

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA**

**EXERCÍCIO DE PREENSÃO MANUAL ISOMÉTRICO INTERMITENTE  
ASSOCIADO A DIFERENTES NÍVEIS DE COMPRESSÃO VASCULAR EXTERNA:  
EFEITOS AGUDOS NA RESPOSTA NEUROMUSCULAR**

**MIKHAIL SANTOS CERQUEIRA**

**RECIFE|2016**

**MIKHAIL SANTOS CERQUEIRA**

**EXERCÍCIO DE PREENSÃO MANUAL ISOMÉTRICO INTERMITENTE  
ASSOCIADO A DIFERENTES NÍVEIS DE COMPRESSÃO VASCULAR EXTERNA:  
EFEITOS AGUDOS NA RESPOSTA NEUROMUSCULAR**

Dissertação apresentada ao programa de Pós Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), como requisito parcial á obtenção do título de mestre em fisioterapia.

Linha de Pesquisa: Desempenho físico-funcional e qualidade de vida.

Orientadores: Alberto Galvão de Moura Filho  
Maria Cristina Falcão Raposo

**RECIFE|2016**

Ficha catalográfica elaborada pela  
Bibliotecária: Mônica Uchôa, CRB4-1010

C416e Cerqueira, Mikhail Santos.  
Exercício de prensão manual isométrico intermitente associado a diferentes níveis de compressão vascular externa: efeitos agudos na resposta neuromuscular / Mikhail Santos Cerqueira. – 2016.  
120 f.: il.; tab.; quadr.; 30 cm.

Orientador: Alberto Galvão de Moura Filho.  
Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco, CCS. Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia. Recife, 2016.  
Inclui referências, apêndices e anexos.

1. Isquemia. 2. Fadiga. 3. Força muscular. 4. Eletromiografia. I. Moura Filho, Alberto Galvão de (Orientador). II. Título.

616.07                    CDD (23.ed.)                    UFPE (CCS2016-229)

**“EXERCÍCIO DE PREENSÃO MANUAL ISOMÉTRICO INTERMITENTE ASSOCIADO A DIFERENTES NÍVEIS DE COMPRESSÃO VASCULAR EXTERNA: EFEITOS AGUDOS NA RESPOSTA NEUROMUSCULAR”**

**MIKHAIL SANTOS CERQUEIRA**

**APROVADO EM: 16/06/2016**

**ORIENTADOR: PROFº. DR. ALBERTO GALVÃO DE MOURA FILHO**

**COORIENTADORA: PROFª. DRª. MARIA CRISTINA FALCÃO RAPOSO**

**COMISSÃO EXAMINADORA:**

---

**PROFª. DRª. GISELA ROCHA DE SIQUEIRA – FISIOTERAPIA / UFPE**

---

**PROFº. DR. SHIRLEY LIMA CAMPOS – FISIOTERAPIA / UFPE**

---

**PROFº. DR. EDUARDO NEPOMUCENO MONTENEGRO – FISIOTERAPIA / UFPE**

**Visto e permitida à impressão**

---

**Coordenadora do PPGFISIOTERAPIA/DEFISIO/UFPE**

## **AGRADECIMENTOS**

À minha mãe Lene, pelo carinho, dedicação e amor. Por se dedicar a mim e a meus irmãos por toda a vida. Ao meu pai Bonfim, por todo suporte e pelo exemplo de ética e perseverança. Aos meus irmãos, João e Raisal por participarem de todos os momentos da minha formação pessoal e profissional.

À minha namorada Thais, pela paciência e companheirismo nos bons e maus momentos. Por tornar minha vida muito mais doce e feliz.

Aos amigos e familiares, especialmente Lene, João, Raisal, Bonfim, D. Celeste, Sr. Carlos, Tia Cleusa, Tia Célia, D. Zane, Lúcio, Juninho, Vaninho, Betinho, Rafa, Bianca, Érica e Larissa, que me visitaram em Recife.

Ao professor Alberto, pelos ensinamentos, tanto no âmbito da pesquisa quanto da docência. Pelos momentos de descontração, pelas boas gargalhadas e, sobretudo pelo exemplo de ética, respeito e amor pela profissão.

À Prof<sup>a</sup> Arméle Dornelas por ceder gentilmente o ultrassom Doppler, e à toda equipe do LACAP especialmente ao amigo Taciano Rocha pela parceria e grande troca de conhecimentos.

Aos colegas do mestrado, especialmente Hélen por compartilhar momentos de tensão, ansiedade e amadurecimento desde o início do mestrado.

Ao amigo Rafael Sales por ter me recebido com grande receptividade em Recife e pela parceria no desenvolvimento dos nossos trabalhos.

À equipe do LACAF: Prof<sup>a</sup> Cinthia, Prof<sup>a</sup> Márcia, André, Bruno, Isabel, Gabriel e Renata pelo apoio e suporte durante o desenvolvimento desse trabalho.

Ao amigo Vinicius Machado pela generosidade e pelo exemplo de resiliência.

Aos colegas professores e alunos da faculdade IBGM/IBS pela troca de conhecimentos e momentos de descontração em meio aos dias tão atarefados.

Às professoras Cláudia Lima e Cristina Raposo pela disponibilidade e paciência durante os ensinamentos sobre estatística.

Ao professor Rafael Pereira por ter me ensinado os primeiros passos no meio científico e por ter contribuído nesse momento de amadurecimento profissional.

“Eu saí da minha terra  
Por ter sina viageira  
Cum dois meses de viagem  
Eu vivi uma vida inteira  
Saí bravo, cheguei manso  
Macho da mesma maneira  
Estrada foi boa mestra  
Me deu lição verdadeira  
Coragem num tá no grito  
E nem riqueza na algibeira  
E os pecados de domingo  
Quem paga é segunda feira”

Paulo Vanzolini

## RESUMO

**Introdução:** Exercícios de baixa intensidade executados até a falha podem gerar hipertrofia e aumento de força muscular, porém o tempo até a falha (TF) pode ser muito prolongado e conseqüentemente gerar sobrecarga articular, sendo a restrição do fluxo sanguíneo (RFS) uma alternativa para reduzir o TF durante o exercício. A fadiga neuromuscular após o exercício pode ser indicada por uma redução na capacidade de produzir força e por alterações no sinal de eletromiografia (EMG), entretanto poucos estudos têm analisado essas variáveis após o exercício com RFS realizado até a falha. **Objetivo:** Verificar os efeitos de diferentes níveis de RFS aplicados durante um exercício de preensão manual isométrico intermitente (EPMII) no TF, na recuperação da força isométrica voluntária máxima (FIVM), da frequência mediana ( $EMG_{Fmed}$ ) e do pico do sinal de EMG bruto ( $EMG_{pico}$ ) após a falha. **Métodos:** Treze homens ( $21 \pm 1,71$  anos) realizaram o EPMII com 45% da FIVM até a falha com diferentes níveis de fluxo sanguíneo: oclusão total (OT), oclusão parcial (OP) e fluxo livre (FL). A pressão de oclusão foi determinada em repouso de forma individualizada. O TF foi avaliado durante o exercício. A FIVM, a  $EMG_{Fmed}$  e o  $EMG_{pico}$  foram mensurados antes e nos minutos 1, 3, 5, 7, 9 e 11 depois do exercício. **Resultados:** O TF foi diferente ( $p < 0,01$ ) entre todas as situações investigadas: OT ( $150 \pm 68$  segundos), OP ( $390 \pm 210$  segundos) e FL ( $510 \pm 240$  segundos). A FIVM permaneceu reduzida onze minutos após a falha em todas as situações ( $p = 0,001$ ). Houve uma maior redução de força um minuto após a falha nas situações OP ( $-45,8\%$ ;  $p = 0,001$ ) e FL ( $-39,9\%$ ;  $p = 0,005$ ) em comparação à OT ( $-28,1\%$ ). Após onze minutos de recuperação apenas na situação OP ( $-30,2\%$ ;  $p = 0,004$ ) a força foi menor que na situação OT ( $-21,7\%$ ). A situação OP gerou uma maior redução da  $EMG_{Fmed}$  nos minutos pós 5 ( $p = 0,012$ ) e pós 9 ( $p = 0,034$ ) em comparação à OT e maior elevação do  $EMG_{pico}$  em relação a OT ( $p = 0,008$ ) e FL ( $p = 0,034$ ) após 7 e 9 minutos. **Conclusões:** Maiores níveis de oclusão vascular resultam em menor TF, exercícios com maior duração induzem maior redução de força após a falha e a aplicação de OP durante EPMII parece gerar maior fadiga neuromuscular.

Palavras-chave: Isquemia. Fadiga. Força muscular. Eletromiografia.

## ABSTRACT

**Introduction:** Low intensity exercises performed to failure can increase muscle strength and hypertrophy, but the time to failure (TF) can be very long and consequently generate joint overload. Blood flow restriction (BFR) can be an alternative to reduce the TF during exercise. Neuromuscular fatigue after exercise may be indicated by a reduction in the ability to produce force and changes in the electromyographic (EMG) signal, but few studies have examined these variables after exercise with BFR performed to failure. **Objective:** To investigate the effects of different vascular occlusion levels applied during intermittent isometric handgrip exercise (IIHE) in time to task failure (TF), recovery of maximum voluntary isometric force (MVIF), median frequency ( $EMG_{F_{med}}$ ) and peak raw EMG signal ( $EMG_{peak}$ ) after failure. **Methods:** Thirteen men ( $21 \pm 1,71$  years) underwent IIHE with 45% of MVIF to failure with different levels of blood flow: total occlusion (TO), partial occlusion (PO) and free flow (FF). Occlusion pressure was determined individually at rest. The TF was evaluated during exercise. The MVIF,  $EMG_{F_{med}}$  and  $EMG_{peak}$  were measured before and 1, 3, 5, 7, 9 and 11 minutes after exercise. **Results:** The TF was significantly different ( $p < 0,01$ ) among all investigated conditions: TO ( $150 \pm 68$  seconds), OP ( $390 \pm 210$  seconds) and FL ( $510 \pm 240$  seconds). The MVIF remained low eleven minutes after failure in all conditions ( $p = 0,01$ ). There was a greater reduction in force one minute after the failure in the situations PO (-45,8%;  $p = 0,001$ ) and FF (-39,9%;  $p = 0,005$ ) compared to TO (-28,1%). After eleven minutes of recovery only in the situation PO (-30,2%;  $p = 0,004$ ), the strength was lower than in the TO situation (-21,7%). The PO situation led to a greater reduction in  $EMG_{F_{med}}$  after 5 ( $p = 0,012$ ) and 9 ( $p = 0,034$ ) minutes compared to TO and highest elevation of  $EMG_{peak}$  in relation to TO ( $p = 0,008$ ) and FF ( $p = 0,034$ ) after 7 and 9 minutes. **Conclusions:** Largest vascular occlusion levels result in lower TF, exercises lasting longer induce greater reduction of strength after the failure and the use of PO during IIHE seems to generate greater neuromuscular fatigue.

Keywords: Ischemia. Fatigue. Muscle strength. Electromyography.

## LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E UNIDADES DE MEDIDA

RFS	Restrição do fluxo sanguíneo
EOV	Exercício com oclusão vascular
UM	Unidades Motoras
1-RM	Uma repetição máxima
Pi	Fosfato inorgânico
GH	Hormônio de crescimento
IGF-1	Fator de crescimento semelhante à insulina
MGF	Fator de crescimento mecânico
EMG	Eletromiografia
RMS	Root Mean Square (Raiz Média Quadrática)
EMG <sub>Fmed</sub>	Frequência Mediana
CVM	Contração voluntária máxima
EPMII	Exercício de preensão manual isométrico intermitente
IPAQ	International Physical Activity Questionnaire
POT	Pressão de oclusão total
FIVM	Força isométrica voluntária máxima
OT	Oclusão total do fluxo sanguíneo
OP	Oclusão parcial do fluxo sanguíneo
FL	Fluxo sanguíneo livre
POP	Pressão de oclusão parcial
FIVM-PRÉ	Força isométrica voluntária máxima antes do exercício
FIVM-PÓS	Força isométrica voluntária máxima após o exercício
EMG <sub>pico</sub>	Pico do sinal EMG bruto

IMC	Índice de massa corporal
CCI	Coeficiente de correlação intraclasse
CV	Coeficiente de variação

## LISTA DE QUADROS, TABELAS E FIGURAS

### 2. REVISÃO DE LITERATURA

**FIGURA 1.** *Cuff* pressórico utilizado durante o exercício com oclusão vascular (p.18)

### 6. MÉTODOS

**FIGURA 2.** Descrição da sequência de determinação da pressão de oclusão total (p.46)

**FIGURA 3.** Posicionamento dos voluntários durante os procedimentos experimentais (p.47)

**FIGURA 4.** Demarcação visual do início e fim da curva de força (p.50)

**FIGURA 5.** Demarcação visual do início e primeira quebra descendente da curva de força e demarcação do sinal de EMG (p.52)

### 7. RESULTADOS

**TABELA 1.** Características dos participantes (p.54)

**TABELA 2.** Valores de referência para as variáveis pico de força, frequência mediana e pico do sinal de EMG bruto (p.55)

**TABELA 3.** Reprodutibilidade intradia dos dados (p.55)

**TABELA 4.** Reprodutibilidade interdía dos dados (p.56)

**TABELA 5.** Tempo até a falha e número de repetições (p.57)

**FIGURA 6.** Força normalizada (p.58)

**FIGURA 7.** Frequência mediana normalizada (p.59)

**FIGURA 8.** Pico do sinal de EMG normalizado (p.60)

## SUMÁRIO

<b>APRESENTAÇÃO.....</b>	<b>14</b>
<b>1. INTRODUÇÃO.....</b>	<b>15</b>
<b>2. REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>18</b>
2.1 HISTÓRIA DO EXERCÍCIO COM OCLUSÃO VASCULAR .....	18
2.2 FISIOLOGIA DO EXERCÍCIO COM OCLUSÃO VASCULAR .....	20
2.2.1 Concentração de metabólitos.....	20
2.2.2 Recrutamento de unidades motoras.....	21
2.2.3 Respostas hormonais e fatores de crescimento.....	22
2.2.4 Edema intracelular.....	23
2.3 SEGURANÇA DO EXERCÍCIO COM OCLUSÃO VASCULAR.....	24
2.3.1 Aspectos cardiovasculares.....	24
2.3.2 Dano muscular e velocidade de condução nervosa.....	25
2.4 FADIGA MUSCULAR.....	26
2.5 MANIFESTAÇÕES ELETROMIOGRÁFICAS DA FADIGA MUSCULAR.....	27
2.6 CONTRAÇÃO VOLUNTÁRIA MÁXIMA.....	28
2.7 EXERCÍCIO ISOMÉTRICO INTERMITENTE E FADIGA.....	28
2.8 INFLUÊNCIA DO FLUXO SANGUÍNEO NA FADIGA MUSCULAR.....	29
2.9 EFEITOS AGUDOS DO EXERCÍCIO COM OCLUSÃO VASCULAR NA FORÇA E ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA .....	34
<b>3. PERGUNTA CONDUTORA.....</b>	<b>39</b>
<b>4. HIPÓTESES.....</b>	<b>40</b>
<b>5.OBJETIVOS.....</b>	<b>41</b>
5.1 GERAL.....	41

5.2 ESPECÍFICOS.....	41
<b>6. MÉTODOS.....</b>	<b>42</b>
6.1 DELINEAMENTO, LOCAL E PERÍODO DO ESTUDO.....	42
6.2 ASPECTOS ÉTICOS.....	42
6.3 CRITÉRIOS DE ELEGIBILIDADE.....	42
6.4 DISTRIBUIÇÃO DA ORDEM DAS INTERVENÇÕES.....	43
6.5 VARIÁVEIS DO ESTUDO.....	43
6.5.1 Variáveis independentes.....	43
6.5.2 Variáveis dependentes.....	43
6.5.3 Variáveis de controle.....	44
6.6 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL.....	44
6.7 FORÇA ISOMÉTRICA VOLUNTÁRIA MÁXIMA.....	46
6.8 EXERCÍCIO ISOMÉTRICO INTERMITENTE.....	48
6.9 OCLUSÃO VASCULAR EXTERNA.....	49
6.10 ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE.....	49
6.11 ANÁLISE DOS DADOS.....	49
6.12 DESFECHOS.....	53
6.12.1 Desfechos primários.....	53
6.12.2 Desfechos Secundários.....	53
6.13 ESTATÍSTICAS.....	53
<b>7. RESULTADOS.....</b>	<b>54</b>
7.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA E VALORES DE REFERÊNCIA.....	54
7.2 TEMPO ATÉ A FALHA NA TAREFA.....	56
7.3 RECUPERAÇÃO DA FORÇA APÓS A FALHA.....	57
7.4 FREQUÊNCIA MEDIANA DO SINAL DE EMG.....	59
7.5 PICO DO SINAL DE EMG BRUTO.....	60

<b>8. DISCUSSÃO.....</b>	<b>61</b>
8.1 TEMPO ATÉ A FALHA.....	61
8.2 RECUPERAÇÃO DA FORÇA APÓS A FALHA.....	63
8.3 FREQUÊNCIA MEDIANA DO SINAL DE EMG.....	65
8.4 PICO DO SINAL DE EMG BRUTO.....	66
<b>9. LIMITAÇÕES.....</b>	<b>68</b>
<b>10. CONCLUSÕES.....</b>	<b>69</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>70</b>
<b>APÊNDICE A.....</b>	<b>84</b>
<b>APÊNDICE B .....</b>	<b>87</b>
<b>APÊNDICE C .....</b>	<b>88</b>
<b>ANEXO 1.....</b>	<b>116</b>
<b>ANEXO 2.....</b>	<b>119</b>
<b>ANEXO 3.....</b>	<b>120</b>

## APRESENTAÇÃO

A presente dissertação integra a linha de pesquisa “Fisioterapia: desempenho físico-funcional e qualidade de vida” do Programa de Pós Graduação em Fisioterapia, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Fisioterapia. O trabalho desenvolvido nos Laboratórios de Cinesiologia e Avaliação Funcional e de Fisioterapia Cardiorrespiratória, do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), é descrito ao longo do texto. Atendendo às normas vigentes do Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Fisioterapia da UFPE para a elaboração da dissertação, os resultados obtidos são também apresentados em apêndice no formato de artigo original intitulado “Tempo até a falha e resposta neuromuscular após exercício isométrico intermitente com diferentes níveis de oclusão vascular: um estudo *crossover* randomizado”, a ser submetido na revista “*European Journal of Applied Physiology*” (Qualis A1 para a área 21 da CAPES). Durante a realização deste trabalho foram produzidos dois trabalhos de conclusão de curso intitulados “Determinação da pressão de oclusão total através do Ultrassom Doppler: Estudo piloto” e “Flutuação de força e atividade eletromiográfica durante exercício isométrico intermitente associado a diferentes níveis de compressão vascular externa.” Além disso, o artigo completo intitulado “Upper limbs total occlusion pressure assessment: Doppler ultrasound reproducibility and determination of predictive variables” e o resumo intitulado “Effects of high-velocity low-amplitude manipulation (thrust) in athletic performance: a systematic review” foram publicados em periódicos internacionais.

## 1. INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas, vários estudos foram conduzidos com objetivo de verificar os efeitos do exercício com restrição do fluxo sanguíneo (RFS) na força e hipertrofia muscular (SHINOHARA et al., 1998; TAKARADA et al., 2000a LIBARDI et al., 2015). O exercício com RFS, também chamado de exercício com oclusão vascular (EOV), consiste na aplicação de uma compressão vascular externa na região proximal do membro exercitado, geralmente através de um *cuff* pressórico ou torniquete, (SCOTT et al., 2015). A oclusão vascular visa restringir parcialmente o fluxo sanguíneo arterial e impedir o retorno venoso na região de realização do exercício (KAIJSER et al., 1990; LOENNEKE et al., 2012a).

Os principais benefícios da prática de EOV são aumento de força e hipertrofia muscular mesmo quando o exercício é resistido de baixa intensidade (20 a 50% da carga máxima) e até exercício aeróbio como a caminhada (TAKARADA et al., 2000b; TAKARADA; SATO; ISHII, 2002; ABE; KEARNS; SATO, 2006; MADARAME et al., 2008; OZAKI et al., 2011a, 2011b). Diversos estudos apontam que o EOV é útil para diversas populações como atletas, idosos, pacientes em processo de recuperação de cirurgias, com patologias musculares inflamatórias ou com osteoartrite (OHTA et al., 2003; MANIMMANAKORN et al., 2013; YASUDA et al., 2013a; MATTAR et al., 2014; HYLLEN et al., 2015; BRYK et al., 2016).

