma aleatória. O protocolo CON consistiu na realização do alongamento durante 6 minutos ininterruptos, e o INT consistiu na realização de seis séries de 1 minuto por 20 segundos de intervalo entre as séries. A intensidade foi mantida a 70-90% da percepção subjetiva de desconforto. **Resultados:** Os resultados da ADMP mostraram aumento significativo entre as condições pré e pós-intervenção, em ambos os protocolos INT (81°±10 e 94°±10, P<0,001) e CON (87°±12 e 96°±11, P=0,004). Os resultados para o pico de força mostraram redução significativa nas condições pós-intervenção para ambos os protocolos: INT (205±54 Kg e 148±56 Kg, P<0,001) e CON (211±39 Kg e 144±36 Kg, P<0,001). Os resultados para a taxa de produção de força mostraram aumento significativo nas condições pré e pós-intervenção, para ambos os protocolos INT (0,52±0,29 Kg/m e 1,24±0,45 Kg/m, P<0,001) e CON (0,43±0,29 Kg/m e 1,11±0,34 Kg/m, P<0,001). **Conclusão:** Ambos os protocolos aumentaram a amplitude passiva de movimento, reduziram a força pico e taxa de produção de força, sem modificações na ativação dos flexores de punho.

Palavras-chave: exercício, treinamento de resistência, desempenho atlético.

ABSTRACT

Introduction: The management of rest interval among series can influence the performance of subsequent activities. **Objective:** To compare the effect of rest intervals during continuous and intermittent static stretching upon wrist flexor performance. **Methods:** The sample comprised 14 young, healthy male adults (age: 31±9 years, height: 178±0.7 cm, weight: 85±12kg). Evaluation was carried out of the passive range of motion (PROM) in wrist extension, the maximum isometric strength of wrist flexion associated with surface electromyography before and after two stretching protocols with different intervals among series. For each subject, one of the upper limbs was stretched with the continuous protocol (CON) and the other with the intermittent (INT) protocol, randomly. As regards CON, it consisted in stretching during six uninterrupted minutes, whereas INT consisted in stretching six series of 1 minute for 20 seconds of rest interval among series. The intensity was kept at 70-90% of the subjective perception of discomfort. **Results:** The results of PROM showed significant increase between pre and post-intervention conditions, in both protocols INT (81°±10 and 94°±10, P<0.001) and CON (87°±12 and 96°±11, P=0.004). The results for peak force showed significant reduction in post-intervention conditions for both protocols: INT (205±54 Kg and 148±56 Kg, P<0.001) and CON (211±39 Kg and 144±36 Kg, P<0.001). The results for the rate of force development showed significant increase in pre and post-intervention conditions for both protocols INT (0.52 ± 0.29 Kg/m and 1.24±0.45 Kg/m, P<0.001) and CON (0.43±0.29 Kg/m and 1.11±0.34 Kg/m, P<0.001). **Conclusion:** Both protocols increased the passive range of motion, reduced the peak force and the rate of force development, without changes in the activation of wrist flexors.

Keywords: exercise, resistance training, athletic performance.

RESUMEN

Introducción: El manejo de la pausa entre series puede influir en el desempeño de actividades posteriores. **Objetivo:** Comparar el efecto del intervalo de estiramiento estático de forma continua e intermitente en el desempeño de los flexores de la muñeca. **Métodos:** La muestra era composta por 14 jóvenes, varones y sanos (edad 31±9 años, altura 178±0,7cm, peso 85±12kg). Se evaluó la amplitud del movimiento pasivo (ADMP) en extensión de la muñeca, la fuerza máxima

EFEITO AGUDO DA ORDEM DE EXERCÍCIOS TRADICIONAL E PRÉ-EXAUSTÃO NO TREINAMENTO DE FORÇA

ACUTE EFFECT OF THE ORDER OF TRADITIONAL AND PRE-EXHAUSTION EXERCISES IN RESISTANCE TRAINING

EFFECTO AGUDO DE LA ORDEN DE EJERCICIOS TRADICIONALES Y PRE-AGOTAMIENTO EN EL ENTRENAMIENTO DE FUERZA



Artigo Original
Artículo Original

Enrico Geri Soares¹
(Educação Física)