Alguns autores, entretanto questionam a necessidade de aplicar uma RFS para induzir aumentos de força e hipertrofia (WERNBOM; AUGUSTSSON; THOMEÉ, 2006). Estudos recentes apontam que exercício de baixa intensidade (30% da carga máxima) sem oclusão vascular executado até a falha pode estimular a síntese proteica e resultar em hipertrofia muscular similar a observada após treinamento com 75% á 90% da carga máxima (BURD et al., 2010; OGASAWARA et al., 2013). Exercícios de baixa intensidade exigem um grande número de repetições até atingir a falha, o que acarreta uma elevada sobrecarga articular e pode limitar a adesão de pessoas com lesões ou idosos (LOENNEKE et al., 2012b). Nesse cenário, foi verificado que o tempo até a falha (número de repetições) durante EOV com 30% da carga máxima foi menor em comparação ao mesmo exercício com fluxo livre (WERNBOM et al., 2009; LOENNEKE et al., 2012b; FITSCHEN et al., 2014).

A literatura aponta que o nível de compressão vascular influencia no tempo até a falha durante EOv. Foi demonstrado que a aplicação de RFS (pressão de 200 mmHg; *cuff* de 13,5 cm), durante o exercício com 20% da carga máxima reduziu o tempo até a falha em relação ao mesmo exercício com fluxo livre. (WERNBOM; AUGUSTSSON; THOMEÉ, 2006). Entretanto, quando o EOv com 20% da carga máxima foi executado com uma pressão de oclusão de 180 mmHg (*cuff* de 5cm de largura) não houve diferença no tempo até a falha comparado ao mesmo exercício sem oclusão vascular (COOK; MURPHY; LABARBERA, 2013).

Considerando estes resultados conjuntamente é possível perceber que ainda existem dúvidas sobre como diferentes níveis de oclusão vascular, determinados de forma individualizada influenciam no tempo até a falha quando exercício é executado com carga constante. Além disso, não há registros na literatura de estudos que avaliaram o tempo até a falha na tarefa quando a oclusão vascular parcial foi aplicada durante o exercício isométrico. Esse tipo de exercício é largamente utilizado na recuperação após cirurgia de ombro (MANSKE; PROHASKA, 2010) e joelho, (WILLIAMS; MORRISSEY; BREWSTER, 1986; VAN GRINSVEN et al., 2010), e a associação de RFS com isometria pode trazer benefícios para esses pacientes.

A magnitude e persistência da redução de força após exercício executados até a falha são indicadores de fadiga muscular e devem ser consideradas durante períodos de treinamento para força e hipertrofia muscular. Foi verificado que o EOv (20 á 30% da carga máxima) induz maior redução da força após a falha em comparação ao exercício com fluxo livre (LOENNEKE et al., 2013b; WERNBOM et al., 2013). Nestes estudos, entretanto a força após a falha foi avaliada com o *cuff* ainda inflado, dificultando o entendimento sobre como o retorno do sangue após a retirada da oclusão influencia na recuperação da força. Quando o fluxo sanguíneo foi liberado imediatamente após a falha e antes da avaliação da força foi identificado que o exercício com RFS e com fluxo livre induziram redução significativa da força com relação aos valores de base ao longo de 5 minutos, mas não foi observada diferença significativa entre as situações (COOK; MURPHY; LABARBERA, 2013).

Além das alterações na força, tem sido demonstrado que a RFS pode induzir sinais de fadiga muscular no registro de eletromiografia (EMG). Foi verificado que a

oclusão vascular total durante o exercício de prensão manual isométrico intermitente com 20% da carga máxima gerou um aumento na amplitude RMS e diminuição na frequência média durante o exercício (MORITANI et al., 1992), porém não foram encontrados trabalhos que avaliaram as respostas no sinal de EMG durante o período de recuperação da força após exercício isométrico de carga constante com diferentes níveis de oclusão vascular executado até a falha.

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 HISTÓRIA DO EXERCÍCIO COM OCLUSÃO VASCULAR

O EOv consiste na aplicação de um *cuff* pressórico (figura 1) que é insuflado durante o exercício, ocluindo o retorno venoso e limitando parcialmente o fluxo arterial muscular (MANINI; CLARK, 2009). Esse exercício geralmente é de baixa intensidade, com cargas que variam de 20% a 50% da carga máxima (TAKARADA et al., 2000b; TAKARADA; SATO; ISHII, 2002; ABE; KEARNS; SATO, 2006; MADARAME et al., 2008).



**Figura 1:** *Cuff* pressórico geralmente utilizado durante exercício com oclusão vascular.

Fonte: <http://4x15.com.br/kaatsu-training-e-um-metodo-seguro/>.

Criado no Japão em 1966, o EOv foi inicialmente batizado como método Kaatsu. Yoshiaki Sato teve a primeira inspiração para desenvolver o método quando percebeu, durante um cerimonial budista, que a sensação de edema e dormência na perna após um longo período ajoelhado era parecida com a sensação que ele havia experimentado após realizar exercícios extenuantes na panturrilha. Ele elaborou então, a hipótese de que aquela sensação de edema poderia ser causada ou estar associada com um fluxo sanguíneo muscular reduzido (SATO, 2005).

A partir desse momento Sato começou a experimentar em si mesmo o método Kaatsu, até que em 1967 ele precisou ser hospitalizado devido uma embolia pulmonar causada pelo excesso de treinamento utilizando pressões de oclusão

muito elevadas. Apesar disso, ele persistiu nos experimentos com o objetivo de determinar pressões mais adequadas para a prática do Kaatsu. Em 1973, Sato sofreu um acidente enquanto esquiava, fraturando os dois tornozelos e lesionando a cartilagem e ligamento colateral medial do joelho direito. As pernas dele foram imobilizadas, e assim que retornou para sua casa Sato começou a aplicar a oclusão vascular com objetivo de retardar o processo de atrofia muscular secundária à imobilização. Duas semanas depois ele procurou novamente os médicos, que surpreendentemente constaram uma recuperação significativa da fratura e que a musculatura não apresentava atrofia, pelo contrário, havia uma pequena hipertrofia. Depois de dois meses a imobilização foi retirada e Sato voltou a realizar suas atividades diárias normalmente (SATO, 2005).

Em 1983, após vários anos trabalhando no aperfeiçoamento do método, Sato expandiu a utilização do treinamento Kaatsu para o público em geral. Nessa mesma época foi desenvolvido o primeiro protótipo de *cuff* pressórico para oclusão do fluxo sanguíneo durante o exercício. Entre os anos de 1994 e 1995 o método Kaatsu foi patenteado no Japão, Alemanha, França, Itália e Estados Unidos, e atualmente é utilizado por médicos, fisioterapeutas, acupunturistas e educadores físicos (SATO, 2005).

Recentemente diversos estudos foram desenvolvidos para aperfeiçoar a prática do EO. Uma das variáveis que mais influencia na segurança e resultados do método Kaatsu é a pressão de oclusão utilizada durante o exercício. De acordo com a literatura a pressão de oclusão deve ser individualizada, pois pressões muito baixas podem ser insuficientes para induzir respostas musculares significativas. Além disso, pressões muito altas podem não produzir efeitos maiores que pressões moderadas, e ainda prejudicar a segurança durante o exercício (LOENNEKE et al., 2014a; SCOTT et al., 2015).

Nesse contexto, a largura do *cuff* é um importante fator a ser considerado. *Cuffs* mais largos restringem o fluxo arterial com níveis pressóricos menores que *cuffs* mais estreitos. Adicionalmente, foi demonstrado que membros com maior circunferência necessitam de maior pressão para alcançar um mesmo nível de oclusão arterial que membros com menor circunferência (LOENNEKE et al., 2012d).

A pressão de oclusão aplicada durante o EOv deve ser alta o suficiente para impedir o retorno venoso e, baixa o suficiente para manter o influxo de sangue arterial dentro do músculo (LOENNEKE et al., 2014a). Baseado nesse pressuposto é possível perceber que a pressão de oclusão deve ser específica para cada indivíduo, e a aplicação de pressões universais deve ser evitada (LOENNEKE et al., 2013a). A utilização de 50% da pressão de oclusão arterial total (determinada de forma individualizada) parece potencializar algumas variáveis que estão relacionadas com o processo de hipertrofia muscular, como a amplitude do sinal de EMG, edema muscular e resposta nos níveis de lactato sanguíneo. Pressões acima desse nível (50%) parecem não induzir alterações significativas nessas respostas (LOENNEKE et al., 2015; SCOTT et al., 2015).

## 2.2 FISIOLOGIA DO EXERCÍCIO COM OCLUSÃO VASCULAR

A hipertrofia muscular secundária ao exercício com oclusão vascular parece ser influenciada pela interação de diversos mecanismos fisiológicos, dentre os quais se destacam o recrutamento de unidades motoras (UM), alterações nos níveis hormonais e sinalização intracelular (SCOTT et al., 2015).

### 2.2.1 Concentração de metabólitos

O EOv pode aumentar significativamente o estresse metabólico, devido a elevada depleção de fosfato de creatina, aumento dos níveis fosfato inorgânico (Pi) e da produção de lactato e redução do pH (TAKARADA et al., 2000a; TAKANO et al., 2005; REEVES et al., 2006; FUJITA et al., 2007; SUGA et al., 2009, 2012; TAKADA et al., 2012). Foi demonstrado que a concentração de lactato dobrou imediatamente após o exercício de extensão de joelho (20% da carga máxima) com oclusão vascular (TAKARADA et al., 2000a). Foi também observado que um exercício de flexão plantar com oclusão vascular (20% da carga máxima) gerou estresse metabólico semelhante ao produzido pelo mesmo exercício de alta intensidade sem restrição do fluxo sanguíneo. Além disso, foi identificada uma significativa correlação entre o aumento de área de secção transversa muscular e alterações nos níveis de fosfato ( $r=0,87$ ) e pH ( $r= 0,60$ ) após 4 semanas de exercício com oclusão vascular (TAKADA et al., 2012).

Conjuntamente esses achados indicam que a diminuição da disponibilidade de oxigênio durante o EOV aumenta a dependência do metabolismo anaeróbico pelos músculos ativos, que pode levar a um maior recrutamento das fibras tipo II e potencializar as respostas hormonais, de sinalização intramuscular e o edema intracelular (KAWADA, 2005; SCHOENFELD, 2013).

### **2.2.2 Recrutamento de unidades motoras**

O exercício resistido pode ser definido como uma tarefa que utiliza a musculatura para mover qualquer segmento corporal contra uma força oposta (FLECK; KRAEMER, 2014). Na prescrição do exercício resistido, a carga é geralmente considerada como a variável mais importante, sendo comumente indicada a partir da carga máxima que pode ser vencida em uma única vez (teste de uma repetição máxima ou 1-RM) (WERNBOM; AUGUSTSSON; RAASTAD, 2008). De acordo com o *American College of Sports Medicine*, durante a prática de exercício resistido são necessárias cargas de pelo menos 70% de 1-RM para alcançar hipertrofia muscular (ACMS, 2009), porém em configurações clínicas, cargas próximas da máxima podem ser contraindicadas ou limitar a adesão ao exercício principalmente por parte de idosos e pacientes submetidos a algum tipo de intervenção cirúrgica (TAKARADA; TAKAZAWA; ISHII, 2000; TAKANO et al., 2005).

Acredita-se que a hipertrofia após treinamento resistido ocorre somente nas fibras musculares que são ativadas durante o exercício (KRAEMER; FLECK; EVANS, 1996). De acordo com o princípio do tamanho, durante o exercício as UM de baixo limiar (compostas por fibras musculares lentas e resistentes a fadiga) são recrutadas primeiro, e com o aumento da demanda por força e potência as UM de alto limiar (compostas de fibra musculares rápidas) são então recrutadas (HENNEMAN; SOMJEN; CARPENTER, 1965).

O princípio do tamanho pode não ser seguido em situações específicas, como no exercício excêntrico e no EOV (TAKARADA et al., 2000b). Diversos estudos apontam que o limiar de recrutamento das UM diminui durante exercícios fatigantes com cargas submáximas (VØLLESTAD et al., 1984; HOUTMAN et al., 2002, 2003;). Alguns autores defendem que o ambiente hipóxico no músculo durante o EOV pode gerar uma fadiga rápida das fibras tipo I, sendo necessária uma ativação precoce

das fibras tipo II para manter um mesmo nível de geração de força, mesmo em exercícios com baixas cargas (MORITANI et al., 1992; SUNDBERG, 1994). Essa ativação precoce das fibras tipo II pode acontecer devido ao acúmulo metabólico criado no músculo, que estimula os aferentes sensoriais III e IV. A estimulação desses aferentes pode ter um efeito reflexo inibitório sobre o motoneurônio alfa, resultando em um aumento do recrutamento das fibras para manter a força e prevenir a falha (ROTTO; KAUFMAN, 1988; LEONARD et al., 1994; YASUDA et al., 2010; LOENNEKE et al., 2011b;). Existem argumentos defendendo que a hipertrofia secundária ao exercício com oclusão vascular pode ser simplesmente devido ao recrutamento das unidades motoras maiores como resultado da carga mecânica sobre as fibras rápidas (MEYER, 2006).

### **2.2.3 Respostas hormonais e fatores de crescimento**

Alterações agudas nos níveis hormonais podem ser mais importantes para o processo de hipertrofia muscular que alterações crônicas. Os níveis plasmáticos de diversos hormônios e fatores de crescimento como hormônio de crescimento (GH), testosterona, fator de crescimento semelhante à insulina (IGF-1), insulina e catecolaminas frequentemente estão elevados em resposta ao treinamento de força (KRAEMER; RATAMESS, 2005).

Alguns estudos apontam que os níveis plasmáticos de GH após o EOV estão extremamente elevados (~290 vezes acima dos níveis de repouso), estimulando alguns pesquisadores a especular que o GH desempenha um importante papel na hipertrofia muscular secundária a este tipo de treinamento (TAKARADA et al., 2000a; TAKARADA; TSURUTA; ISHII, 2004). O papel direto do GH no processo de hipertrofia muscular, porém ainda permanece indefinido. A literatura aponta que os níveis de GH após o exercício tem correlação com a hipertrofia muscular, porém não necessariamente indicam que o GH causa o crescimento do músculo (MCCALL et al., 1999; GOTO et al., 2005). Os níveis plasmáticos de GH podem ser influenciados pela acidez no ambiente intramuscular, devido à estimulação de metaborreceptores e grupos de fibras aferentes tipo III e IV ( VICTOR; SEALS, 1989; TAKARADA et al., 2000b).

Alguns estudos apontam que quanto mais fatigante e quanto maior a redução da força após o exercício, mais elevados estarão os níveis sanguíneos GH (HÄKKINEN; PAKARINEN, 1993; PIERCE et al., 2006). Nesse contexto, foi verificado através de análise de correlação que os níveis plasmáticos de GH estavam mais elevados nos voluntários que experimentaram maior magnitude de redução da força após o EOv ( $r=-0,69$ ;  $p<0,01$ ) (PIERCE et al., 2006).

As concentrações sanguíneas IGF-1 também podem estar elevadas em resposta ao EOv e contribuir para os ganhos de massa muscular (ABE et al., 2005). O IGF-1 tem importante papel no processo de hipertrofia muscular através da ativação de células satélites e estimulação de vias para síntese proteica (HAWKE; GARRY, 2001). Alguns estudos apontam que o EOv gera um acúmulo de lactato, íons de hidrogênio, íons de sódio e Pi na célula muscular, causando uma redução do pH local e estimulando a secreção de GH e IGF-1 (CONVERTINO; DUDLEY, 1995; VIRU et al., 1998; KAWADA; ISHII, 2005, 2008; PLOUTZ-SNYDER; WERNBOM; AUGUSTSSON; RAASTAD, 2008).

Além do IGF-1, outros fatores de crescimento como o fator de crescimento mecânico (MGF) e a miostatina podem estar envolvidos no processo de hipertrofia secundária ao EOv (WERNBOM; AUGUSTSSON; RAASTAD, 2008). Foi verificado que a miostatina, responsável por causar hipotrofia do músculo esquelético está significativamente reduzida após um modelo de oclusão vascular parcial realizado em ratos. (KAWADA; ISHII, 2005). Em humanos, foi observado que os níveis de miostatina estavam reduzidos após 8 semanas de EOv com 20% da carga máxima (LAURENTINO et al., 2012).

#### **2.2.4 Edema intracelular**

O edema celular é potencializado pelo exercício e depende fortemente do metabolismo anaeróbio láctico, devido a mudanças osmóticas causadas pelo acúmulo de lactato (SJØGAARD; ADAMS; SALTIN, 1985). Pesquisas apontam que o edema celular aumenta a síntese proteica, reduz a proteólise, dispara a proliferação e facilita a fusão de células satélites no músculo em processo de hipertrofia (LANG et al., 1998; DANGOTT; SCHULTZ; MOZDZIAK, 2000; LOENNEKE et al., 2012c). Existem poucos estudos que examinaram os

mecanismos pelos quais o edema celular pode promover adaptações secundárias ao exercício com oclusão vascular (SCOTT et al., 2015).

### 2.3 SEGURANÇA DO EXERCÍCIO COM OCLUSÃO VASCULAR

Em um estudo epidemiológico realizado no Japão, foram investigados em 105 instituições os possíveis efeitos colaterais em praticantes de EOv. A amostra foi constituída de 12.642 pessoas (45,4% homens e 54,6% mulheres). Do total de praticantes, 41% tinham idade igual ou superior a 50 anos e 14,6% acima de 70 anos. De acordo com esse estudo, pessoas com hipertensão, doenças respiratórias, diabetes, doenças cerebrovasculares e doenças cardiovasculares praticavam o EOv. Os efeitos colaterais mais comuns foram hemorragia subcutânea (13,1%), dormência (1,297%), anemia cerebral (0,277%), sensação de frio (0,127%), trombose venosa (0,055%), complicação de cardiopatia isquêmica (0,016%) e embolia pulmonar (0,008%). Não foi observada nenhuma ocorrência fatal. A baixa incidência de efeitos colaterais graves como embolia pulmonar, trombose venosa e rabdomiólise pode ser explicada pela ausência de compressão vascular completa durante o EOv. A determinação cuidadosa da pressão de obstrução é, portanto, de fundamental importância para evitar a ocorrência de efeitos colaterais (NAKAJIMA et al., 2006).

De uma maneira geral os estudos que avaliaram a segurança do EOv indicam que indivíduos submetidos a esta modalidade e ao exercício com fluxo sanguíneo livre respondem de maneira similar em curto prazo, sendo necessários mais estudos avaliando os efeitos crônicos do EOv no sistema cardiovascular e no sistema neuromuscular (LOENNEKE et al., 2011a).

#### 2.3.1 Aspectos cardiovasculares

Alguns estudos que avaliaram os efeitos do EOv sobre mudanças no fluxo sanguíneo periférico apontam que de forma aguda, há uma diminuição do fluxo após o exercício, porém, após um período de treinamento, o fluxo pode estar aumentado. (PATTERSON; FERGUSON, 2010; RENZI; TANAKA; SUGAWARA, 2010). Foi demonstrado que um período de 4 semanas de EOv pode elevar a capilarização (EVANS; VANCE; BROWN, 2010), provavelmente devido ao acúmulo de metabólitos e diminuição do oxigênio disponível, provocando um maior recrutamento de fibras

musculares de ação rápida, que geralmente podem apresentar capilarização preferencial em relação às fibras de ação lenta (ADAIR; GAY; MONTANI, 1990; LOENNEKE; WILSON; WILSON, 2010). Essas alterações metabólicas podem atuar também na sinalização para o fator de crescimento endotelial, que pode estar aumentado em resposta ao EOv (TAKANO et al., 2005).

EOv de baixa intensidade (20% de 1-RM) em membros inferiores gera níveis frequência cardíaca e pressão sistólica, diastólica e média levemente superiores aqueles observados durante o exercício da mesma intensidade sem RFS, e bem mais baixos que aqueles observados durante o exercício de alta intensidade (70-100% de 1-RM) sem RFS (TAKANO et al., 2005). Além disso, foi demonstrado que o EOv de baixa intensidade gera uma resposta hipotensiva pós-exercício que se estende por períodos de 30 a 60 minutos (MAIOR et al., 2015; NETO et al., 2015).

A oclusão vascular completa pode causar a formação de trombos e induzir lesão microvascular após reperfusão, resultando em dano muscular e necrose celular, porém o EOv parcial parece não aumentar a atividade de coagulação sanguínea e pode melhorar o potencial fibrinolítico (MADARAME et al., 2010). Alguns estudos apontam que não houve alteração nos marcadores de coagulação sanguínea após EOv de baixa intensidade (30% de 1-RM) em indivíduos jovens (CLARK et al., 2011) e idosos (FRY et al., 2010).

### **2.3.2 Dano muscular e velocidade de condução nervosa**

Alguns estudos apontam que o EOv com cargas 20% a 35% de 1-RM tem influência mínima nos marcadores proteicos de dano muscular (creatina quinase e lactato desidrogenase) e no pico de dor muscular após o exercício (TAKARADA et al., 2000a; ABE; KEARNS; SATO, 2006; UMBEL et al., 2009). A possibilidade de aumento de força e hipertrofia com mínimo dano muscular pode ser um fator importante na prática de exercício em populações frágeis, principalmente por aumentar a adesão ao exercício.