Willy Andrade Gomes¹
(Educação Física)

Antônio Claudio Pauladetto¹
(Educação Física)

Erica Pires Sorpe¹
(Educação Física)

Josinaldo Jerbas da Silva²
(Educação Física)

Guani de Barros Wleis Junior²
(Educação Física)

Paulo Henrique Marchetti^{1,2}
(Educação Física)

1. Universidade Metodista de Praticaba, Faculdade de Ciências da Saúde, (FACS-UNIMEP), Praticaba, SP, Brasil.

2. Universidade de São Paulo, Faculdade de Medicina, Instituto de Ortopedia e Traumatologia, São Paulo, SP, Brasil.

Correspondência:

Universidade Metodista de Praticaba, Faculdade de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Grupo de Pesquisa em Performance Humana, Rodovia do Açúcar Km 156, Bloco 7, Sala 42, Taquaral, Praticaba, SP, Brasil. 13423-070. dr.p.marchetti@gmail.com

RESUMO

Introdução: Diferentes ordens no sequenciamento dos exercícios na musculação podem afetar o desempenho neuromuscular. **Objetivo:** Investigar o efeito da ordem dos exercícios de musculação (pré-exaustão, tradicional, (TR) sobre o desempenho e atividade muscular do peitoral maior (PM) e tríceps braquial (TB) durante a realização dos exercícios de supino reto (SR) e tríceps na polia (TP). **Métodos:** A amostra foi composta por homens treinados (idade: 25±4 anos, estatura: 175±4 cm, massa: 80±11 kg). O experimento foi conduzido em sessões. Na primeira, foi realizada a familiarização e determinação de 10 repetições máximas (RM) nos exer SR e TP. A segunda foi dividida em duas fases. A primeira fase avaliou o desempenho dos exercícios isolados considerado o controle (CON). A segunda fase, avaliou duas diferentes ordens de exercícios: pré-exaustão, (PE) e SR) e tradicional, TRAD (SR e TP). Foram avaliados o desempenho e a atividade muscular do PM e TB. **On ANOVA** foi utilizada para comparar as condições. ANOVA (2x3) de medidas repetidas foi utilizada para com a atividade muscular. **Resultados:** Os resultados demonstraram um menor número de RM no TP na con TRAD em comparação com CON e PE. Foi observado um menor número de RM no exercício SR na con PE em comparação com CON e TRAD. Quanto à atividade muscular avaliada pela eletromiografia Integrat foram observadas diferenças significantes para PM e TB durante a realização dos exercícios em todas as condições. **Conclusão:** Conclui-se que em ambas as estratégias o número de RM realizadas no segundo exerci reduzida, entretanto não foram observadas alterações na ativação dos músculos principais de cada exerci

Descritores: eletromiografia, força muscular, treinamento de força.

ABSTRACT

Introduction: Different orders in exercise sequences during resistance training can affect neuromuscular performance. **Objective:** To investigate the effect of resistance training exercises (pre-exhaustion and traditional) on the performance and muscle activity of pectoralis major (PM) and triceps brachii (TB) during execution of bench press (BP) and triceps extension (TE) exercises. **Methods:** The sample was composed by 14 trained men (age: 25±4 years, height: 175±4 cm, weight: 80±11 kg). The experiment was carried out in two sessions. In the first, familiarization and determination of 10 repetition maximum (RM) of BP and TE exercises were carried out. The second was divided in two phases. The first evaluated exercise performance separately (control condition, CON). The second evaluated two different exercise orders: pre-exhaustion, PE (TE or BP) and traditional, TRAD (BP and TE). Performance and muscle activity of PM and TB were evaluated. One-way ANOVA was used to compare conditions. ANOVA (2x3) of repeated measures was used to compare muscle activity. Results: The results showed a smaller number of RM on TE in TRAD condition in comparison to CON and PE. It was observed a smaller number of RM in BP exercise in PE condition in comparison to CON and TRAD. As to the muscle activity evaluated by integrated electromyography, no significant differences have been observed as to PM and TB during execution of both exercise conditions. **Conclusion:** it was concluded that in both strategies the number of RM performed in the second exercise reduced, however alterations were not observed in the activation of the main muscles in each exercise.

Keywords: electromyography, muscle strength, resistance training.

RESUMEN

Introducción: Diferentes órdenes en la secuenciación de los ejercicios en el entrenamiento con pesas pueden afectar el funcionamiento neuromuscular. **Objetivo:** Investigar el efecto del orden de los ejercicios de entrenamiento con pesas (pre-agotamiento y tradicionales) sobre el desempeño y la actividad muscular del músculo peitoral mayor (PM) y tríceps braquial (TB) durante el press de banca (PB) y tríceps en polea (TP). **Métodos:** La muestra fue compuesta por hombres entrenados (edad: 25±4 años, altura: 175±4 cm, peso: 80±11 kg). El experimento se realizó en dos sesiones. La primera, fue realizada la familiarización y la determinación de 10 repeticiones máximas (RM) en PB y TP. La segunda se dividió en dos partes. La primera evaluó la performance de ejercicios separadamente (condición de control, CON). La segunda evaluó dos órdenes diferentes de ejercicios: pre-agotamiento, PA (TP y PB) y tradicional TRAD (PB y TP). Se evaluó el desempeño y la actividad muscular de PM y TB. **One-way ANOVA** se utilizó para comparar las condiciones. ANOVA (2x3) de medidas repetidas se utilizó para comparar la actividad muscular. **Resultados:** Los resultados demostraron un menor número de RM en TP en la condición TRAD comparado a CON y PA. Se observó un menor número de RM en el ejercicio PB en la condición PE comparado a CON y TRAD. En cuanto a actividad muscular evaluada

Research article

Comparison between Pre-Exhaustion and Traditional Exercise Order on Muscle Activation and Performance in Trained Men

Enrico Gori Soares¹, Lee E. Brown², Willy Andrade Gomes¹, Daniel Alves Corrêa¹, Érica Paes Serpa¹, Josinaldo Jarbas da Silva¹, Guanir de Barros Vilela Junior¹, Gustavo Zorzi Fioravanti¹, Marcelo Saldanha Aoki³, Charles Ricardo Lopes^{3,4} and Paulo Henrique Marchetti^{1,2}✉

¹ Graduate Program in Science of Human Movement, College of Health Science (FACIS), Methodist University of Piracicaba, Piracicaba, São Paulo, Brazil; ² Center for Sport Performance, Department of Kinesiology, California State University, Fullerton, USA; ³ School of Arts, Sciences and Humanities, University of São Paulo (USP), São Paulo, Brazil; ⁴ Faculty Adventist of Hortolândia, Hortolândia, Brazil; ⁵ Institute of Orthopedics and Traumatology, School of Medicine, University of São Paulo, São Paulo, Brazil