Com relação à velocidade de condução nervosa, foi verificado através de registros da latência do reflexo H, que a velocidade de condução nervosa não foi alterada após quatro semanas de EOv com carga de 30% de 1-RM (CLARK et al.,

2011). Esse resultado era previsível porque sessões de EOv têm duração média de 10-15 minutos, enquanto que durante técnicas cirúrgicas, onde ocorre oclusão sanguínea por períodos mais prolongados, a redução da velocidade de condução nervosa é transiente e dificilmente resulta em dano nervoso permanente (LUNDBORG, 1987).

## 2.4 FADIGA MUSCULAR

A fadiga muscular pode ser definida como uma redução do desempenho, abrangendo o aumento na percepção de esforço necessário para exercer uma força desejada e eventual incapacidade para produzir essa força (ENOKA; STUART, 1992; MCCOMAS; MILLER; GANDEVIA, 1995). A fadiga pode ser de origem central ou periférica. A fadiga central é caracterizada pela redução no comando neural e motor para o músculo, resultando numa diminuição da força ou tensão desenvolvida (ENOKA; STUART, 1992). A fadiga periférica é uma diminuição na capacidade de geração de força devido a um potencial de ação insuficiente, falha no acoplamento excitação-contração, ou comprometimento das pontes cruzadas na presença de comando neural inalterado ou aumentado (VIITASALO; KOMI, 1977; TAYLOR et al., 1997). A definição mais recente de fadiga muscular engloba quatro fatores que sintetizam a abordagem que os estudos mais atuais adotam: dependência da tarefa, relação entre força muscular e tempo de resistência, “memória muscular” e percepção de esforço (BARRY; ENOKA, 2007).

De acordo com o princípio da dependência da tarefa não há uma causa única para a fadiga muscular, e o mecanismo dominante depende de detalhes da tarefa executada. Variáveis que influenciam de forma significativa nesse processo incluem a motivação durante a tarefa, o padrão de ativação muscular, a intensidade e a duração da atividade, e se a mesma é contínua ou intermitente (BARRY; ENOKA, 2007). É importante considerar também a relação entre o tempo que a tarefa pode ser sustentada e a força de contração, que está intimamente relacionada com o conceito de dependência na tarefa (BARRY; ENOKA, 2007). A literatura aponta que o tempo até a falha é inversamente proporcional à magnitude da força desenvolvida (CLARK; CARTER; BEEMSTERBOER, 1988).

A “memória muscular” é a redução na taxa de descarga de unidades motoras para atender a mudança no estado mecânico do músculo durante uma contração fatigante. Outro fator que deve ser considerado nos estudos de fadiga muscular é a percepção de esforço que ocorre durante contrações sustentadas. O aumento no esforço e a falha na tarefa estão associados à diminuição do desempenho motor, sendo, portanto consideradas características essenciais do processo de fadiga (ENOKA; STUART, 1992; BARRY; ENOKA, 2007;).

## 2.5 MANIFESTAÇÕES ELETROMIOGRÁFICAS DA FADIGA MUSCULAR

Durante exercícios fatigantes ocorrem muitas alterações biológicas, como o aumento na concentração de metabólitos, mudanças na velocidade de condução das fibras nervosas e alterações no número de unidades motoras que são recrutadas (ADAM; DE LUCA, 2005). As alterações na velocidade de condução ou no número de unidades recrutadas e suas taxas de disparo podem ser medidas através de eletromiografia (GONZÁLEZ-IZAL et al., 2012).

A eletromiografia (EMG) é definida como uma técnica que permite a detecção e análise do sinal elétrico originado durante o processo de ação do músculo esquelético (DE LUCA, 2006). Um aumento no esforço voluntário durante a realização prolongada de tarefas motoras submáximas é indiretamente indicado pelo aumento na amplitude do sinal de EMG do músculo em atividade (FUGLEVAND et al., 1993; FUGLEVAND; BILODEAU; ENOKA, 1995).

O sinal de EMG fornece informações sobre fadiga através de variáveis como a raiz média quadrática (RMS), que é obtida na análise temporal do sinal e indica variações na frequência de disparo e amplitude da atividade muscular, e da frequência média e mediana obtidas da análise no domínio da frequência (HANNINEN et al., 1989; RAVIER et al., 2005).

Em tarefas que envolvem ações isométricas, a análise espectral do sinal de EMG é utilizada para interpretar o comportamento da resposta das UM (KUMAR; NARAYAN, 1998; CARDOZO; GONÇALVES, 2003;), sendo a frequência mediana ( $EMG_{F_{med}}$ ) mais indicada para análise da fadiga muscular porque é mais sensível aos processos bioquímicos que ocorrem dentro do músculo durante ações sustentadas (STULEN; DELUCA, 1981).

## 2.6 CONTRAÇÃO VOLUNTÁRIA MÁXIMA

Músculos que são utilizados intensivamente apresentam progressivo declínio no desempenho associado a maiores períodos de recuperação após o repouso. Esse fenômeno reversível é uma das características da fadiga muscular (ALLEN; LAMB; WESTERBLAD, 2008). O grau de fadiga muscular é classicamente quantificado através da diminuição da força de contração voluntária máxima (CVM) (GANDEVIA, 2001), que na prática é avaliada antes e imediatamente depois da falha na tarefa (PLACE; BRUTON; WESTERBLAD, 2008). A CVM, medida em diferentes estágios de tarefas fatigantes, mostra um declínio gradual na capacidade de geração de força máxima durante exercícios submáximos, embora a força alvo ainda possa ser mantida (ZIJDEWIND; ZWARTS; KERNELL, 1998; SØGAARD et al., 2006).

## 2.7 EXERCÍCIO ISOMÉTRICO INTERMITENTE E FADIGA

A fadiga muscular é muitas vezes induzida através de contrações isométricas sustentadas ou repetidas (intermitentes), devido a sua facilidade de realização, possibilidade de induzir a fadiga seletiva em grupos musculares de interesse e porque consiste em uma medida do tempo de resistência como índice confiável da fatigabilidade muscular (PLACE; BRUTON; WESTERBLAD, 2008). A força de preensão manual (*handgrip test*) é largamente mensurada em estudos que tem por objetivo avaliar a fadiga dos músculos do antebraço (ETTINGER et al., 1996; PITCHER; MILES, 1997) e a resposta do fluxo sanguíneo ao exercício (BARNES, 1980; KAGAYA; OGITA, 1992).

Durante exercícios com fluxo sanguíneo adequado (sem compressão externa), a contração muscular pode comprimir as artérias do músculo, principalmente durante ações isométricas mantidas, onde a pressão intramuscular excede a pressão sanguínea arterial média (SJØGAARD; SAVARD; JUEL, 1988). Exercícios isométricos com cargas acima de 50% da CVM podem provocar obstrução total do fluxo (PITCHER; MILES, 1997), dependendo, porém, da heterogeneidade da arquitetura muscular, como diferenças no arranjo das fibras e tecido conectivo que ajudam a determinar as pressões teciduais ( SJØGAARD, 1986; SJØGAARD; SAVARD; JUEL, 1988).

O fluxo sanguíneo disponível no momento do exercício tem relação direta com a fadiga muscular. Obviamente o aumento da demanda energética durante ações musculares exige aumento da suplementação de substratos energéticos através do fluxo sanguíneo, enquanto que simultaneamente os metabólitos devem ser eliminados e o calor transferido do músculo (WIGMORE; PROPERT; KENT-BRAUN, 2006).

O fluxo sanguíneo durante a fase de ação de um exercício de preensão manual isométrico intermitente (5s de ação e 5s de relaxamento com carga de 40% da CVM durante dois minutos) sem nenhum tipo de oclusão vascular é igual ao fluxo observado durante o exercício isométrico mantido, porém durante a fase de relaxamento, o fluxo sanguíneo está aumentado, devido a um aumento da pressão sanguínea e ação de agentes vasodilatadores como o óxido nítrico, a adenosina e a acetilcolina (SJØGAARD; SAVARD; JUEL, 1988). Durante o exercício isométrico intermitente, cada ação muscular é seguida por um aumento no fluxo sanguíneo durante o relaxamento e um processo de recuperação se inicia, mesmo se ele é curto, o que não ocorre durante o exercício isométrico mantido (BYSTRÖM; KILBOM, 1990).

## 2.8 INFLUÊNCIA DO FLUXO SANGUÍNEO NA FADIGA MUSCULAR

Em um estudo clássico, foram investigados o tempo até a falha na tarefa e recuperação da força após um exercício de preensão manual isométrico intermitente (EPMII) realizado com fluxo sanguíneo livre e oclusão total do fluxo sanguíneo (seis segundos de ação e cinco de relaxamento). Nesse estudo os voluntários foram orientados a alcançar uma carga de 80% da CVM durante o maior tempo possível. Quando os voluntários executaram o exercício com oclusão total (pressão de 200 mmHg; largura do cuff não informada), houve um menor tempo até a falha (a tarefa durou ~3 minutos), em comparação com a situação fluxo livre (os voluntários continuaram o exercício por ~15 minutos, e não atingiram a falha). A CVM foi avaliada imediatamente após a falha (situação oclusão) ou interrupção do exercício (situação fluxo livre) e ao longo de 40 minutos. Após a liberação do fluxo sanguíneo na situação oclusão total a recuperação da força foi significativamente mais rápida

em comparação com a situação em que o exercício foi realizado com fluxo livre (PITCHER; MILES, 1997).

Diversos estudos avaliaram a relação entre o exercício com oclusão parcial e fadiga muscular. Wernbom, Augustsson e Thomeé (2006) investigaram o número de repetições executadas por 16 voluntários que foram submetidos a um exercício de extensão de joelho (4 séries até a falha) com oclusão vascular (*cuff* de 13,5 cm e pressão de 200 mmHg) ou com fluxo livre. O *cuff* foi inflado imediatamente antes do exercício e desinflado nos períodos de repouso entre as séries, mas apenas as repetições realizadas na primeira série foram consideradas na análise (ou seja, a oclusão foi contínua). Não foi permitido repouso entre as repetições. Em ambas situações o exercício foi realizado com diferentes cargas (20, 30, 40 e 50% de 1-RM) em dias separados. O número de repetições foi significativamente maior na situação fluxo livre em comparação com a situação oclusão quando o exercício foi realizado com as cargas de 20, 30, e 40% de 1-RM. Não houve, porém diferença significativa quando a carga foi de 50% de 1-RM, provavelmente porque a pressão intramuscular com essa carga foi alta o suficiente para bloquear o fluxo sanguíneo.

A fadiga dos músculos extensores do joelho em 8 adultos saudáveis foi estudada por Fujita et al. (2008). Nesse estudo foram realizadas 30 repetições de extensão isocinética concêntrica de joelho com uma velocidade angular de 180°/s e dois possíveis períodos de repouso entre as repetições (3,5 e 1,5 segundos). O exercício com ambos intervalos de repouso foram executados com RFS (200mmHg; largura do *cuff* não informada) ou com fluxo livre. Foi observado um aumento significativo nos índices de fadiga (*Slope* do pico de força isocinética e percentual de diminuição da força entre as cinco primeiras e cinco últimas repetições) na situação RFS em comparação com a situação fluxo livre apenas quando o intervalo entre as séries foi de 3,5 segundos. Isso sugere que em períodos de repouso de 1,5 segundos entre as contrações, a oclusão externa do fluxo sanguíneo não influenciou no nível de fadiga, pois o curto intervalo de repouso já submete os músculos em atividade a um ambiente isquêmico.

Cook, Clark e Ploutz-Snyder (2007) investigaram o número de repetições e a recuperação da força após exercício de extensão de joelho isotônico em 21

voluntários. O exercício foi realizado com 20 ou 40% da FIVM associado à oclusão vascular total (~300 mmHg) e parcial (~160 mmHg), que foi mantida durante o período de repouso entre as séries. Os voluntários executaram três séries até a falha, com 90 segundos de intervalo entre as séries. O mesmo exercício foi realizado também com uma alta carga (80% da FIVM) sem oclusão vascular. A pressão de oclusão foi aplicada com um *cuff* de 6 cm de largura (circunferência do membro não informada). A FIVM foi avaliada antes da tarefa e 30 segundos após a falha. O número de repetições durante o exercício de alta intensidade (80% da FIVM) com fluxo livre foi significativamente menor ( $33 \pm 10$ ) que durante os exercícios de baixa intensidade (20 e 40% da FIVM) com RFS ( $182 \pm 153$  e  $83 \pm 32$  respectivamente). O número de repetições durante o EOV com 40% da FIVM foi significativamente menor que o mesmo exercício com carga de 20% da FIVM. Além disso, foi verificada uma redução significativa da força (33%) após o exercício com 20% da FIVM associado à restrição parcial do fluxo sanguíneo, em comparação com o exercício de alta intensidade sem RFS (redução de 19% na força).

O tempo até a falha na tarefa (número de repetições) e o nível de ativação muscular durante exercício isotônico (três séries até a falha) de extensão de joelho (30% de 1-RM) em 11 voluntários saudáveis foi estudado por Wernbom et al. (2009). Uma oclusão parcial (100 mmHg) foi aplicada através de um *cuff* pressórico de 13,5 cm (circunferência do membro não informada) imediatamente antes do exercício e permaneceu inflado durante os períodos de intervalo entre as séries. O exercício foi realizado com oclusão parcial e com fluxo livre e não foi permitido o relaxamento dos voluntários entre as repetições. O número de repetições foi significativamente maior quando o membro exercitado não foi ocluído, em comparação ao exercício com oclusão parcial. Não foram observadas diferenças significativas na ativação muscular entre as condições, exceto na terceira série, onde na fase excêntrica do movimento foi identificada uma maior ativação na situação fluxo livre. Esses resultados podem ser explicados pela provável redução do fluxo sanguíneo em ambas as situações (fluxo livre e oclusão parcial), devido à ausência de um período de relaxamento entre as repetições.

Umbel et al. (2009) avaliaram a força de voluntários sedentários antes e 24, 48, 72 e 96 horas após três séries de extensão isotônica de joelho até a falha (35%

da FIVM; 90s de repouso entre as séries). O mesmo exercício foi executado com fluxo livre e com RFS (pressão de oclusão de 30% acima da pressão sistólica braquial mantida durante os períodos de repouso; *cuff* de 6 cm de largura; circunferência do membro não informada). Foi observada redução significativa da FIVM 24 horas após a falha quando o exercício foi realizado com RFS em comparação ao exercício com fluxo livre, sem diferenças com relação aos valores iniciais em nenhuma das situações.

Foi demonstrado por Loenneke et al. (2012b) um número de repetições significativamente menor quando jovens saudáveis realizaram exercício isotônico de joelho (30% de 1-RM) até a falha com RFS ( $26.0 \pm 1.31$  repetições), em comparação ao mesmo exercício com fluxo sanguíneo livre ( $36,65 \pm 2,54$  repetições). A oclusão foi aplicada com uma fita elástica de 7,6 cm.

Wernbom et al. (2012) avaliaram em uma população predominantemente ativa, a FIVM antes, imediatamente após (um e dois minutos) e 4, 24, 48, 72, 96 e 168 horas após cinco séries de exercício isotônico de extensão de joelho (30% 1RM) com oclusão vascular (largura do *cuff* de 13,5 cm; pressão de oclusão entre 90 e 100 mmHg) ou fluxo sanguíneo livre. O exercício foi executado até a falha e o mesmo número de repetições foi realizado nas duas situações. Foi demonstrada uma significativa redução da força em relação aos valores iniciais nas duas situações até 48h após o exercício. Nos minutos um e dois após a falha a redução da FIVM foi significativamente maior na situação oclusão em comparação com a situação fluxo livre, porém nesses momentos o *cuff* ainda estava inflado.

O tempo até a falha e a recuperação da força de oito homens ativos após exercício isotônico de joelho (três séries até a falha; 30 segundos de repouso entre as séries; carga de 20% da FIVM) com fluxo sanguíneo livre e com oclusão parcial foram avaliados por Cook, Murphy e Labarbera (2013). Na situação oclusão parcial o *cuff* (largura de 5 cm) foi inflado a 180 mmHg antes do exercício e liberado imediatamente após a falha. A FIVM foi avaliada antes e depois da falha (com o *cuff* desinflado), nos momentos 30 segundos, dois, três, quatro e cinco minutos. Em ambas situações (oclusão parcial e fluxo livre) houve uma redução significativa da força com relação aos valores iniciais, que se manteve até cinco minutos depois do

exercício, porém sem diferença significativa entre as situações. Também não foi observada diferença significativa no número de repetições (tempo até a falha).

Loenneke et al. (2013b) avaliaram a recuperação da força imediatamente após (ainda com *cuff* inflado), 1 hora e 24 horas após exercício isotônico de joelho (30% 1RM; uma série de 30 e três séries de 15). O exercício foi realizado com fluxo livre ou oclusão parcial (*cuff* de 5 cm de largura; pressão de oclusão média de ~210 mmHg determinada com base na circunferência do membro). Foi observada redução significativa na força imediatamente e 1 hora após o EOv em comparação ao exercício com fluxo livre. Na situação EOv a força retornou aos valores de base 24 horas após o exercício e na situação fluxo livre 1 hora depois do exercício.

A recuperação da força após exercício concêntrico e excêntrico de flexão de cotovelo (1x30 e 2x15 repetições; intervalo de 30 segundos entre as séries, carga de 30% de 1-RM) com RFS (*cuff* de 3 cm; 120 mm Hg durante ~5 minutos) em 10 homens jovens foi avaliada por Thiebaud et al. (2013). A FIVM foi avaliada antes, imediatamente depois (com *cuff* desinflado) e ao longo de quatro dias. Foi observada uma redução significativa de força somente na situação RFS imediatamente após o exercício concêntrico (-36%) e excêntrico (-12%). Em outro estudo foi observado em nove homens jovens uma redução significativa de 7% na força imediatamente após (~1 a 2 minutos) exercício excêntrico de flexão do cotovelo (1x30 e 2x15 repetições; intervalo de 30 segundos entre as séries, carga de 30% de 1-RM) com fluxo livre e com RFS (*cuff* de 3,3 cm; pressão de 120 mmHg) em comparação aos valores de base, porém sem diferença significativa entre as situações (THIEBAUD et al., 2014).

Yasuda et al. (2013b) avaliaram em oito homens saudáveis, a recuperação de força após exercício isotônico cotovelo (1x30 e 3x15; carga de 20% de 1-RM; 30 segundos de repouso entre as séries) com RFS (pressão de 160 mmHg; largura do *cuff* não informada) e fluxo sanguíneo livre. A FIVM foi avaliada antes, imediatamente após (com o *cuff* ainda inflado) e 1 minuto após o exercício (com o *cuff* removido). Houve uma redução significativa da força com relação aos valores iniciais apenas na situação RFS imediatamente e 1 minuto após o exercício, sem diferenças significativas entre as situações.

O número de repetições e a recuperação da força de 11 voluntários jovens e saudáveis que foram submetidos a um exercício isotônico de joelho (4 séries com carga de 30% da força máxima) foram avaliados por Fitschen et al. (2014). O exercício foi realizado até a falha com fluxo livre e com oclusão de 160 mmHg (*cuff* de 5 cm, inflado durante todo o exercício incluindo períodos de repouso). A força foi avaliada antes, imediatamente após, e 24 horas após o exercício. O número de repetições foi significativamente menor ( $50 \pm 9$ ) na situação RFS em comparação ao exercício com fluxo livre ( $61 \pm 12$ ). Houve uma redução significativa da força imediatamente e 24 após o exercício em ambas situações com relação a inicial, sem diferenças entre as situações.

## 2.9 EFEITOS AGUDOS DO EXERCÍCIO COM OCLUSÃO VASCULAR NA FORÇA E ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA

Geralmente o que se observa com relação ao sinal de EMG em situações de fadiga muscular é um aumento na amplitude RMS e um deslocamento da frequência mediana/média em direção a frequências mais baixas. Esses fenômenos podem ser explicados por alterações no recrutamento e aumento da sincronização de UM, mudanças da velocidade de condução nervosa e mudanças nas características de descarga (coeficiente de variação das UM) (BARNES; WILLIAMS, 1987).

Moritani et al. (1992) analisaram a relação entre suprimento sanguíneo e atividade de UM durante EPMII (dois segundos de ação e dois de relaxamento) com 20% da carga máxima. O exercício foi realizado durante 4 minutos, com oclusão total (200 mmHg; largura do *cuff* não informada) e fluxo livre. Na situação oclusão total o *cuff* foi insuflado somente do primeiro ao segundo minuto da tarefa (um minuto de oclusão), sendo o fluxo liberado a partir de então. Na situação fluxo livre, a mesma tarefa foi executada sem nenhum tipo de RFS. Apesar da manutenção do nível de força durante toda a tarefa nas duas situações, foram identificados sinais eletromiográficos de fadiga muscular na situação oclusão total (aumento na amplitude RMS e diminuição na frequência média do sinal). Tais achados indicam um recrutamento de UM de alto limiar mesmo quando uma baixa carga foi mantida durante todo o exercício. Esse recrutamento adicional de UM pode ser explicado pela redução ou ausência de substratos energéticos e pela acidificação

intramuscular durante o exercício com RFS, indicando que a sequência clássica de recrutamento de UM previamente descrita por Henneman, Somjen e Carpenter (1965) pode ser também influenciada pela disponibilidade de oxigênio durante o exercício.