Abstract

The purpose of this study was to measure the acute effects of pre-exhaustion vs. traditional exercise order on neuromuscular performance and sEMG in trained men. Fourteen young, healthy, resistance trained men (age: 25.5 ± 4.0 years, height: 174.9 ± 4.1 cm, and total body mass: 80.0 ± 11.1 kg) took part of this study. All tests were randomized and counterbalanced for all subjects and experimental conditions. Volunteers attended one session in the laboratory. First, they performed ten repetition maximum (10RM) tests for each exercise (bench press and triceps pushdown) separately. Secondly, they performed all three conditions at 10RM: pre-test (bench press and triceps pushdown, separately), pre-exhaustion (triceps pushdown+bench press, PE) and traditional (bench press+triceps pushdown, TR), and rested 30 minutes between conditions. Results showed that pre-test was significantly greater than PE ($p = 0.031$) but not different than TR, for total volume load lifted. There was a significant difference between the pre-test and the time-course of lactate measures ($p = 0.07$). For bench press muscle activity of the pectoralis major, the last repetition was significantly greater than the first repetition (pre-test: $p = 0.006$, PE: $p = 0.016$, and TR: $p = 0.005$). Also, for muscle activity of the triceps brachii, the last repetition was significantly greater than the first repetition (pre-test: $p = 0.001$, PE: $p = 0.005$, and TR: $p = 0.006$). For triceps pushdown, muscle activity of the triceps brachii, the last repetition was significantly greater than the first repetition (pre-test: $p = 0.006$, PE: $p = 0.016$, and TR: $p = 0.005$). For RPE, there were no significant differences between PE and TR ($p = 0.15$). Our results suggest that exercise order decreases repetitions performed, however, neuromuscular fatigue, lactate, and RPE are not impacted. The lack of difference in total volume load lifted between PE and TR might explain, at least in part, the similar metabolic and perceptual responses.

Key words: Exercise performance, resistance training, biomechanics.

Introduction

Optimal prescription of resistance training programs relies on proper organization of training variables, such as frequency, intensity, volume, rest intervals, velocity, choice and order of exercise, and periodization (Baker et al., 2010; Foster et al., 2001). Previous research has demon-

strated the importance of varying exercises and volume load (repetitions x intensity) during a resistance training program designed to increase muscle cross-sectional area and maximum strength (Fonseca et al., 2014).

The exercise (multi-joint vs single-joint exercises) significantly affects several acute training responses, such as maximal number of repetitions, neuromuscular activity (sEMG), neuromuscular fatigue, oxygen consumption, and rating of perceived exertion (RPE) (Simao et al., 2012). Multiple-joint exercises, such as bench press and back squat, require more complex neural responses, considering the high number of active muscles. In contrast, single-joint exercises, such as triceps pushdowns, have been used by those with low technical skills to target specific muscle groups (Ratamess et al., 2009). Although, there are several different ways to organize the exercise order in a resistance training program, many of them are related to sequencing of single- and multiple-joint exercises (Ratamess et al., 2009). The scientific literature has focused on primarily two different exercise order sequences, which may be classified as either whole-body or specific muscle (Simao et al., 2012; Soares and Marchetti, 2013). A whole-body exercise order is comprised of several multi- and single-joint exercises sequentially (Belleza et al., 2009; Chaves et al., 2013; Monteiro et al., 2005; Romano et al., 2013; Silva et al., 2009; Simao et al., 2007; Spreuwenberg et al., 2006), while a specific exercise order involves performing one exercise after another for the same muscle group, such as a traditional sequence (TR) (Ratamess et al., 2009) or pre-exhaustion (PE) sequence (Augustsson et al., 2003; Brennecke et al., 2009; Gentil et al., 2007). The PE sequence involves working the same muscle or muscle group to the point of neuromuscular failure using a single-joint exercise immediately followed by a related multi-joint exercise while the TR sequence uses the reverse order (multi-joint prior to single-joint) (Augustsson et al., 2003; Brennecke et al., 2009; Gentil et al., 2007). The rationale for a PE sequence lies in increased motor unit recruitment during neuromuscular fatigue, resulting in greater muscle activation for subsequent multi-joint exercises. However, Gentil et al. (2007) investigated the effects of a PE sequence on upper-body muscle activation during bench press exercise and reported that performing a pec deck exercise immediately

TÉCNICAS DE ATERISSAGEM AFETAM O DESEMPENHO E ESTRESSE MECÂNICO DURANTE DROP JUMP

LANDING TECHNIQUES AFFECT PERFORMANCE AND MECHANICAL STRESS DURING DROP JUMP

TÉCNICAS DE ATERIZAJE AFECTAN EL RENDIMIENTO Y LA TENSION MECÁNICA DURANTE EL SALTO DROP JUMP



ARTIGO ORIGINAL
ORIGINAL ARTICLE
ARTÍCULO ORIGINAL

Paulo Henrique Marchetti^{1*}
(Profissional de Educação Física)
Thais Tomaz dos Santos²
(Profissional de Educação Física)
Enrico Gori Soares^{3,4}
(Profissional de Educação Física)
Erica Pam Serpa^{5,6}
(Profissional de Educação Física)
Jenselido Jansen da Silva³
(Profissional de Educação Física)
Roberto Aparecido Magalhães⁷
(Profissional de Educação Física)
Marcelo Masutani Senaga Miyatake⁸
(Profissional de Educação Física)
Guani de Barros Wiele Junior⁹
(Profissional de Educação Física)
Willy Arechavala-Gomara¹⁰
(Profissional de Educação Física)

1. Universidade Metodista de Piracicaba (UNIMEP), Faculdade de Ciências da Saúde (FACS), Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Ciências do Movimento Humano, Piracicaba, SP, Brasil.
2. Universidade Nove de Julho (UNINOVE), Programa de Graduação em Educação Física, São Paulo, SP, Brasil.
3. Centro Regional Universitário de Espírito Santo do Pinhal (UNIFINHA), Programa de Graduação em Educação Física, Espírito Santo do Pinhal, SP, Brasil.
4. Faculdade de Ciências Sociais e Agrárias de Itapeva (FASCI), Programa de Graduação em Educação Física, Itapeva, SP, Brasil.
5. Faculdade Integrada do Vale do Ribeira (FIVR), Programa de Graduação em Educação Física, Registro, SP, Brasil.
6. Universidade de São Paulo, Faculdade de Medicina, Instituto de Ortopedia e Traumatologia, São Paulo, Brasil.

Correspondência:
Universidade Metodista de Piracicaba, Faculdade de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Grupo de Pesquisa em Performance Humana, Rodovia do Açúcar Km 156, Bloco 7, Sala 42, Taquaral, Piracicaba, SP, Brasil. 13423-070.
depmarchetti@gmail.com

RESUMO

Introdução: O drop jump é utilizado para melhorar da potência dos membros inferiores. Mantendo-se a altura de queda constante, a variação da técnica de aterrissagem pode alterar o desempenho e as características mecânicas do salto. **Objetivo:** Avaliar os efeitos da alteração da técnica de aterrissagem no desempenho e na força de reação do componente vertical do solo após drop jump. **Métodos:** Vinte e cinco homens saudáveis e fisicamente ativos (idade: 26 ± 8 anos, massa corporal total: 75 ± 10 kg, altura: 175 ± 10 cm) realizaram quatro técnicas de aterrissagem após o drop jump: bounce drop jump (BDJ), drop jump com 90° de flexão do joelho (DJ90), drop jump com 135° de flexão do joelho (DJ135) e drop jump com 135° de flexão do joelho e com apoio das mãos no solo (DJ135A). Foram realizadas três tentativas para cada técnica, os sujeitos realizaram o drop jump caindo de uma plataforma de força de 40 cm de altura. As medidas de altura de salto, tempo de contato e impacto foram determinadas através da força de reação do componente vertical do solo, medida pela plataforma de força, em frequência de aquisição de 2.000 Hz. A ANOVA com medidas repetidas foi utilizada para comparar as diferentes técnicas. **Resultados:** A técnica BDJ apresentou menor altura de salto, menor tempo de contato e maior impacto que as demais condições (P < 0,001). A técnica DJ90 apresentou altura de salto similar às condições DJ135 e DJ135A e tempo de contato menor que as condições DJ135 e DJ135A, além de menor impacto que as demais condições (P < 0,001). **Conclusão:** As maiores alturas do salto vertical foram observadas para DJ90, DJ135 e DJ135A. O menor tempo de contato foi observado na técnica BDJ, seguido de DJ90. Quanto ao impacto, a técnica BDJ apresentou os maiores valores.