De acordo com Hogan et al. (1999), a capacidade que o tecido musculoesquelético tem de recuperar rapidamente a força após um curto período de isquemia decorre basicamente do retorno da disponibilidade de O<sub>2</sub> ao músculo. Neste estudo o músculo gastrocnêmio de cães foi isolado e submetido a contrações isométricas tetânicas simuladas. Durante as ações musculares houve uma isquemia completa no músculo durante 2 minutos. Logo depois desse período o fluxo sanguíneo foi liberado com o mesmo volume identificado antes da oclusão (ou seja, não houve resposta hiperêmica), porém com diferentes níveis de O<sub>2</sub> (sangue desoxigenado ou com níveis normais de O<sub>2</sub>). A recuperação da força foi significativamente maior quando o sangue foi liberado com os níveis normais de O<sub>2</sub>, sugerindo que essa recuperação foi dependente da disponibilidade de O<sub>2</sub> e não de outros fatores relacionados à hiperemia reativa, como a liberação de substratos ou remoção do “lixo metabólico” aprisionado no tecido.

De acordo com Miura et al. (2000), existe uma forte correlação entre o nível de oxigenação muscular e o sinal de EMG. Neste estudo foram avaliados no músculo vasto lateral os níveis de hemoglobina e mioglobina oxigenada (oxi-Hb/Mb) através de espectroscopia com infravermelho próximo, e a atividade muscular através de EMG de superfície durante exercício em cicloergômetro. Foi demonstrado que quanto mais reduzidos os níveis de oxi-Hb/Mb durante o exercício, maior a amplitude do sinal de EMG (correlação significativa de -0,947).

A atividade EMG integrada do músculo bíceps braquial antes, durante e depois de um exercício isotônico de cotovelo (carga de 40% de 1-RM) com fluxo livre ou associado à oclusão vascular de 50 ou 100 mmHg (cuff com 9 cm de largura) foi avaliada por Takarada et al. (2000b). Os resultados deste estudo indicam que quando o exercício foi realizado com oclusão de 50 e 100 mmHg houve uma maior ativação muscular em comparação com o mesmo exercício realizado sem oclusão. Esse mesmo grupo avaliou a atividade elétrica do músculo vasto lateral

durante exercício isotônico executado até a falha (carga de ~20% de 1-RM) com oclusão vascular (pressão de 214 mmHg; *cuff* de 3,3 cm de largura) e fluxo livre. Durante o EOV o nível de ativação muscular foi ~1,8 vezes maior ( $p < 0,01$ ) que durante o exercício sem RFS (com a mesma carga e também realizado até a exaustão). Outro achado interessante deste estudo foi a elevação dos níveis de lactato sanguíneo imediatamente após o exercício realizado com RFS, provavelmente devido a hipóxia local que torna o metabolismo mais anaeróbio láctico, e também pela diminuição da retirada do lactato pelo sistema venoso (TAKARADA et al., 2000a).

Diversos autores tem avaliado a ativação muscular durante e após exercícios isotônicos, porém a resposta neuromuscular durante e após exercício isométrico intermitente com restrição do parcial do fluxo sanguíneo é pouco estudada. Karabulut et al. (2006) avaliaram em 12 homens saudáveis, a atividade EMG e força do músculo vasto lateral durante e após um exercício isométrico intermitente com 20% da carga máxima (cinco séries de 20 contrações, com dois segundos de ação e um segundo de relaxamento; 30 segundos de intervalo entre as séries). O tempo total de exercício foi sempre de oito a dez minutos. Os voluntários realizaram duas CVM antes e duas após, com um minuto de intervalo entre elas. A tarefa foi realizada com fluxo livre ou RFS (pressão de ~183 mmHg e largura do *cuff* de 5 cm). Na situação RFS o *cuff* foi insuflado antes da primeira CVM pré-exercício e desinflado após a última CVM pós-exercício. Não foram encontradas diferenças significativas na força, amplitude (RMS) e frequência do sinal de EMG após o exercício isométrico intermitente com RFS ou fluxo livre, em comparação aos valores de base. Neste estudo os desfechos após o exercício foram avaliados ainda com a oclusão aplicada, o que dificulta o entendimento sobre como o retorno do fluxo sanguíneo após o fim do exercício influencia na recuperação da força e atividade EMG.

Yasuda et al. (2008) avaliaram FIVM e atividade EMG integrada em homens saudáveis antes e após um exercício isotônico de flexão de cotovelo (20% de 1-RM; uma série de 30 e três séries de 15 repetições) realizado com fluxo livre e diferentes níveis de RFS (98, 121, 147 mmHg). A compressão foi aplicada através de um *cuff* de 3 cm (circunferência do membro de ~25 cm) que foi inflado dois minutos antes do

exercício e permaneceu assim durante toda a tarefa, incluindo os períodos de repouso. A FIVM foi mensurada 5 minutos antes da insuflação do *cuff*, imediatamente após o exercício (ainda com o *cuff* inflado) e um minuto após a primeira avaliação da FIVM (com o *cuff* já removido). O sinal de EMG foi coletado durante as mensurações da FIVM. A atividade EMG foi significativamente menor imediatamente após o exercício (ainda com o *cuff* inflado) quando houve qualquer nível de RFS em comparação ao exercício com fluxo livre. Não houve diferença significativa no sinal de EMG entre os níveis de RFS imediatamente após o exercício. Na avaliação 1 minuto após o exercício (com o *cuff* removido) não houve diferença significativa entre nenhuma das situações (oclusão ou fluxo livre). Com relação à FIVM, houve uma redução significativa (~37%) imediatamente após (ainda com o *cuff* insuflado) o exercício realizado com oclusão de 121 e 147 mmHg em comparação com o exercício com fluxo livre e após 1 minuto (com o *cuff* removido) apenas na situação com oclusão 147 mmHg em comparação com a situação fluxo livre.

A força e atividade EMG durante e após exercício isotônico de flexão do cotovelo com 20% da carga máxima associado à restrição sanguínea total (300 mmHg), parcial (160 mmHg) ou com fluxo sanguíneo livre foram avaliadas em 11 homens saudáveis por Yasuda et al. (2009). Um *cuff* de 3 cm de largura (circunferência do membro não informada) foi aplicado dois minutos antes do início da sessão, e permaneceu inflado durante todo o exercício, inclusive no período de repouso entre as séries. O número de repetições foi estabelecido previamente da seguinte forma: experimento 1 (1x 30 repetições); experimento 2 (3 x 10 repetições) e experimento 3 (1x30 + 3x15 repetições). O período de repouso entre as séries foi de 30 segundos. Como parâmetros eletromiográficos foram consideradas a frequência média (FM) e EMG integrada (EMGi), que foram registradas durante o exercício e nas mensurações da FIVM. A FIVM foi avaliada antes do exercício, imediatamente após (PÓS1; com o *cuff* ainda inflado) e 1 minuto após a remoção do *cuff* (PÓS2). Esses autores concluíram que uma restrição parcial do fluxo sanguíneo resultou em manifestações neurais similares as observadas com oclusão total, mas sem apresentar o mesmo déficit contrátil e metabólico observado quando o fluxo foi totalmente ocluído.

Karabulut et al. (2010) avaliaram a FIVM, amplitude (RMS) e FM do sinal de EMG do músculo vasto lateral de 14 homens saudáveis antes e após a realização de exercício isotônico (5 séries de 20 repetições; 20% da FIVM; 30 segundos de repouso entre as séries) com fluxo livre e RFS (*cuff* de 5 cm; pressão de oclusão baseada na pressão sistólica). A FIVM e as variáveis de EMG foram mensuradas antes e 1 minuto depois do exercício, ainda com o *cuff* inflado. Na situação RFS a FIVM foi significativamente menor (redução de 31% com relação ao *baseline*) após o exercício em comparação com a situação fluxo livre (redução de 13% com relação ao *baseline*). Com relação à amplitude RMS do sinal de EMG, na situação RFS houve uma redução de 12% e na situação fluxo livre um aumento de 3% em relação ao *baseline*, porém, sem diferenças entre as situações. Não foram encontradas diferenças significativas entre as situações com relação à frequência do sinal de EMG.

A recuperação da força e atividade EMG em atletas de Jiu-Jitsu após uma série de agachamento (80% de 1-RM) até a falha com RFS ou fluxo sanguíneo livre foram examinadas por Neto et al. (2014). Foi aplicada uma pressão de oclusão média de 110 mmHg (largura do *cuff* não informada), e o fluxo sanguíneo foi liberado imediatamente após o exercício. A FIVM foi avaliada em conjunto com a atividade EMG (RMS e Frequência Mediana) antes e imediatamente após o exercício. Houve redução significativa na força após o exercício com relação aos valores de base, porém sem diferenças entre as situações (agachamento com restrição x agachamento sem restrição). A frequência mediana foi significativamente menor após o exercício com RFS em comparação com a situação fluxo sanguíneo livre, porém não foram observadas diferenças significativas entre as situações com relação à RMS.

### **3. PERGUNTA CONDUTORA**

Como a aplicação de diferentes níveis de oclusão vascular durante o exercício de prensão manual isométrico intermitente influencia no tempo até a falha, na força e na atividade eletromiográfica dos músculos flexores do punho e dedos de homens saudáveis após a falha?

#### **4. HIPÓTESES**

H1: O tempo até a falha será menor quando o exercício for realizado com oclusão total, em comparação ao exercício executado com oclusão parcial e com fluxo sanguíneo livre.

H2: A recuperação da força e da atividade eletromiográfica dos músculos flexores do punho será semelhante após o exercício realizado com oclusão total e parcial, e ambas serão mais rápidas que após o exercício com fluxo sanguíneo livre.

## **5.OBJETIVOS**

### **5.1 GERAL**

Verificar os efeitos de diferentes níveis de oclusão vascular aplicados durante exercício de preensão manual isométrico intermitente no tempo até a falha na tarefa, na recuperação da força e na frequência e amplitude do sinal de EMG após a falha.

### **5.2 ESPECÍFICOS**

Em homens saudáveis submetidos a um exercício de preensão manual isométrico intermitente associado a diferentes níveis de oclusão vascular:

- Avaliar o tempo até a falha na tarefa.
- Avaliar a força isométrica voluntária máxima dos músculos flexores do punho e dedos durante 11 minutos de recuperação após a falha, através de um dinamômetro manual.
- Avaliar a frequência mediana e o pico do sinal de EMG bruto dos músculos flexores do punho e dedos durante 11 minutos de recuperação após a falha, através de eletromiografia de superfície.

## 6. MÉTODOS

### 6.1 DELINEAMENTO, LOCAL E PERÍODO DO ESTUDO

Trata-se de um ensaio clínico randomizado do tipo “crossover”. O estudo foi realizado nos Laboratórios de Cinesiologia e Avaliação Funcional (LACAF) e Fisioterapia Cardiopulmonar (LACAP) da Universidade Federal de Pernambuco entre Janeiro e Dezembro de 2015.

### 6.2 ASPECTOS ÉTICOS

O estudo teve aprovação do Comitê de Ética em pesquisa envolvendo seres humanos da UFPE (CAAE: 36832814.9.0000.5208), conforme Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde. Os voluntários foram informados de forma verbal e escrita sobre a natureza e possíveis riscos e benefícios do estudo. Após esclarecimentos sobre os procedimentos os voluntários assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE (APÊNDICE A). Este estudo foi registrado no *Clinical Trials* sob o número NCT02384161.

### 6.3 CRITÉRIOS DE ELEGIBILIDADE

Foram considerados aptos a participar do estudo homens com idade entre 18 e 40 anos, classificados como ativo ou muito ativo no International Physical Activity Questionnaire (IPAQ - VERSÃO CURTA) (MATSUDO et al., 2001) (ANEXO 1).

De acordo com a OPAS/OMS (1998), pessoas com idade entre 20 e 44 anos são consideradas adultas, porém foram considerados aptos a participar apenas voluntários até 40 anos porque a partir dessa faixa etária ocorrem declínios funcionais (SHEPHARD, 2003), inclusive na força dos músculos do antebraço (HAYFLICK, 1996). Pode haver também diferenças entre os gêneros (masculino e feminino) em algumas das variáveis dependentes deste estudo (KARABULUT et al., 2010), e para evitar futuros fatores confundidores, não foram incluídas mulheres na amostra.

Foram excluídos os voluntários com índice de massa corporal (IMC) menor que  $18,5 \text{ kg m}^{-2}$  e maior que  $30 \text{ kg m}^{-2}$ , tabagistas, que estavam utilizando medicamentos vasoativos, e que possuíam histórico de fraturas em membros superiores. Foram também excluídos os sujeitos com hipertensão arterial,

insuficiência venosa periférica, insuficiência cardíaca ou qualquer outra doença cardiovascular; epilepsia, acidente vascular cerebral ou alguma outra doença neurológica ou qualquer outra condição que os impedisse de realizar o exercício.

#### 6.4 DISTRIBUIÇÃO DA ORDEM DAS INTERVENÇÕES

Os voluntários incluídos foram aleatoriamente distribuídos em alguma das seguintes intervenções: oclusão total do fluxo sanguíneo (OT), oclusão parcial do fluxo sanguíneo (OP) e fluxo sanguíneo livre (FL). A randomização foi realizada através do software *online* [www.randomization.com](http://www.randomization.com) por uma pessoa externa a pesquisa. As alocações foram colocadas em envelopes lacrados e opacos. O pesquisador responsável pelas avaliações das variáveis de desfecho (tempo até a falha, força, e sinal de EMG) não teve acesso à distribuição dos voluntários (pesquisador 1). O pesquisador que aplicou e controlou a pressão de oclusão vascular (pesquisador 2) e o pesquisador que determinou a pressão de oclusão total (pesquisador 3) não tiveram participação nos procedimentos de avaliação das variáveis de desfecho, nem da distribuição da ordem das intervenções. Os voluntários não foram informados sobre o nível de oclusão aplicado em cada dia de intervenção e receberam a orientação de não comentar sobre a percepção de pressão, mantendo assim o pesquisador 1 mascarado com relação à pressão de oclusão.

#### 6.5 VARIÁVEIS DO ESTUDO

##### 6.5.1 Variáveis independentes

- Exercício de prensão manual isométrico intermitente com oclusão sanguínea total.
- Exercício de prensão manual isométrico intermitente com oclusão sanguínea parcial.
- Exercício de prensão manual isométrico intermitente com fluxo sanguíneo livre.

##### 6.5.2 Variáveis dependentes

- Tempo até a falha e número de repetições (variável quantitativa contínua);

- Força isométrica voluntária máxima antes do exercício e durante 11 minutos de recuperação após a falha (variável quantitativa contínua);
- Frequência mediana e pico do sinal de EMG bruto antes do exercício e durante 11 minutos de recuperação após a falha (Variáveis quantitativas contínuas).

### 6.5.3 Variáveis de controle

- Idade (quantitativa contínua), massa corporal (quantitativa contínua), altura (quantitativa contínua), IMC (quantitativa contínua), dominância dos membros (qualitativa nominal), nível de atividade física (qualitativa ordinal), pressão arterial (quantitativa contínua), pressão de oclusão total (quantitativa contínua), pressão de oclusão parcial (quantitativa contínua).

## 6.6 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

A coleta de dados foi realizada em três etapas que foram divididas em pelo menos quatro dias. Os procedimentos das etapas 1 e 2 foram realizados em um único dia, e os procedimentos da etapa 3 foram executados em dias diferentes, conforme descrito detalhadamente abaixo. Na primeira etapa foram coletados os dados de identificação, e com o objetivo de investigar se os voluntários atendiam aos critérios de elegibilidade, foi aplicado o IPAQ (ANEXO 1) e realizada uma avaliação (FICHA DE AVALIAÇÃO - APÊNDICE B). A massa corporal dos voluntários foi mensurada com uma balança eletrônica Filizola® (Personal line) e a altura através de um antropômetro de parede. O IMC foi obtido pela razão entre a massa corporal (Kg) e o quadrado da estatura (m<sup>2</sup>). A pressão arterial foi mensurada com *cuff* de 14 cm de largura (*Esfigmomanômetro aneróide Premium®, Duque de Caxias – RJ, Brasil*) e um estetoscópio (Diasyst®). A dominância dos membros dos sujeitos foi avaliada através do Inventário de Edinburg (ANEXO 2) (OLDFIELD, 1971).

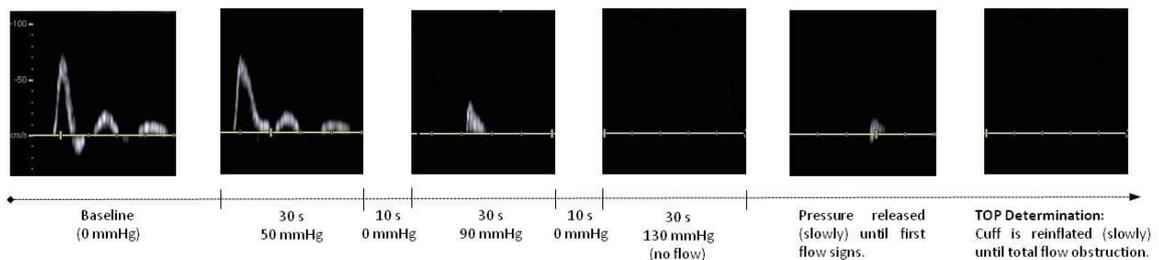
Os voluntários que atenderam aos critérios de elegibilidade foram encaminhados para a segunda etapa do estudo que consistiu na determinação da pressão de oclusão total (POT) da artéria braquial em repouso. A POT foi determinada através de ultrassom Doppler modelo SonoAcerR3 (*Samsung Medison*

– *South Korea*®). Todos os voluntários foram orientados a evitar exercícios extenuantes e ingestão de cafeína e álcool nas 24 horas antecedentes à avaliação.

Antes da avaliação da POT os sujeitos ficaram relaxados em decúbito supino numa sala climatizada (23° C) e silenciosa por dez minutos. O posicionamento adotado durante a avaliação foi decúbito supino, abdução de 90° de ombro, extensão completa de cotovelo e antebraço em supinação. (BARBOSA et al., 2014). Durante a determinação da POT foi utilizada a técnica *Power Doppler*, e o transdutor (*linear transducer; 12.0 MHz*) foi posicionado na prega flexora sempre do cotovelo dominante. O *cuff* pressórico foi inflado com base em protocolo prévio (LOENNEKE et al., 2014b; BEZERRA DE MORAIS et al., 2016) e sinais auditivos e visuais indicaram a presença de pulso arterial.

O primeiro passo da determinação da POT foi aplicar por 30 segundos uma pressão de 50 mmHg e então desinflar totalmente o *cuff* por 10 segundos. No segundo passo o *cuff* foi inflado com 90 mmHg (ou seja, foi adicionado 40 mmHg a pressão anterior), mantendo por 30s, seguido novamente por um período de 10s com o *cuff* totalmente desinflado. Essa sequencia descrita acima foi repetida (adicionando 40 mmHg a cada novo passo) até que o fluxo sanguíneo não foi mais detectado (oclusão total). No momento da oclusão total o *cuff* permaneceu inflado por 30s e então foi lentamente desinflado até que o fluxo sanguíneo estivesse novamente presente. A POT foi determinada (por aproximação de 5 mmHg) como a menor pressão necessária para ocluir completamente o fluxo sanguíneo.

O protocolo de determinação da POT está descrito na figura 2. O valor da POT foi utilizado como referencia para o cálculo da pressão de oclusão parcial, que correspondeu a 50% da POT. Em estudo preliminar publicado como parte desta dissertação, nosso grupo de pesquisa demonstrou boa reprodutibilidade desse método de determinação da POT (BEZERRA DE MORAIS et al., 2016) (ANEXO 3), e por isso cada voluntário foi submetido a apenas uma avaliação da POT. Ainda nesta segunda etapa os voluntários foram submetidos à familiarização com a avaliação da FIVM e com o EPMII.



**Figura 2:** Descrição da sequência de determinação da POT com Ultrassom Doppler (um voluntário). Fonte: Bezerra de Moraes et al., (2016). Com autorização.

A terceira e última etapa teve início após um intervalo mínimo de 72 horas da sessão de familiarização. Esta etapa foi constituída pela execução do EPMII com algum dos três níveis de fluxo sanguíneo. Os voluntários foram orientados a alimentar-se no mesmo horário e quantidade nos dias de intervenção e a evitar consumo de bebida alcoólica e exercícios que pudessem causar fadiga dos músculos flexores dos dedos e punho 48 horas antes dos procedimentos. A aplicação de cada nível de oclusão foi separada por um intervalo mínimo (*washout*) de 72h e máximo de uma semana. Esse período de “*washout*” foi definido com base em estudos prévios com delineamento experimental parecido com o do presente estudo (WEST et al., 1995; THOMPSON et al., 2007; KARABULUT et al., 2010; BARBOSA et al., 2014).