Descritores: desempenho atlético; força muscular; fenômenos biomecânicos.

ABSTRACT

Introduction: The drop jump is used to improve the power of the lower limbs. Keeping the drop height constant, the variation of the landing technique can modify the performance and the mechanical characteristics of the jump. **Objective:** To evaluate the effects of different landing techniques on the performance and the reaction force of the vertical component of the ground after drop jump. **Methods:** Twenty-five healthy and physically active men (age: 26±8 years, total body mass: 75±10 kg, height: 175±10 cm) performed four landing techniques after the drop jump: bounce drop jump (BDJ), drop jump with 90° of knee flexion (DJ90), drop jump with 135° of knee flexion (DJ135), and drop jump with 135° of knee flexion with hands resting on the ground (DJ135A). Three attempts were performed for each technique, the subjects performed the drop jump falling from a 40 cm high force platform. The measures of jump height, contact time and impact were determined by the force of reaction of the vertical component of the ground, measured by the force platform, at a frequency of acquisition of 2,000 Hz. The repeated measures by ANOVA were used to compare the different techniques. **Results:** The BDJ technique presented lower jump height, shorter contact time and greater impact than the other techniques (P<0.001). The DJ90 technique presented jump height similar to the DJ135 and DJ135A techniques and a short contact time (P<0.001) and a lower impact than the other techniques (P<0.001). **Conclusion:** The highest jumps were observed for DJ90, DJ135 and DJ135A. The lowest contact time was observed in the BDJ technique, followed by DJ90. Regarding the impact, the BDJ technique presented the highest values.

Keywords: athletic performance; muscle strength; biomechanical phenomena.

RESUMEN

Introducción: El drop jump se utiliza para mejorar la potencia de las extremidades inferiores. Manteniéndose la altura de caída constante, la variación de la técnica de aterrizaje puede cambiar el rendimiento y las características mecánicas del salto. **Objetivo:** Evaluar los efectos del cambio de técnica de aterrizaje en el rendimiento y en la fuerza de reacción del componente vertical del suelo después del drop jump. **Métodos:** Veinticinco hombres sanos y físicamente activos (edad: 26 ± 8 años, índice de masa corporal: 75 ± 10 kg, altura: 175 ± 10 cm) realizaron cuatro técnicas de aterrizaje después del drop jump: bounce drop jump (BDJ), drop jump flexionando las rodillas a 90° (DJ90), drop jump flexionando las rodillas a 135° (DJ135), y drop jump flexionando las rodillas a 135° con apoyo de las manos en el suelo (DJ135A). Se hicieron tres intentos para cada técnica; los sujetos realizaron el drop jump desde una plataforma de fuerza de 40 cm. La medición de la altura del salto, el tiempo de contacto y el impacto se determinaron por la fuerza de reacción del componente vertical del suelo, medida por la plataforma de fuerza, en frecuencia de adquisición de

Effects of Squat Amplitude on pelvic tilt and Tibial Inclination

Abstract

Strength training is commonly performed at two different knee flexion amplitudes: partial (to 90 degrees) or total (to 140 degrees). During these amplitudes, both the pelvis and the tibia are moved to ensure control of the center of gravity and displacement of the external overload. Forward or backward movement of the pelvic tilt may indirectly influence the internal load on the spine. Objective: To measure the effect of squat amplitude on pelvic tilt and tibia inclination. Eighteen male subjects (age: 26 ± 6 years, height: 178 ± 7 cm, total body mass: 81.3 ± 11 kg, resistance training experience: 5 ± 4 years) were evaluated. Pelvic tilt and tibia inclination were measured by a digital inclinometer (Max Measure, USA, accuracy: ± 0.02°, resolution: 0.05°) during isometric squatting at partial and full amplitudes. The digital inclinometer was fixed on the sacrum and on the tibia, with neutral spine position. A paired student t-test and a significance of 5% were used. There were significant differences in pelvic tilt between partial and full amplitudes (+32.4° ± 10.9 and -21.7° ± 12.3, respectively; P<0.001). Maximum tibia inclination values were not significantly different between partial and total amplitudes (19.1 ± 6.6 and 20.1 ± 7.4, respectively; P = 0.225). It was concluded that the partial squat position produces anterior pelvic tilt while the full squat produces backward pelvic tilt. Inclination of the tibia is similar in both amplitudes of the squat.