Dois pesquisadores participaram dessa etapa, sendo que um deles ficou responsável pela aplicação e controle do *cuff* pressórico (pesquisador 2), e o outro ficou responsável pelo registro da força e sinal de EMG, e por fornecer estímulo verbal durante a avaliação da FIVM durante o EPMII (pesquisador 1). Durante o exercício os voluntários adotaram o mesmo posicionamento previamente descrito para a avaliação da POT (figura 3) e um *cuff* pressórico foi posicionado na parte proximal do braço dominante, logo abaixo da axila, próximo à inserção do músculo deltoide.

## 6.7 FORÇA ISOMÉTRICA VOLUNTÁRIA MÁXIMA

Em todos os dias de procedimento, antes do exercício, a FIVM foi avaliada em cada voluntário no mesmo posicionamento descrito para a avaliação da POT (figura 3) da seguinte maneira: assim que o voluntário chegou ao laboratório

permaneceu em repouso por cinco minutos, e logo depois foram realizadas no membro dominante três ações isométricas voluntárias máximas com um minuto de intervalo entre elas.



**Figura 3.** Posicionamento adotado durante a avaliação da pressão de oclusão total, força isométrica voluntária máxima e durante o exercício de preensão manual isométrico intermitente; posicionamento dos eletrodos de eletromiografia e do dinamômetro manual; informação visual com o valor da força a ser alcançada. Fonte: acervo da pesquisa.

O maior valor da FIVM entre as três tentativas foi utilizado como valor de referência (FIVM-PRÉ), para cálculo da carga a ser utilizada durante o exercício (45% da FIVM) e para cálculo do ponto de falha na tarefa (30% da FIVM) (HUNTER et al., 2009). A FIVM foi avaliada através de um dinamômetro manual (*DM 100 - Miotec*) com capacidade de 100 Kgf acoplado ao pré amplificador do eletromiógrafo com uma frequência de amostragem de 2.0 kHz. Os voluntários foram cuidadosamente orientados a contrair o mais rápido e forte possível, e atingir a força máxima entre 1 a 3 segundos. Não foi aplicado nenhum tipo de oclusão sanguínea durante a avaliação da FIVM. Após a falha o *cuff* foi imediatamente desinflado e a FIVM foi novamente avaliada nos minutos 1,3,5,7,9 e 11.

#### 6.8 EXERCÍCIO ISOMÉTRICO INTERMITENTE

O exercício foi iniciado 5 minutos após a avaliação da FIVM-PRÉ no mesmo posicionamento utilizado para avaliação da POT. Os voluntários executaram séries de EPMII (10 segundos de ação e 5 segundos de relaxamento) (BYSTRÖM; KILBOM, 1990) apenas com o membro dominante. Eles foram orientados a alcançar e manter a força alvo (45% da FIVM) na fase de ação com a maior precisão possível, e relaxar totalmente (força=0) na fase de relaxamento.

Os períodos de ação e relaxamento foram controlados por estímulo sonoro cronometrado. Durante o exercício a força foi registrada através do mesmo dinamômetro manual utilizado na avaliação da FIVM. Foi fornecido *feedback* visual durante toda a execução da tarefa. A força foi demonstrada em tempo real para os voluntários através de projeção de valores numéricos (Kgf) no teto (aproximadamente 2 metros de distância) (figura 3). A tarefa foi realizada até o momento em que o voluntário não conseguiu atingir e manter por pelo menos 5 segundos um valor correspondente a 30% da FIVM. Esse ponto foi considerado como ponto de falha, e a tarefa foi então encerrada de acordo com a percepção do investigador 1. Os voluntários não receberam informações sobre o valor de força correspondente ao ponto de falha (30% da FIVM). Durante todo o exercício foi fornecido forte encorajamento verbal pelo pesquisador 1, mascarado com relação a pressão de oclusão que foi aplicada.

## 6.9 OCLUSÃO VASCULAR EXTERNA

Durante o exercício isométrico intermitente foi aplicada uma oclusão vascular externa, através de um *cuff* pressórico de 14 cm de largura (*Esfigmomanômetro aneróide Premium, Duque de Caxias - RJ*). O *cuff* foi inflado imediatamente antes do exercício e desinflado imediatamente depois. Cada voluntário realizou o mesmo exercício (EPMII), com os três níveis diferentes de oclusão (oclusão total, oclusão parcial e fluxo livre). Conforme explicado anteriormente, a POT da artéria braquial, determinada de forma individualizada através de ultrassom Doppler, foi utilizada para o cálculo da pressão de oclusão parcial (50% da POT).

## 6.10 ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

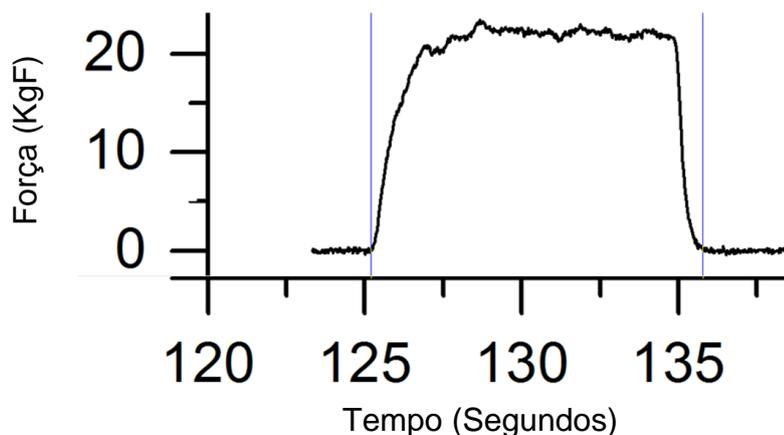
O sinal de EMG foi obtido de forma sincronizada com as avaliações da FIVM (pré e pós) através de um equipamento de 4 canais (modelo Miotool 400, *Miotec Equipamentos, Biomédica, Brasil*), com ganho de amplificação total de 1000 e taxa de rejeição de modo comum de 110 dB. Foram utilizados eletrodos bipolares autoadesivos de Ag/AgCl pré amplificados (100x) com uma distância inter eletrodo (centro a centro) de 20mm. Um conversor de 14-bits digitalizou o sinal analógico, que foi registrado com uma frequência de amostragem de 2.0 KHz para cada canal e com um filtro passa banda *online* de 3-500Hz (*Butterworth, 4ª ordem*). Antes do início da coleta foi realizada tricotomia, abrasão e limpeza da pele com álcool 70. Logo depois os eletrodos foram posicionados sobre a pele que recobre o ventre dos músculos flexor superficial dos dedos e flexor radial do carpo, de acordo com as recomendações do SENIAM (HERMENS et al., 2000), e também por palpação. Um eletrodo de referência (Ag/AgCl, em formato oval, de 5x3,8 cm de diâmetro) foi posicionado caudalmente do manúbrio esternal.

## 6.11 ANÁLISE DOS DADOS

### Número de repetições

Para determinar o número de repetições corrigido, os sinais da força foram inicialmente filtrados com um passa baixa de 23 Hz (*butterworth, 4ª ordem*). Logo depois os três registros da FIVM-PRÉ foram analisados para identificar o pico de força. O início e o fim das curvas de força foram delimitados por inspeção visual e o

pico de força foi então identificado. O maior pico de força dentre os três registros da FIVM-PRÉ foi utilizado como referência para cálculo do ponto de falha na tarefa (30% da FIVM). Com relação aos sinais da força durante o exercício, a primeira contração foi excluída por geralmente ser atípica devido à adaptação do voluntário à tarefa, sendo a contração seguinte considerada como primeira contração válida. Foi considerada falha na tarefa quando o voluntário não conseguiu manter por duas vezes consecutivas uma força média correspondente a 30% da FIVM (ponto de falha). A última contração válida foi então definida com aquela imediatamente anterior à primeira das duas contrações consecutivas que não atingiram o ponto de falha (figura 4). O número de contrações entre a primeira e a última contração válida foi então definido como o número total de repetições corrigido. As análises acima descritas foram realizadas *offline* através do software OriginLab 9.1 (*OriginLab Corporation, Northampton, MA*).



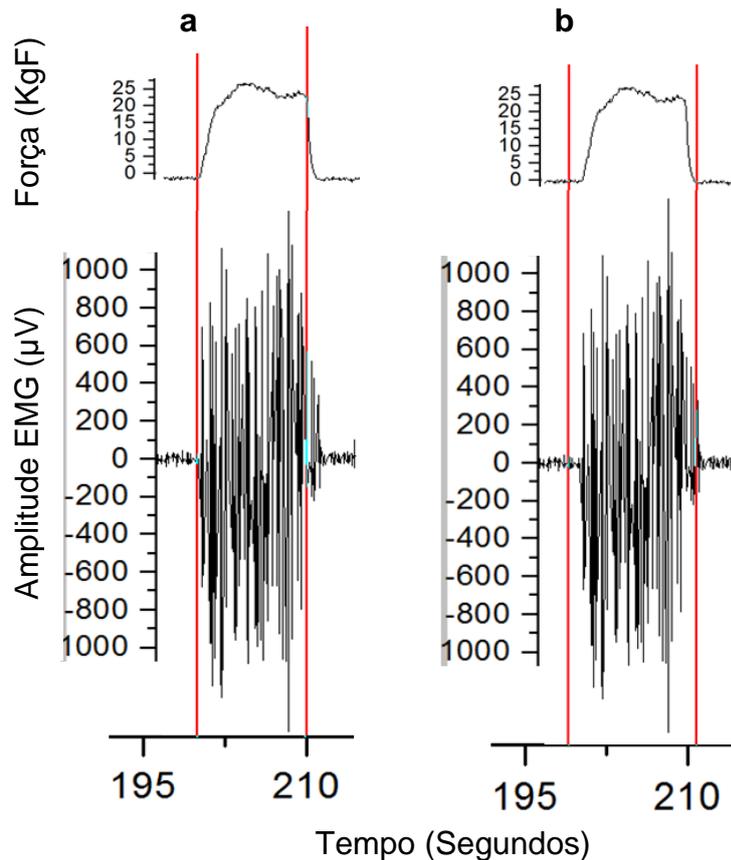
**Figura 4.** Demarcação por inspeção visual do início e fim da curva de força (linhas verticais). A falha na tarefa foi determinada quando a média de força no espaço demarcado não atingiu 30% da FIVM por duas contrações consecutivas. Fonte: acervo da pesquisa.

### *Pico de força*

Para análise do pico de força antes e depois do EPMII foi aplicado um filtro passa baixa de 15Hz (*Butterworth*, 4ª ordem). O maior valor do pico de força entre as três contrações pré-exercício foi considerada como a FIVM-PRÉ. Este valor foi considerado como referência (*baseline*) para as comparações do pico de força antes e depois do exercício. Os valores da FIVM obtidos após o exercício foram normalizados pelo valor de referência (força pós/força pré). Para identificar o pico nas curvas de força antes e depois do exercício, o início da contração e a primeira quebra descendente da curva de força (fim da contração) foram visualmente identificadas (figura 5a). Logo depois a curva foi recortada numa época que foi delimitada a partir de 1 segundo antes do início da contração até 1 segundo após a primeira quebra descendente da curva (figura 5b). Os recortes das curvas pré e pós-exercício foram então analisados através de algoritmo matemático capaz de identificar o início da contração (ponto na linha do tempo em que a força excedeu em 2,5% o valor da linha de base) e o ponto exato do pico de força (SCHETTINO et al., 2014). As análises acima descritas foram realizadas com os *softwares* OriginLab 9.1 (*OriginLab Corporation, Northampton, MA*) e MATLAB 7.6.0 R2008a (*MathWorks, Natick, MA*).

### *Sinal de EMG*

O sinal de EMG foi filtrado (*Butterworth* de 4ª ordem, passa banda 20-500 Hz) para eliminar ruídos provenientes de artefatos de movimento e considerar o espectro de poder de alta energia. O recorte dos registros do sinal de EMG foi conduzido da mesma forma descrita acima para as curvas de força (figuras 5a e 5b). Devido ao retardo eletromecânico (*time lag*), o início do sinal de EMG foi determinado 70 ms antes do início da contração muscular. O sinal de EMG foi analisado nos domínios do tempo e frequência. Para análise no domínio do tempo foi extraído, com um janelamento de 1 segundo (2000 pontos), o valor do pico do sinal de EMG bruto ( $EMG_{pico}$  em  $\mu V$ ) correspondente ao ponto onde foi obtido o pico da FIVM.



**Figura 5.** Demarcação visual do início e primeira quebra descendente da curva de força (linhas verticais) e da época correspondente no sinal de EMG bruto (a); Demarcação visual 1 segundo antes do início da curva e 1 segundo depois da primeira quebra descendente da curva (b). Fonte: acervo da pesquisa.

Para análise no domínio da frequência foi aplicada a Transformada Rápida de Fourier de 512 pontos (processamento com janela Hamming) para identificar a frequência mediana ( $EMG_{Fmed}$ ) do periodograma do espectro de potência. A  $EMG_{Fmed}$  (Hz) do sinal de EMG foi extraída com um janelamento de 1 segundo (2000 pontos) no momento em que ocorreu o pico da FIVM.

Os valores de referência (*baseline*) do  $EMG_{pico}$  e da  $EMG_{Fmed}$  foram os valores correspondentes a contração onde foi obtido o maior valor do pico FIVM antes do exercício. Esses valores foram então utilizados nas comparações da  $EMG_{Fmed}$  e  $EMG_{pico}$  antes e depois do exercício. Os valores do  $EMG_{pico}$  e  $EMG_{Fmed}$  obtidos após o exercício foram normalizados pelo valor de referência conforme descrito anteriormente para a FIVM.

## 6.12 DESFECHOS

### 6.12.1 Desfechos primários

Tempo até a falha e recuperação da força isométrica voluntária máxima.

### 6.12.2 Desfechos Secundários

Pico do sinal de EMG bruto e frequência mediana antes e depois do exercício.

## 6.13 ESTATÍSTICAS

As características gerais da amostra (idade, altura, massa corporal, IMC, pressão arterial, pressão de oclusão total e pressão de oclusão parcial) estão expressas em média  $\pm$  desvio padrão e valores mínimos e máximos. Os valores de referência da FIVM,  $EMG_{pico}$  e  $EMG_{Fmed}$  estão expressos em média  $\pm$  desvio padrão

Os dados foram tabulados no programa Microsoft Office Excel 2007® e na sequência exportados para o software SPSS® (versão 20.0). As distribuições de normalidade dos dados e a homogeneidade das variâncias foram avaliadas pelo teste de Shapiro-Wilk e teste de Levene, respectivamente. As comparações de medianas foram realizadas através do teste de Friedman, sendo o teste de Wilcoxon utilizado como pós-teste. Os resultados estão expostos em mediana e intervalo interquartilício (Q3-Q1).

Para determinar a validade interna do estudo (reprodutibilidade dos dados) foi calculado o coeficiente de correlação intraclasse (CCI) e o coeficiente de variação (CV) das variáveis FIVM,  $EMG_{Fmed}$  e  $EMG_{pico}$  e coletados antes do exercício. Para cada uma dessas variáveis foi calculado o CCI e CV intradia (considerando as três mensurações realizadas no mesmo dia) e interdia (considerando apenas a mensuração onde foi alcançado o maior pico de FIVM em cada um dos dias de intervenção). Na análise interdia da  $EMG_{Fmed}$  e do  $EMG_{pico}$  foi considerada a avaliação correspondente a mensuração do maior pico de FIVM. O nível de significância adotado foi de  $p < 0,05$ .

## 7. RESULTADOS (Apresentado na forma de artigo original no Apêndice C)

O teste de Shapiro-Wilk referiu que não foi comprovada normalidade de distribuição das variáveis e o teste de Levene mostrou que as variâncias não são homogêneas. Os dados de caracterização dos participantes e os dados referentes aos desfechos força e tempo até a falha foram obtidos de 13 voluntários. Com relação aos desfechos  $EMG_{Fmed}$  e  $EMG_{pico}$  foram analisados os dados de 12 voluntários devido a presença de ruído no sinal de EMG de um dos voluntários.

### 7.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA E VALORES DE REFERÊNCIA

A tabela 1 mostra os dados de caracterização da amostra e a tabela 2 os valores de referência (antes do exercício) para as variáveis de desfecho força,  $EMG_{Fmed}$  e  $EMG_{pico}$ . Dos 13 voluntários incluídos no estudo 4 foram classificados como muito ativos e 9 como ativos no IPAQ. Além disso, 2 voluntários foram classificados canhotos e 11 considerados como destros de acordo com o inventário do Edinburg (anexo 2). O teste de Friedman não apontou diferença significativa ( $p > 0,05$ ) antes do exercício em nenhuma das variáveis de desfecho entre os dias de avaliação.

**Tabela 1.** Características dos participantes (n=13).

Variáveis	Média $\pm$ DP	Mínimo	Máximo
Idade (anos)	21 $\pm$ 1,71	19	25
Altura (cm)	177 $\pm$ 6	170	187
Massa corporal (kg)	78,58 $\pm$ 9,50	61,50	91,80
IMC (kg m <sup>-2</sup> )	25,03 $\pm$ 1,98	21,28	28,47
PAS (mmHg)	120,15 $\pm$ 11,60	100	140
PAD (mmHg)	76,92 $\pm$ 7,51	70	90
POT (mmHg)	126,92 $\pm$ 10,52	110	145
POP (mmHg)	63,46 $\pm$ 5,26	55	72,5

IMC: Índice de massa corporal; PAS: pressão arterial sistólica; PAD: pressão arterial diastólica; POT: pressão de oclusão total; POP: pressão de oclusão parcial; DP: desvio padrão.

**Tabela 2.** Valores de referência (antes do exercício) apresentados em Média  $\pm$  DP. n=13 para força; n=12 para EMG<sub>Fmed</sub> e EMG<sub>pico</sub>.

Variável	OT	OP	FL
Força (N)	445,33 $\pm$ 75,30	447,17 $\pm$ 79,43	448,08 $\pm$ 74,72
EMG <sub>Fmed</sub> (Hz)	116,86 $\pm$ 27,69	120,44 $\pm$ 28,71	118,16 $\pm$ 21,53
EMG <sub>pico</sub> ( $\mu$ V)	246,88 $\pm$ 163,97	252,31 $\pm$ 162,42	271,10 $\pm$ 163,44

N: newtons; OT: Oclusão total; OP: oclusão parcial; FL: fluxo livre; EMG<sub>Fmed</sub>: frequência mediana; EMG<sub>pico</sub>: pico do sinal de EMG bruto; DP: desvio padrão.  $p > 0,05$  para todas as variáveis (Teste de Friedman).

## 8.2 VALIDADE INTERNA DO ESTUDO

A análise de reprodutibilidade intradia (tabela 3) e interdia (tabela 4) mostra que este estudo apresenta boa consistência interna.

**Tabela 3.** Medidas de Reprodutibilidade intradia.

n=13 para força; n=12 para EMG<sub>pico</sub> e EMG<sub>Fmed</sub>.

Desfecho	CCI (IC 95%)	CV (%)
Força (N)		
Dia OT	0,955 (0,890-0,985)	3,88
Dia OP	0,825 (0,623-0,937)	4,74
Dia FL	0,951 (0,881-0,983)	3,71
EMG <sub>Fmed</sub> (Hz)		
Dia OT	0,846 (0,652-0,948)	8,37
Dia OP	0,548 (0,201-0,822)	11,79
Dia FL	0,587 (0,248-0,841)	10,23
EMG <sub>pico</sub> ( $\mu$ V)		
Dia OT	0,969 (0,921-0,990)	10,57
Dia OP	0,969 (0,920-0,990)	10,48
Dia FL	0,914 (0,793-0,972)	12,96

OT: Oclusão total; OP: oclusão parcial; FL: fluxo livre; CCI: coeficiente de correlação intraclasse; IC: intervalo de confiança; CV: coeficiente de variação; EMG<sub>Fmed</sub>: frequência mediana; EMG<sub>pico</sub>: pico do sinal de EMG bruto.  $p < 0,05$  para todos os CCI.

De uma forma geral foi observado um coeficiente de variação (CV) menor que 14% para todas as variáveis de desfecho, indicando boa confiabilidade dos dados (JENSEN; FUGLSANG-FREDERIKSEN; OLESEN, 1994; JOBSON et al., 2013), exceto para a variável  $EMG_{pico}$  interdita. Parâmetros de EMG analisados no domínio do tempo, como o  $EMG_{pico}$  parecem ter uma variabilidade intrinsecamente alta, sendo valores de CV acima de 14% frequentemente relatados na literatura (MURLEY et al., 2010; KATSAVELIS; THRELKELD, 2014; CARIUS et al., 2015). O coeficiente de correlação intraclasse (CCI) dos dados indica reprodutibilidade boa ou aceitável (0,600-0,999) (LARSSON et al., 1999) na maioria das variáveis.

**Tabela 4.** Medidas de reprodutibilidade interdita.

n=13 para força; n=12 para  $EMG_{pico}$  e  $EMG_{Fmed}$ .

<b>Variáveis</b>	<b>CCI (IC 95%)</b>	<b>CV (%)</b>
Força (N)	0,911 (0,794-0,969)	4,49
$EMG_{Fmed}$ (Hz)	0,710 (0,418-0,895)	10,87
$EMG_{pico}$ ( $\mu V$ )	0,801 (0,568-0,931)	26,11

CCI: coeficiente de correlação intraclasse; IC: intervalo de confiança; CV: coeficiente de variação;  $EMG_{Fmed}$ : frequência mediana;  $EMG_{pico}$ : pico do sinal EMG bruto.  $p < 0,05$  para todos os CCI.

## 7.2 TEMPO ATÉ A FALHA NA TAREFA

Considerando os valores corrigidos, o tempo até a falha e o número de repetições foram significativamente menores ( $p=0,01$ ) na situação OT em comparação as situações OP e FL e na situação OP em comparação com a situação FL. Considerando os valores totais na situação OT o tempo até a falha e o número de repetições foram significativamente menores ( $p=0,01$ ) que nas situações OP e FL, porém não foi detectada diferença significativa entre as situações OP e FL (Tabela 5).

**Tabela 5.** Tempo até a falha na tarefa e número de repetições (n=13).  
Valores em mediana  $\pm$  intervalo interquartilico.

Variáveis	OT	OP	FL	p-valor		
				OTxOP*	OTxFL*	OPxFL*
Nº de repetições total	13 $\pm$ 4	33 $\pm$ 17	39 $\pm$ 17	0,001	0,001	0,108
Nº de repetições corrigido	10 $\pm$ 5	26 $\pm$ 14	34 $\pm$ 16	0,001	0,001	0,016
TFA total (s)	130 $\pm$ 40	330 $\pm$ 165	390 $\pm$ 165	0,001	0,001	0,108
TFA corrigido (s)	100 $\pm$ 45	260 $\pm$ 140	340 $\pm$ 160	0,001	0,001	0,016
TFCC total (s)	195 $\pm$ 60	495 $\pm$ 248	585 $\pm$ 248	0,001	0,001	0,108
TFCC corrigido (s)	150 $\pm$ 68	390 $\pm$ 210	510 $\pm$ 240	0,001	0,001	0,016

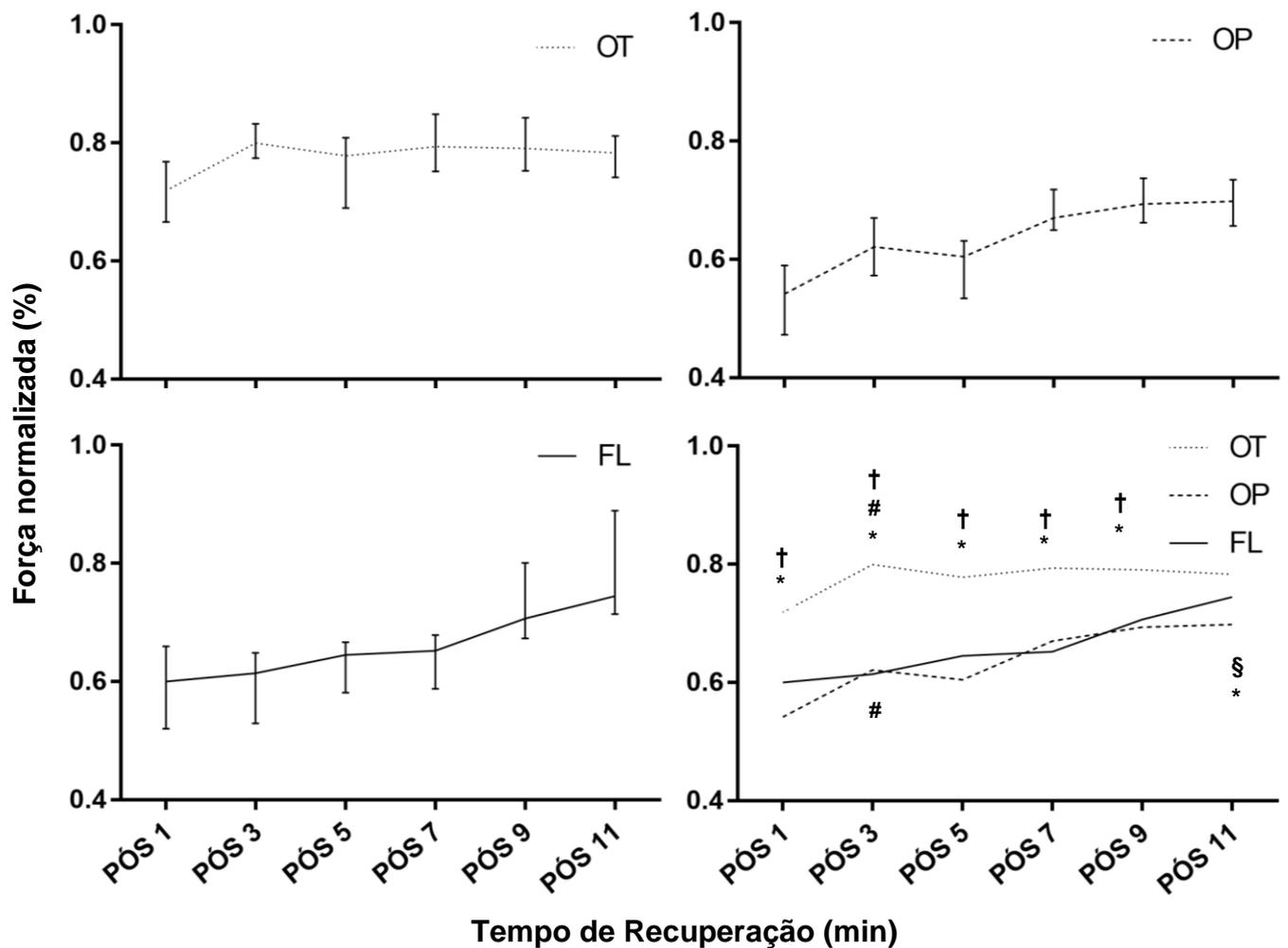
OT, Oclusão total; OP, oclusão parcial; FL, fluxo livre; TFA, tempo até a falha considerando período de ação (10s); TFCC, Tempo até a falha considerando ciclo completo (15s); \* Teste de Friedman com pós-teste de Wilcoxon.

### 7.3 RECUPERAÇÃO DA FORÇA APÓS A FALHA

Na análise intradia houve uma redução significativa ( $p=0,001$ ) de força após a falha em todas as situações, sem retorno aos níveis basais ao longo de um período de 11 minutos de recuperação. É possível observar uma significativa recuperação entre os momentos PÓS1 E PÓS3 nas situações OT (8,1%;  $p=0,01$ ) e OP (7,9%;  $p=0,01$ ), porém sem alterações significativas na situação FL (1,4%;  $p=0,279$ ) (figura 6).

Nas comparações interdia após a falha foi verificada uma maior amplitude de redução da força nas situações OP (-45.8%;  $p=0,001$ ) e FL (-39.9%;  $p=0,005$ ) em comparação com a redução mostrada na situação OT (-28.1%) no momento PÓS1. Essa diferença de força permaneceu significativa até o momento PÓS9 na situação FL ( $p=0,007$ ) e até o PÓS11 na situação OP ( $p=0,004$ ). Não foram observadas diferenças significativas entre as situações OP e FL em nenhum dos momentos (figura 6).

**Figura 6.** Força normalizada após a falha na tarefa.

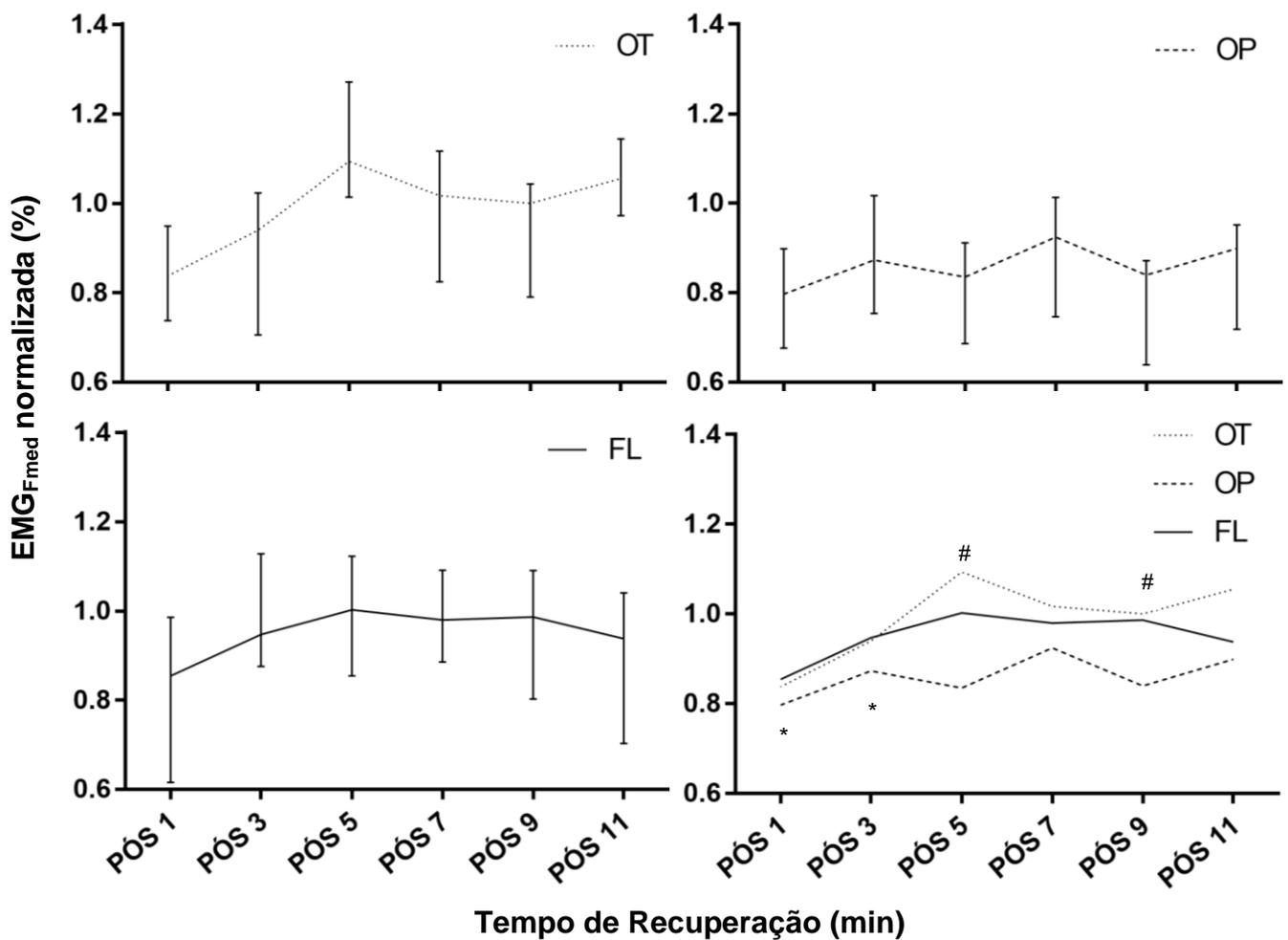


\* Diferença significativa com relação ao momento PRÉ em todas as intervenções (Teste de Friedman com pós-teste de Wilcoxon). # Diferença significativa entre os momentos PÓS1 e PÓS 3 nas situações OT e OP (Teste de Friedman com pós-teste de Wilcoxon). † Diferença significativa na situação OT em relação à OP e FL (Teste de Wilcoxon). § Diferença significativa entre as situações OT e OP (Teste de Friedman com pós-teste de Wilcoxon). OT, oclusão total; OP, oclusão parcial; FL, fluxo livre. Valores expressos em mediana e intervalo interquartilico; O valor 1.0 representa a força máxima obtida antes do exercício (valor de base).

#### 7.4 FREQUÊNCIA MEDIANA DO SINAL DE EMG

Foi observada uma redução significativa da  $EMG_{Fmed}$  nos momentos PÓS1 (-20.3%;  $p=0,041$ ) e PÓS3 (-12.7%;  $p=0,037$ ) com relação aos valores de base apenas na situação OP. Na análise intergrupo foi verificada uma diferença significativa entre as situações OT (9.3% e 0%) e OP (-16,5% e -16,1%) nos momentos PÓS5 ( $p=0,012$ ) e PÓS9 ( $p=0,034$ ) respectivamente (figura 7).

**Figura 7.**  $EMG_{Fmed}$  normalizada depois da falha na tarefa.

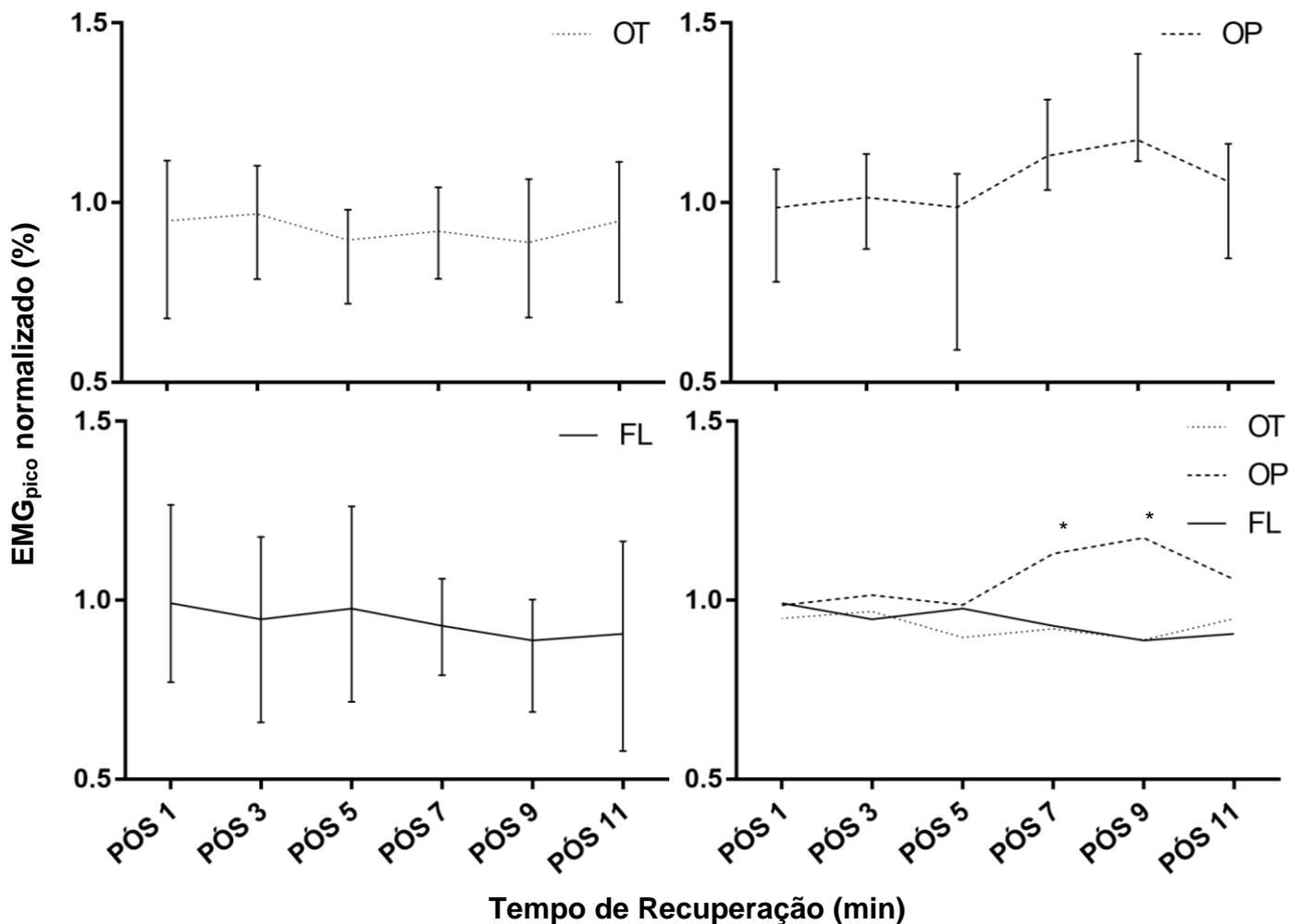


\*Diferença significativa na situação OP com relação ao valor de base nos momentos PÓS 1 e PÓS 3 (Teste de Friedman com pós-teste de Wilcoxon). #Diferença significativa entre as situações OP e OT nos momentos PÓS 5 e PÓS 9 (Teste de Friedman com pós-teste de Wilcoxon).  $EMG_{Fmed}$ , frequência mediana, OT, oclusão total; OP, oclusão parcial; FL, fluxo livre. Valores expressos em mediana e intervalo interquartil. O valor 1.0 representa a  $EMG_{Fmed}$  obtida antes do exercício (valor de base).

## 7.5 PICO DO SINAL DE EMG BRUTO

Não foi encontrada alteração significativa em nenhuma das situações após a falha com relação aos valores basais. Nos momentos PÓS7 e PÓS9 o  $EMG_{pico}$  foi significativamente maior na situação OP (PÓS7=13% e PÓS9= 17,4%) em relação às situações OT (PÓS7= -7,9%;  $p=0,008$  e PÓS9= -11%;  $p=0,008$ ) e FL (PÓS7= -7,1%;  $p=0,034$  e PÓS9= -11,2%;  $p=0,015$ ) (figura 8).

**Figura 8.**  $EMG_{pico}$  normalizado depois da falha na tarefa.



\* Diferença significativa na situação OP em relação às demais situações nos momentos PÓS 7 e PÓS 9 (Teste de Friedman com pós-teste de Wilcoxon).  $EMG_{pico}$ , pico do sinal EMG bruto; OT, oclusão total; OP, oclusão parcial; FL, fluxo livre. Valores expressos em mediana e intervalo interquartil. O valor 1.0 representa o  $EMG_{pico}$  obtido antes do exercício (valor de base).

## 8. DISCUSSÃO

O principal objetivo deste estudo foi investigar como diferentes níveis de oclusão vascular influenciam no tempo até a falha, na recuperação da força e na atividade eletromiográfica após um exercício de preensão manual isométrico intermitente. Nossos resultados apontam que: (1) o nível de oclusão vascular influencia diretamente no tempo até a falha. (2) A magnitude de redução da força após a falha foi maior quando o exercício foi executado com oclusão parcial ou fluxo livre. (3) A oclusão parcial induz manifestações eletromiográficas de fadiga mais evidentes (redução da  $EMG_{Fmed}$  e elevação do  $EMG_{pico}$ ). Nossos resultados preenchem algumas lacunas metodológicas, uma vez que a determinação individualizada da pressão de oclusão geralmente não é realizada em estudos sobre esse tópico.

### 8.1 TEMPO ATÉ A FALHA

Os dados deste trabalho demonstram que o tempo até a falha durante o exercício com oclusão parcial foi menor em comparação ao exercício com fluxo livre. Além disso, na situação oclusão total o tempo até a falha foi significativamente menor que as demais situações.

O menor tempo até a falha na situação oclusão total pode ser explicado porque a oclusão vascular contribui para um acúmulo de  $H^+$  que dificulta o acoplamento excitação-contração e reduz a efetividade do cálcio (NAKAMURU; SCHWARTZ, 1972; FABIATO; FABIATO, 1978). Além disso, pode ter ocorrido uma fadiga das fibras musculares anaeróbicas devido ao rápido consumo de energia, associado à fadiga das fibras aeróbicas por consequência da hipóxia (PITCHER; MILES, 1997). Tem sido demonstrado que a hidrólise de fosfato de creatina e acúmulo de fosfato inorgânico (Pi) é acelerado quando o fluxo sanguíneo do músculo ativo é restrito por um *cuff* pressórico (GREINER et al., 2005, 2007). Esse acúmulo de Pi pode reduzir a produção de força pelas pontes cruzadas e contribuir para a fadiga muscular (COOKE; PATE, 1985).

Na situação oclusão parcial, ainda havia fluxo arterial e, portanto chegada de substratos e oxigênio no músculo. Neste estudo o tempo até a falha na situação OP foi significativamente menor que na situação FL, provavelmente devido ao acúmulo

de metabólitos secundário á oclusão venosa. Foi demonstrado que durante exercícios de carga constante essa perturbação metabólica intramuscular cria uma sinalização inibitória que é enviada ao sistema nervoso central pelos metaborreceptores e mecanorreceptores do grupo de aferentes musculares III/IV. Esse *feedback* limita o drive neural voluntário descendente (drive central motor) (TAYLOR et al., 2000; AMANN et al., 2006), que inibe o sistema nervoso central limitando a ativação dos motoneunônios espinais e reduzindo o tempo até a falha (AMANN et al., 2013).