Keywords: Exercise; Posture; Amplitude

Research Article

Volume 1 Issue 1 - 2017

Paulo Henrique Marchetti^{1*}, Gustavo Zorzi Floravante¹, Jostnaldo Jarbas da Silva^{1,2}, Wily André Gomes^{1,3}, Enrico Gori Soares¹, Silvio Luiz Perceiros¹, Fabio Siscameto de Freitas⁴, Roberto Aparecido Magalhães¹, Marcelo Massatoshi Senaga Miyatake¹ and Lee E Brown⁴

¹Graduate Program in Science of Human Movement, Methodist University of Piracicaba, Brazil
²Physical Education Faculty, Brazil
³Physical Education Faculty, Universidade de Jubaia University (UNIJUBAIA), Brazil
⁴Center for Sport Performance, Department of Kinesiology, California State University, USA

*Corresponding author: Paulo H Marchetti, Methodist University of Piracicaba (UNIMEP), Graduate Program in Science of Human Movement, Brazil, Tel: 13469-911, Email: p.marchetti@unimep.com

Received: April 16, 2017 | Published: May 06, 2017

Introduction

The squat exercise is a multi-joint task, and can be considered a fundamental exercise for lower body strength, general fitness, and rehabilitation. Several studies have shown that manipulating the amplitude of the squat exercise results in altered muscle activity [1-3] however, research on pelvic movements in the squat are limited [4].

Some research methodologies suggest a correct way to perform the squat [5], but the correct technique is still controversial, with suggestions that the lumbar curve should be maintained throughout the squat [6], where as others suggest avoiding a rounded lumbar spine [7]. For heavy squats [8,9] suggest the squat should be performed to full depth as long as the lordotic curve is maintained. The alignment of the pelvis is correlated with spine curvature and it has also been found to influence lifting function, with an anterior tilt of the pelvis providing increased trunk muscle activity [10]. The majority of research on squat technique provide no quantified measure or description of the pelvic tilt. Therefore, the purpose of the present study was to measure the effect of squat amplitude on pelvic tilt and tibia inclination.

Materials and Methods

Participants

Eighteen male subjects (age: 26 ± 6 years, height: 178 ± 7 cm, total body mass: 81.3 ± 11 kg, resistance training experience: 5 ± 2 years) were evaluated. Subjects had no previous lower back

injury, surgery in the lower extremities, and no history of injury with residual symptoms (pain, "giving-away" sensations) in the lower limbs within the last year. This study was approved by the University research ethics committee and all subjects read and signed an informed consent document (#68/2016).

Procedures

Subjects were instructed in proper isometric back squat technique for both conditions (partial: at 90° knee flexion, and full: at 140° knee flexion). Knee angle was measured by a goniometer. Their feet were positioned at hip width and vertically aligned with the barbell. The barbell was positioned on the shoulders (high-bar position) and all subjects performed each isometric squat condition three times for 3-s (rest between reps). During each squat, the degree of pelvic tilt and tibia inclination were measured, and the highest value was used. Pelvic tilt and tibia inclination were measured by a digital inclinometer (Max Measure, USA, accuracy: ± 0.02°, resolution: 0.05°) fixed on the sacrum and on the tibia, at an orthostatic position with a neutral spine. For pelvic tilt, positive values refer to anterior/forward and negative to posterior/backward positions. A rest period of 5-min was provided between conditions. All measures were performed at the same hour of the day, between 5 and 7 PM, and by the same researcher. A paired student t-test and a significance of 5% was