Achados anteriores apontam que o tempo até a falha durante EPMII com oclusão total foi de aproximadamente 3 minutos, enquanto que no mesmo exercício com fluxo livre a falha não foi atingida em até 15 minutos (PITCHER; MILES, 1997), porém pouco se sabe sobre os efeitos da oclusão sanguínea parcial sobre tempo até a falha durante EPMII. A maioria dos estudos sobre tempo até falha e oclusão parcial envolve exercício isotônico e também apontaram que a oclusão parcial reduz o tempo até a falha em comparação ao exercício com fluxo livre.

Foi observada uma redução significativa do tempo até a falha (número de repetições) durante exercício de membros inferiores com cargas de 20 a 30% da máxima e pressões de oclusão entre 100 e 200 mmHg (largura do *cuff* entre 5 e 13,5 cm) em comparação ao exercício com fluxo livre (WERNBOM; AUGUSTSSON; THOMEÉ, 2006; WERNBOM et al., 2009; FITSCHEN et al., 2014). Um recente estudo, entretanto, não encontrou diferença significativa no tempo até a falha entre as situações oclusão parcial e fluxo livre (COOK; MURPHY; LABARBERA, 2013). Esse resultado provavelmente ocorreu devido a baixa carga (20% da carga máxima) e porque a pressão de oclusão aplicada (180 mmHg; *cuff* de 5 cm) não foi individualizada. Tem sido demonstrado que em membros inferiores a oclusão vascular total não é alcançada em pressões de 300 mmHg com *cuffs* estreitos (5cm) (LOENNEKE et al., 2012d).

A redução do tempo até a falha pode ter uma aplicabilidade clínica interessante, pois tem sido demonstrado que exercício de baixa intensidade sem oclusão vascular executado até a falha pode estimular a síntese proteica e hipertrófia muscular independentemente da carga (BURD et al., 2010;

OGASAWARA et al., 2013). Entretanto, exercícios de baixa intensidade exigem um grande número de repetições até atingir a falha (LOENNEKE et al., 2012b), sendo que a aplicação de oclusão vascular como ferramenta de redução do tempo até a falha pode aumentar a adesão ao exercício por parte de populações que não suportam sobrecargas articulares elevadas.

## 8.2 RECUPERAÇÃO DA FORÇA APÓS A FALHA

Os resultados do presente mostraram que a redução de força após a falha permaneceu significativamente inferior aos valores de base durante um período de recuperação de 11 minutos em todas as situações testadas. Esse achado está de acordo com resultados prévios que mostraram uma redução de força significativa em 24 ou até 48 horas após o EOv (30% da carga máxima; pressão de oclusão de 90-100 mmHg; *cuff* de 5 ou 13,5 cm) realizado até a falha (WERNBOM et al., 2012; FITSCHEN et al., 2014).

Além disso, a redução de força foi maior nas situações OP e FL em relação à situação OT. Pitcher e Miles (1997) verificaram uma maior redução de força na situação FL em relação à situação OT entre 2 e 3,5 minutos após o exercício e a partir daí os níveis de força foram idênticos entre as duas situações. No presente estudo foi observado que força após exercício com FL só alcançou os valores da situação OT após 11 minutos de recuperação. Essa discordância entre os resultados provavelmente se deve a diferenças metodológicas que determinaram uma maior fadiga nos voluntários do presente estudo. No estudo de Pitcher e Miles (1997) o ponto de falha não foi pré-estabelecido, o que prolongou a tarefa por até 15 minutos na situação FL. Além disso, o período de ação durante o exercício intermitente foi menor (6s de ação e 5s de relaxamento) que no presente estudo (10s de ação e 5 de relaxamento).

Os resultados deste estudo mostram que a recuperação da força nas situações FL e OP foi semelhante em todos os momentos de avaliação após a falha. Esse resultado está de acordo com estudo prévio que não encontrou diferença significativa na força ao longo de cinco minutos de recuperação após exercício (20% da carga máxima) realizado com fluxo sanguíneo livre e com oclusão parcial (*cuff* de

5 cm de largura; pressão de oclusão de 180 mmHg). (COOK; MURPHY; LABARBERA, 2013).

É possível hipotetizar a partir dos resultados acima expostos que a magnitude de redução da força após a falha é fortemente influenciada pelo tempo de exercício. Em atividades de maior duração ocorre um fenômeno chamado de “preço metabólico”, caracterizado por uma recuperação mais lenta da força após a falha, deficiências no aparato contrátil, na excitabilidade da membrana e no acoplamento excitação-contração (COOPER et al., 1988; PITCHER; MILES, 1997).

Em concordância com essa hipótese foi demonstrado que 30 segundos após EOV com duração de ~720 segundos (carga de 20% da carga máxima; pressão de oclusão de ~160 mmHg; *cuff* de 6cm de largura) executado até a falha a força foi significativamente menor que após exercício de alta intensidade (80% da carga máxima) com fluxo livre (duração de ~132 segundos) (COOK; CLARK; PLOUTZ-SNYDER, 2007). Nosso estudo acrescenta informações sobre como diferentes níveis de RFS influenciam no tempo até a falha e na magnitude de redução da força após exercício com carga constante.

Outro achado interessante deste estudo foi uma recuperação significativa de força entre os momentos PÓS1 e PÓS3 nas situações OT e OP, que não foi observada na situação FL. Esse resultado pode ser explicado pela hiperemia reativa após a liberação do fluxo sanguíneo. O retorno abrupto do sangue após a retirada do *cuff* provavelmente retirou rapidamente os metabólitos previamente acumulados no músculo e promoveu a re-síntese dos estoques de fosfato de creatina (PITCHER; MILES, 1997). Além disso, o retorno da disponibilidade de O<sub>2</sub> ao tecido muscular é um importante fator que contribui para a recuperação de força após períodos de oclusão vascular (HOGAN et al., 1999).

Diversos estudos avaliaram os efeitos da aplicação de uma oclusão parcial do fluxo sanguíneo durante exercícios isotônicos de membros inferiores realizados até a falha sobre a recuperação da força. Por exemplo, foi demonstrada uma redução significativa de força em até 2 minutos após a falha quando o EOV foi realizado com 20 á 30% da carga máxima (pressão de oclusão de 90-100 mmHg ou baseada na pressão sistólica; *cuff* de 5 ou 13,5 cm) em comparação ao exercício com fluxo livre

(KARABULUT et al., 2010; WERNBOM et al., 2012). É importante destacar que nesses estudos a força após a falha foi avaliada com o fluxo sanguíneo ainda ocluído, o que limita o entendimento sobre como o retorno do sangue influencia na recuperação de força. Não foram encontrados, porém estudos que avaliaram influência da restrição parcial do fluxo sanguíneo sobre a recuperação da força após EPMII.

### 8.3 FREQUÊNCIA MEDIANA DO SINAL DE EMG

Geralmente o que se observa com relação ao sinal de EMG em situações de fadiga muscular é um aumento na amplitude RMS e um deslocamento da frequência mediana/média em direção a frequências mais baixas. Esses fenômenos podem ser explicados por alterações no recrutamento de unidades motoras, aumento da sincronização de unidades motoras, mudanças da velocidade de condução nervosa e mudanças nas características de descarga (coeficiente de variação das unidades motoras) (BARNES; WILLIAMS, 1987).

Neste estudo foi observada uma  $EMG_{Fmed}$  significativamente reduzida até 3 minutos após a falha apenas na situação OP e a partir desse momento não foi observada diferença significativa com relação aos valores pré-exercício. Esse achado pode indicar uma recuperação mais lenta da fadiga neuromuscular (FATELA et al., 2016) e está de acordo com estudos prévios que observaram uma menor  $EMG_{Fmed}$  imediatamente e até 2 minutos após EOV (PIERCE et al., 2006; NETO et al., 2014; FATELA et al., 2016) .

A frequência do sinal de EMG fornece uma medida indireta do estado metabólico e iônico do músculo (DE LUCA, 1984; KOMI; TESCH, 1979). Alterações nessas variáveis resultam em redução da velocidade de condução da fibra muscular, e conseqüentemente da frequência mediana (MCMANUS et al., 2015). Os dados do presente estudo apontam que a  $EMG_{Fmed}$  retorna aos níveis basais 5 minutos após a falha, porém, não foi verificada uma recuperação completa da força, que também é um importante indicador de fadiga muscular. Estudos posteriores, com períodos maiores de *follow-up* podem melhorar a compreensão sobre como o EOV executado até a falha influencia na fadiga, contribuindo assim para a definição do período ideal de intervalo entre as sessões de treinamento para otimizar os efeitos do EOV.

Outro achado deste estudo foi uma  $EMG_{Fmed}$  significativamente menor na situação OP em relação à OT nos momentos PÓS5 e PÓS9. Esse resultado pode ser explicado novamente pela hipótese de que devido ao maior tempo até a falha, o exercício com OP gerou um maior acúmulo metabólico secundário a limitação do retorno venoso que o exercício com OT. Essa alteração metabólica pode disparar um reflexo neural periférico capaz de reduzir a frequência de disparo dos motoneurônios e aumentar a sincronização de unidades motoras (BIGLAND-RITCHIE et al., 1986).

Não foi identificada, porém diferença significativa na  $EMG_{Fmed}$  entre as situações OP e FL em nenhum dos momentos de avaliação. Esse achado está de acordo com estudo prévio, onde não foi observada diferença na frequência média do sinal de EMG após EOV de membros inferiores (KARABULUT et al., 2010). Esse resultado ocorreu provavelmente porque apesar da ausência de compressão vascular externa na situação FL, o longo tempo até a falha gerou uma alteração metabólica similar à observada na situação OT. Além disso, é importante considerar que durante a fase de ação do exercício isométrico intermitente com cargas próximas de 50% da máxima a pressão intramuscular pode exceder a pressão sanguínea arterial média causando obstrução do fluxo sanguíneo (PITCHER; MILES, 1997; SJØGAARD; SAVARD; JUEL, 1988).

#### 8.4 PICO DO SINAL DE EMG BRUTO

Foi observado um  $EMG_{pico}$  significativamente maior nos momentos PÓS7 e PÓS9 na situação OP em relação às demais situações. Esse achado pode ser devido ao maior acúmulo metabólico que gerou um recrutamento adicional de fibras tipo II (LOENNEKE et al., 2015).

O sistema nervoso pode recrutar UM adicionais para substituir as fibras fatigadas com menor potencial de ação (MORITANI; MURO; NAGATA, 1986). Um estudo recente demonstrou um aumento na amplitude do sinal de EMG ao longo de um período de recuperação após exercício isométrico executado até a falha, indicando um recrutamento de UM maiores para compensar a redução na capacidade de produção de força no músculo fatigado (MCMANUS et al., 2015). No presente estudo, porém esse recrutamento adicional de unidades motoras não foi

convertido em aumento de força na situação OP, provavelmente devido à fadiga das fibras tipo I, visto que a disponibilidade de oxigênio foi parcialmente preservada nessa situação. Adicionalmente, sincronização de unidades motoras, que é um aumento na ativação simultânea de unidades motoras (SEMMLER et al., 2000), também pode contribuir para um aumento na amplitude do sinal EMG após a falha (HOLTERMANN et al., 2009; MCMANUS et al., 2015).

## 9. LIMITAÇÕES

Devido a dificuldades técnicas, não foi avaliado com Ultrassom Doppler o fluxo sanguíneo durante a tarefa. Essa avaliação seria importante pra garantir o nível de oclusão pré-estabelecido, uma vez que durante a fase de relaxamento do exercício isométrico intermitente o fluxo sanguíneo pode está aumentado devido a uma elevação da pressão sanguínea e ação de agentes vasodilatadores como oxido nítrico, adenosina e acetilcolina (SJØGAARD; SAVARD; JUEL, 1988). Além disso, nosso estudo foi realizado com uma população de homens jovens e saudáveis, o que dificulta a extrapolação dos nossos achados para populações compostas por idosos, mulheres ou pessoas com alguma patologia.

## **10. CONCLUSÕES**

É possível concluir que maiores níveis de oclusão vascular resultam em menor tempo até a falha e que exercícios com maior duração induzem maior redução de força após a falha. Adicionalmente, a aplicação de oclusão parcial durante o exercício de preensão manual isométrico intermitente parece gerar mais fadiga neuromuscular que a ausência de oclusão ou aplicação de oclusão total. Estudos futuros sobre comportamento da força e da atividade eletromiográfica durante a tarefa poderão adicionar informações sobre os mecanismos responsáveis pelos achados do presente estudo.

## REFERÊNCIAS

ABE, T. et al. Skeletal muscle size and circulating IGF-1 are increased after two weeks of twice daily “KAATSU” resistance training. **International Journal of KAATSU Training Research**, v. 1, n. 1, p. 6–12, 2005.

ABE, T.; KEARNS, C. F.; SATO, Y. Muscle size and strength are increased following walk training with restricted venous blood flow from the leg muscle, Kaatsu-walk training. **Journal Of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 100, n. 5, p. 1460–6, 2006.

ACMS. American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. **Medicine And Science in Sports and Exercise**, v. 41, n. 3, p. 687–708, 2009.

ADAIR, T. H.; GAY, W. J.; MONTANI, J.-P. Growth regulation of the vascular system: evidence for a metabolic hypothesis. **The American Journal of Physiology**, v. 259, p. R393–404, 1990.

ADAM, A.; DE LUCA, C. J. Firing rates of motor units in human vastus lateralis muscle during fatiguing isometric contractions. **Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 99, n. 1, p. 268–280, 2005.

ALLEN, D.; LAMB, G.; WESTERBLAD, H. Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms. **Physiological Reviews**, p. 287–332, 2008.

AMANN, M. et al. Arterial oxygenation influences central motor output and exercise performance via effects on peripheral locomotor muscle fatigue in humans. **The Journal of Physiology**, v. 575, n. 3, p. 937–52, 2006.

AMANN, M. et al. Peripheral fatigue limits endurance exercise via a sensory feedback-mediated reduction in spinal motoneuronal output. **Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 115, n. 3, p. 355–64, 2013.

BARBOSA, T. C. et al. Remote ischemic preconditioning delays fatigue development during handgrip exercise. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v.25, n 3, p. 356–364, 2015.

BARNES, W. S. The relationship between maximum isometric strength and intramuscular circulatory occlusion. **Ergonomics**, v. 23, n. 4, p. 351–7, 1980.

BARNES, W. S.; WILLIAMS, J. H. Effects of ischemia on myo-electrical signal characteristics during rest and recovery from static work. **American Journal of Physical Medicine**, v. 66, n. 5, p. 249–263, 1987.

BARRY, B. K.; ENOKA, R. M. The neurobiology of muscle fatigue: 15 years later. **Integrative and Comparative Biology**, v. 47, n. 4, p. 465–73, 2007.

BEZERRA DE MORAIS, A. T. et al. Upper limbs total occlusion pressure assessment: Doppler ultrasound reproducibility and determination of predictive variables. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, 17 jan. doi: 10.1111/cpf.12330. 2016.

BIGLAND-RITCHIE, B. R. et al. Reflex origin for the slowing of motoneurone firing rates in fatigue of human voluntary contractions. **Journal of Physiology**, v. 379, p. 451–459, 1986.

BRYK, F. F. et al. Exercises with partial vascular occlusion in patients with knee osteoarthritis: a randomized clinical trial. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v.24, n.5, p.1580-1586, 2016.

BURD, N. A. et al. Low-load high volume resistance exercise stimulates muscle protein synthesis more than high-load low volume resistance exercise in young men. **PLoS ONE**, v. 5, n. 8, p. e12033, 2010.

BYSTRÖM, S. E.; KILBOM, A. Physiological response in the forearm during and after isometric intermittent handgrip. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 60, n. 6, p. 457–66, 1990.

CARDOZO, A.; GONÇALVES, M. Electromyographic fatigue threshold of erector spinae muscle induced by a muscular endurance test in health men. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v. 43, n. 6, p. 377–380, 2003.

CARIUS, D. et al. Absolute and relative intrasession reliability of surface EMG variables for voluntary precise forearm movements. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 25, n. 6, p. 860–869, 2015.

CLARK, B. C. et al. Relative safety of 4 weeks of blood flow-restricted resistance exercise in young, healthy adults. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 21, n. 5, p. 653–62, 2011.

CLARK, G. T.; CARTER, M. C.; BEEMSTERBOER, P. L. Analysis of electromyographic signals in human jaw closing muscles at various isometric force levels. **Archives of Oral Biology**, v. 33, n. 11, p. 833–837, 1988.

COOK, S. B.; CLARK, B. C.; PLOUTZ-SNYDER, L. L. Effects of exercise load and blood-flow restriction on skeletal muscle function. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 39, n. 10, p. 1708–13, 2007.

COOK, S. B.; MURPHY, B. G.; LABARBERA, K. E. Neuromuscular function after a bout of low-load blood flow-restricted exercise. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 45, n. 3, p. 67–74, 2013.

COOKE, R.; PATE, E. The effects of ADP and phosphate on the contraction of muscle fibers. **Biophysical Journal**, v. 48, n. 5, p. 789–98, nov. 1985.

COOPER, R. G. et al. Human muscle fatigue: frequency dependence of excitation and force generation. **The Journal Of Physiology**, v. 397, n.1, p. 585–599, 1988.

DANGOTT, B.; SCHULTZ, E.; MOZDZIAK, P. E. Dietary creatine monohydrate supplementation increases satellite cell mitotic activity during compensatory hypertrophy. **International Journal of Sports Medicine**, v. 21, n. 1, p. 13–16, 2000.

DE LUCA, C. Electromyography. In: **Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation**. [s.l.] John Wiley & Sons, Inc., 2006.

DE LUCA, C. J. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**, v. 11, n. 4, p. 251–279, 1984.

ENOKA, R. M.; STUART, D. G. Neurobiology of muscle fatigue. **Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 72, n. 5, p. 1631–48, 1992.

ETTINGER, S. M. et al. Influences of gender on sympathetic nerve responses to static exercise. **Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 80, n. 1, p. 245–251, 1996.

EVANS, C.; VANCE, S.; BROWN, M. Short-term resistance training with blood flow restriction enhances microvascular filtration capacity of human calf muscles. **Journal of sports sciences**, v. 28, n. 9, p. 999–1007, 2010.

FABIATO, A.; FABIATO, F. Effects of pH on the myofilaments and the sarcoplasmic reticulum of skinned cells from cardiac and skeletal muscles. **The Journal of Physiology**, v. 276, n. 1, p. 233–55, 1978.

FATELA, P. et al. Acute effects of exercise under different levels of blood-flow restriction on muscle activation and fatigue. **European Journal of Applied Physiology**, v. 116, n. 5, p. 985–95, 2016.

FITSCHEN, P. J. et al. Perceptual effects and efficacy of intermittent or continuous blood flow restriction resistance training. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v. 34, n. 5, p. 356–363, 2014.

FRY, C. S. et al. Blood flow restriction exercise stimulates mTORC1 signaling and muscle protein synthesis in older men. **Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 108, n. 5, p. 1199–209, 2010.

FUGLEVAND, A J.; BILODEAU, M.; ENOKA, R. M. Short-term immobilization has a minimal effect on the strength and fatigability of a human hand muscle. **Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 78, n. 3, p. 847–855, 1995.

FUGLEVAND, A. J. et al. Impairment of neuromuscular propagation during human

fatiguing contractions at submaximal forces. **The Journal of Physiology**, v. 460, p. 549–572, 1993.

FUJITA, S. et al. Blood flow restriction during low-intensity resistance exercise increases S6K1 phosphorylation and muscle protein synthesis. **Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 103, n. 3, p. 903–10, 2007.

FUJITA, S. et al. Fatigue Characteristics during Maximal Concentric Leg Extension Exercise with Blood Flow Restriction. **International Journal of KAATSU Training Research**, v. 3, n. 1, p. 27–31, 2008.

GANDEVIA, S. C. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. **Physiological Reviews**, v. 81, n. 4, p. 1725–1789, 2001.

GONZÁLEZ-IZAL, M. et al. Electromyographic models to assess muscle fatigue. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 22, n. 4, p. 501–512, 2012.

GOTO, K. et al. The impact of metabolic stress on hormonal responses and muscular adaptations. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 37, n. 6, p. 955–63, 2005.

GREINER, A. et al. High-energy phosphate metabolism in the calf muscle during moderate isotonic exercise under different degrees of cuff compression: A phosphorus 31 magnetic resonance spectroscopy study. **Journal of Vascular Surgery**, v. 42, n. 2, p. 259–267, 2005.

GREINER, A. et al. High-energy phosphate metabolism in the calf muscle of healthy humans during incremental calf exercise with and without moderate cuff stenosis. **European Journal of Applied Physiology**, v. 99, n. 5, p. 519–531, 2007.

HÄKKINEN, K.; PAKARINEN, A. Acute hormonal responses to two different fatiguing heavy-resistance protocols in male athletes. **Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 74, n. 2, p. 882–887, 1993.

HANNINEN, O. et al. On-line determination of anaerobic threshold with rms-EMG. **Biomedica Biochimica Acta**, v. 48, n. 5-6, p. S493–503, 1989.

HAWKE, T. J.; GARRY, D. J. Myogenic satellite cells Physiology to molecular biology. **Journal of Applied Physiology**, v. 91, p. 534–551, 2001.

HAYFLICK, L. O envelhecimento da cabeça aos pés. **Como e porque envelhecemos**, 1996.

HENNEMAN, E.; SOMJEN, G.; CARPENTER, D. O. Functional significance of cell size in spinal motoneurons. **Journal of Neurophysiology**, v. 28, n. 3, p. 560–580, 1965.

HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.

10, n. 5, p. 361–374, 2000.

HOGAN, M. C. et al. Rapid force recovery in contracting skeletal muscle after brief ischemia is dependent on  $O_i$  availability. **Journal of Applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 87, n. 6, p. 2225–2229, 1999.

HOLTERMANN, A. et al. Motor unit synchronization during fatigue: Described with a novel sEMG method based on large motor unit samples. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 2, p. 232–241, 2009.

HOUTMAN, C. J. et al. An additional phase in PCr use during sustained isometric exercise at 30% MVC in the tibialis anterior muscle. **NMR in Biomedicine**, v. 15, n. 4, p. 270–277, 2002.

HOUTMAN, C. J. et al. Changes in muscle fiber conduction velocity indicate recruitment of distinct motor unit populations. **Journal of Applied Physiology**, v. 95, n. 3, p. 1045–1054, 2003.

HUNTER, S. K. et al. Sex differences in time to task failure and blood flow for an intermittent isometric fatiguing contraction. **Muscle and Nerve**, v. 39, n. 1, p. 42–53, 2009.

HYLDEN, C. et al. Blood flow restriction rehabilitation for extremity weakness: a case series. **Journal of Special Operations Medicine**, v. 15, n. 1, p. 50–56, 2015.

JENSEN, R.; FUGLSANG-FREDERIKSEN, A.; OLESEN, J. Quantitative surface EMG of pericranial muscles in headache. A population study. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/ Evoked Potentials**, v. 93, n. 5, p. 335–344, 1994.

JOBSON, S. A. et al. Inter- and intra-session reliability of muscle activity patterns during cycling. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 23, n. 1, p. 230–237, 2013.

KAGAYA, A.; OGITA, F. Blood flow during muscle contraction and relaxation in rhythmic exercise at different intensities. **The Annals of Physiological Anthropology**, v. 11, n. 3, p. 251–6, 1992.

KAIJSER, L. et al. Muscle oxidative capacity and work performance after training under local leg ischemia. **Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 69, n. 2, p. 785–7, 1990.

KARABULUT, M. et al. Effects of KAATSU on muscular function during isometric exercise. **International Journal of KAATSU Training Research**, v. 2, n. 2, p. 19–28, 2006.

KARABULUT, M. et al. Neuromuscular fatigue following low-intensity dynamic exercise with externally applied vascular restriction. **Journal of Electromyography**

and **Kinesiology**, v. 20, n. 3, p. 440–447, 2010.

KATSAVELIS, D.; JOSEPH THRELKELD, A. Quantifying thigh muscle co-activation during isometric knee extension contractions: Within- and between-session reliability. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 24, n. 4, p. 502–507, 2014.

KAWADA, S. What phenomena do occur in blood flow-restricted muscle? **International Journal of KAATSU Training Research**, v. 1, n. 2, p. 37–44, 2005.

KAWADA, S.; ISHII, N. Skeletal muscle hypertrophy after chronic restriction of venous blood flow in rats. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 37, n. 7, p. 1144–1150, 2005.

KAWADA, S.; ISHII, N. Changes in skeletal muscle size, fibre-type composition and capillary supply after chronic venous occlusion in rats. **Acta Physiologica (Oxford, England)**, v. 192, n. 4, p. 541–9, 2008.

KOMI, P. V.; TESCH, P. EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 42, n. 1, p. 41–50, 1979.

KRAEMER, W. J.; FLECK, S. J.; EVANS, W. J. Strength and power training: physiological mechanisms of adaptation. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 24, p. 363–397, 1996.

KRAEMER, W. J.; RATAMESS, N. A. Hormonal responses and adaptations to resistance exercise and training. **Sports Medicine**, v.34, n.4, p. 339-61, 2005.

KUMAR, S.; NARAYAN, Y. Spectral parameters of trunk muscles during fatiguing isometric axial rotation in neutral posture. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 8, n. 4, p. 257–267, 1998.

LANG, F. et al. Functional significance of cell volume regulatory mechanisms. **Physiological Reviews**, v. 78, n. 1, p. 247–306, 1998.

LARSSON, B. et al. Reproducibility of surface EMG variables and peak torque during three sets of ten dynamic contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 9, n. 5, p. 351–357, 1999.

LAURENTINO, G. C. et al. Strength training with blood flow restriction diminishes myostatin gene expression. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 44, n. 3, p. 406–412, 2012.

LEONARD, C. T. et al. Neural modulation of muscle contractile properties during fatigue: afferent feedback dependence. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/ Evoked Potentials**, v. 93, n. 3, p. 209–217, 1994.

LIBARDI, C. et al. Effect of Concurrent Training with Blood Flow Restriction in the

Elderly. **International Journal of Sports Medicine**, v.36, n. 5, p. 395-9, 2015.

LOENNEKE, J. P. et al. Potential safety issues with blood flow restriction training. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 21, n. 4, p. 510–518, 2011a.

LOENNEKE, J. P. et al. Blood flow restriction: the metabolite/volume threshold theory. **Medical Hypotheses**, v. 77, n. 5, p. 748–52, nov. 2011b.

LOENNEKE, J. P. et al. Blood flow restriction: An evidence based progressive model (Review). **Acta Physiologica Hungarica**, v. 99, n. 3, p. 235–250, 2012a.

LOENNEKE, J. P. et al. Blood flow restriction reduces time to muscular failure. **European Journal of Sport Science**, v. 12, n. 3, p. 238–243, 2012b.

LOENNEKE, J. P. et al. The anabolic benefits of venous blood flow restriction training may be induced by muscle cell swelling. **Medical Hypotheses**, v. 78, n. 1, p. 151–154, 2012c.

LOENNEKE, J. P. et al. Effects of cuff width on arterial occlusion: implications for blood flow restricted exercise. **European Journal of Applied Physiology**, v. 112, n. 8, p. 2903–12, 2012d.

LOENNEKE, J. P. et al. Blood flow restriction pressure recommendations: a tale of two cuffs. **Frontiers in Physiology**, v. 4, p. 249, jan. 2013a.

LOENNEKE, J. P. et al. Blood flow restriction does not result in prolonged decrements in torque. **European Journal of Applied Physiology**, v. 113, n. 4, p. 923–31, 2013b.

LOENNEKE, J. P. et al. Blood flow restriction pressure recommendations: The hormesis hypothesis. **Medical Hypotheses**, v. 82, n. 5, p. 623–626, 2014a.

LOENNEKE, J. P. et al. Blood flow restriction in the upper and lower limbs is predicted by limb circumference and systolic blood pressure. **European Journal of Applied Physiology**, v. 115, n. 2, p. 397–405, 2014b.

LOENNEKE, J. P. et al. Effects of exercise with and without different degrees of blood flow restriction on torque and muscle activation. **Muscle & Nerve**, v. 51, n. 5, p. 713–21, 2015.

LOENNEKE, J. P.; WILSON, G. J.; WILSON, J. M. A mechanistic approach to blood flow occlusion. **International Journal of Sports Medicine**, v. 31, n. 1, p. 1–4, 2010.

LUNDBORG, G. Nerve regeneration and repair. A review. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, v. 58, n. 2, p. 145–169, 1987.

MADARAME, H. et al. Cross-transfer effects of resistance training with blood flow

restriction. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 40, n. 2, p. 258–63, fev. 2008.

MADARAME, H. et al. Effects of low-intensity resistance exercise with blood flow restriction on coagulation system in healthy subjects. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v. 30, n. 3, p. 210–213, 2010.

MAIOR, A. S. et al. Influence of Blood Flow Restriction During Low-Intensity Resistance Exercise on the Postexercise Hypotensive Response. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 29, n. 10, p. 2894–9, 2015.

MANIMMANAKORN, A. et al. Effects of resistance training combined with vascular occlusion or hypoxia on neuromuscular function in athletes. **European Journal of Applied Physiology**, v. 113, n.7, p.1767–1774, 2013.

MANINI, T. M.; CLARK, B. C. Blood flow restricted exercise and skeletal muscle health. **Exercise and sport sciences reviews**, v. 37, p. 78–85, 2009.

MANSKE, R.; PROHASKA, D. Superior labrum anterior to posterior (SLAP) rehabilitation in the overhead athlete. **Physical Therapy in Sport**, v. 11, n. 4, 2010.

MATSUDO, S. et al. Questionário internacional de atividade física (IPAQ): estudo de validade e reprodutibilidade no Brasil. **Revista Brasileira de Atividade Física & Saúde**, v. 6, n. 2, p. 5–18, 2001.

MATTAR, M. A. et al. Safety and possible effects of low-intensity resistance training associated with partial blood flow restriction in polymyositis and dermatomyositis. **Arthritis Research & Therapy**, v. 16, n. 5, p. 1–8, 2014.

MCCALL, G. E. et al. Acute and chronic hormonal responses to resistance training designed to promote muscle hypertrophy. **Canadian Journal of Applied Physiology**, v.24, n.1, p. 96-107, 1999.

MCCOMAS, A. J.; MILLER, R. G.; GANDEVIA, S. C. Fatigue brought on by malfunction of the central and peripheral nervous systems. **Advances in Experimental Medicine and Biology**, v. 384, n. 1, p. 495–512, 1995.

MCMANUS, L. et al. Changes in motor unit behavior following isometric fatigue of the first dorsal interosseous muscle. **Journal of Neurophysiology**, v. 113, n. 9, p. 3186–96, 2015.

MEYER, R. A. Does blood flow restriction enhance hypertrophic signaling in skeletal muscle? **Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 100, n. 5, p. 1443–4, 2006.

MIURA, H. et al. Relationship among oxygenation, myoelectric activity, and lactic acid accumulation in vastus lateralis muscle during exercise with constant work rate. **International Journal of Sports Medicine**, v. 21, n. 3, p. 180–184, 2000.

MORITANI, T. et al. Oxygen availability and motor unit activity in humans. **European journal of applied physiology and occupational physiology**, v. 64, n. 6, p. 552–6, 1992.

MORITANI, T.; MURO, M.; NAGATA, A. Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. **Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 60, n. 4, p. 1179–1185, 1986.

MURLEY, G. S. et al. Reliability of lower limb electromyography during overground walking: A comparison of maximal and sub-maximal normalisation techniques. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 4, p. 749–756, 2010.

NAKAJIMA, T. et al. Use and safety of KAATSU training: Results of a national survey. **International Journal of KAATSU Training Research**, v. 2, n. 1, p. 5–13, 2006.

NAKAMARU, Y.; SCHWARTZ, A. The influence of hydrogen ion concentration on calcium binding and release by skeletal muscle sarcoplasmic reticulum. **The Journal of General Physiology**, v. 59, n.1, p. 22–32, 1972.

NETO, G. R. et al. Effects of High-Intensity Blood Flow Restriction Exercise on Muscle Fatigue. **Journal of Human Kinetics**, v. 41, p. 163–172, 2014.

NETO, G. R. et al. Hypotensive effects of resistance exercises with blood flow restriction. **Journal of strength and conditioning research**, v. 29, n. 4, p. 1064–70, 2015.

OGASAWARA, R. et al. Low-Load Bench Press Training to Fatigue Results in Muscle Hypertrophy Similar to High-Load Bench Press Training. **International Journal of Clinical Medicine**, v. 04, n. 02, p. 114–121, 2013.

OHTA, H. et al. Low-load resistance muscular training with moderate restriction of blood flow after anterior cruciate ligament reconstruction. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, v. 74, n. 1, p. 62–68, 2003.

OLDFIELD, R. C. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. **Neuropsychologia**, v. 9, n.1, p. 97–113, 1971.

OZAKI, H. et al. Effects of 10 weeks walk training with leg blood flow reduction on carotid arterial compliance and muscle size in the elderly adults. **Angiology**, v. 62, n. 1, p. 81–86, 2011a.

OZAKI, H. et al. Increases in thigh muscle volume and strength by walk training with leg blood flow reduction in older participants. **Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 66 A, n. 3, p. 257–263, 2011b.

PATTERSON, S. D.; FERGUSON, R. A. Increase in calf post-occlusive blood flow and strength following short-term resistance exercise training with blood flow

restriction in young women. **European Journal of Applied Physiology**, v. 108, n. 5, p. 1025–33, 2010.

PIERCE, J. R. et al. Growth hormone and muscle function responses to skeletal muscle ischemia. **Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 101, n. 6, p. 1588–95, 2006.

PITCHER, J. B.; MILES, T. S. Influence of muscle blood flow on fatigue during intermittent human hand-grip exercise and recovery. **Clinical and Experimental Pharmacology & Physiology**, v. 24, n. 7, p. 471–6, 1997.

PLACE, N.; BRUTON, J. D.; WESTERBLAD, H. Mechanisms of fatigue induced by isometric contractions in exercising humans and in isolated mouse single muscle fibres. **Proceedings of the Australian Physiological Society**, p. 115–122, 2008.

PLOUTZ-SNYDER, L. L.; CONVERTINO, V. A.; DUDLEY, G. A. Resistance exercise-induced fluid shifts: change in active muscle size and plasma volume. **The American Journal of Physiology**, v. 269, n. 3, p. R536–43, 1995.

RAVIER, P. et al. An EMG fractal indicator having different sensitivities to changes in force and muscle fatigue during voluntary static muscle contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 15, n. 2, p. 210–21, 2005.

REEVES, G. V et al. Comparison of hormone responses following light resistance exercise with partial vascular occlusion and moderately difficult resistance exercise without occlusion. **Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 101, n. 6, p. 1616–22, dez. 2006.

RENZI, C. P.; TANAKA, H.; SUGAWARA, J. Effects of leg blood flow restriction during walking on cardiovascular function. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 42, n. 4, p. 726–732, 2010.

ROTTA, D. M.; KAUFMAN, M. P. Effect of metabolic products of muscular contraction on discharge of group III and IV afferents. **Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 64, n. 6, p. 2306–2313, 1988.

SATO, Y. The history and future of KAATSU Training. **International Journal of KAATSU Training Research**, v. 1, n. 1, p. 1–5, 2005.

SCHETTINO, L. et al. Comparison of explosive force between young and elderly women: Evidence of an earlier decline from explosive force. **Age**, v. 36, n. 2, p. 893–898, 2014.

SCHOENFELD, B. J. Potential mechanisms for a role of metabolic stress in hypertrophic adaptations to resistance training. **Sports Medicine**, v.43, n.3, 2013.

SCOTT, B. R. et al. Exercise with blood flow restriction: an updated evidence-based approach for enhanced muscular development. **Sports medicine**, v. 45, n. 3, p.

313–25, 2015.

SEMMLER, J. G. et al. Motor-unit synchronization is not responsible for larger motor-unit forces in old adults. **Journal of Neurophysiology**, v. 84, n. 1, p. 358–366, 2000.

SHEPHARD, R. J. Envelhecimento, atividade física e saúde. 2003.

SHINOHARA, M. et al. Efficacy of tourniquet ischemia for strength training with low resistance. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 77, n. 1-2, p. 189–91, 1998.

SJØGAARD, G. Water and electrolyte fluxes during exercise and their relation to muscle fatigue. **Acta physiologica Scandinavica. Supplementum**, v. 556, p. 129–36, 1986.

SJØGAARD, G.; ADAMS, R. P.; SALTIN, B. Water and ion shifts in skeletal muscle of humans with intense dynamic knee extension. **The American Journal of Physiology**, v. 248, n. 2, p. R190–6, 1985.

SJØGAARD, G.; SAVARD, G.; JUEL, C. Muscle blood flow during isometric activity and its relation to muscle fatigue. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 57, n. 3, p. 327–35, 1988.

SØGAARD, K. et al. The effect of sustained low-intensity contractions on supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. **The Journal of Physiology**, v. 573, n. 2, p. 511–23, 2006.

STULEN, F. B.; DELUCA, C. J. Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity. **IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering**, v. 28, n. 7, p. 515–523, 1981.

SUGA, T. et al. Intramuscular metabolism during low-intensity resistance exercise with blood flow restriction. **Journal of Applied Physiology**, v. 106, n. 4, p. 1119–1124, 2009.

SUGA, T. et al. Effect of multiple set on intramuscular metabolic stress during low-intensity resistance exercise with blood flow restriction. **European Journal of Applied Physiology**, v. 112, n. 11, p. 3915–20, 2012.

SUNDBERG, C. J. Exercise and training during graded leg ischaemia in healthy man with special reference to effects on skeletal muscle. **Acta Physiologica Scandinavica. Supplementum**, v. 615, p. 1–50, 1994.

TAKADA, S. et al. Low-intensity exercise can increase muscle mass and strength proportionally to enhanced metabolic stress under ischemic conditions. **Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 113, n. 2, p. 199–205, 2012.

TAKANO, H. et al. Hemodynamic and hormonal responses to a short-term low-intensity resistance exercise with the reduction of muscle blood flow. **European**

**Journal of Applied Physiology**, v. 95, n. 1, p. 65–73, 2005.

TAKARADA, Y. et al. Rapid increase in plasma growth hormone after low-intensity resistance exercise with vascular occlusion. **Journal of Applied Physiology**, v. 88, n.1, p. 61–65, 2000a.

TAKARADA, Y. et al. Effects of resistance exercise combined with moderate vascular occlusion on muscular function in humans. **Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 88, n. 6, p. 2097–2106, 2000b.

TAKARADA, Y.; SATO, Y.; ISHII, N. Effects of resistance exercise combined with vascular occlusion on muscle function in athletes. **European Journal of Applied Physiology**, v. 86, n.4, p. 308–314, 2002.

TAKARADA, Y.; TAKAZAWA, H.; ISHII, N. Applications of vascular occlusion diminish disuse atrophy of knee extensor muscles. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 32, n. 12, p. 2035–9, 2000.

TAKARADA, Y.; TSURUTA, T.; ISHII, N. Cooperative effects of exercise and occlusive stimuli on muscular function in low-intensity resistance exercise with moderate vascular occlusion. **The Japanese Journal of Physiology**, v. 54, n. 6, p. 585–592, 2004.

TAYLOR, A. D. et al. Myoelectric evidence of peripheral muscle fatigue during exercise in severe hypoxia: some references to m. vastus lateralis myosin heavy chain composition. **European Journal of Applied Physiology**, v. 75, n. 2, p. 151–9, 1997.

TAYLOR, J. L. et al. Ischaemia after exercise does not reduce responses of human motoneurons to cortical or corticospinal tract stimulation. **The Journal of Physiology**, v. 525, n.3, p. 793–801, 2000.

THIEBAUD, R. et al. Muscle damage after low-intensity eccentric contractions with blood flow restriction. **Acta Physiologica Hungarica**, v. 101, n. 2, p. 150–157, 2014.

THIEBAUD, R. S. et al. Effects of low-intensity concentric and eccentric exercise combined with blood flow restriction on indices of exercise-induced muscle damage. **Interventional Medicine & Applied Science**, v. 5, n. 2, p. 53–9, 2013.

THOMPSON, B. C. et al. Forearm blood flow responses to fatiguing isometric contractions in women and men. **American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology**, v. 293, n. 1, p. H805–H812, 2007.

UMBEL, J. D. et al. Delayed-onset muscle soreness induced by low-load blood flow-restricted exercise. **European Journal of Applied Physiology**, v. 107, n. 6, p. 687–695, 2009.

VAN GRINSVEN, S. et al. Evidence-based rehabilitation following anterior cruciate

ligament reconstruction. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 18, n. 8, p. 1128–44, 2010.

VICTOR, R. G.; SEALS, D. R. Reflex stimulation of sympathetic outflow during rhythmic exercise in humans. **The American Journal of Physiology**, v. 257, n. 6 Pt 2, p. H2017–H2024, 1989.

VIITASALO, J. H. T.; KOMI, P. V. Signal characteristics of EMG during fatigue. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 37, n. 2, p. 111–121, 1977.

VIRU, M. et al. Effect of restricted blood flow on exercise-induced hormone changes in healthy men. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 77, n. 6, p. 517–22, 1998.

VØLLESTAD, N. K. et al. Muscle glycogen depletion patterns in type I and subgroups of type II fibres during prolonged severe exercise in man. **Acta physiologica Scandinavica**, v. 122, n.4, p. 433–441, 1984.

WERNBOM, M. et al. Acute effects of blood flow restriction on muscle activity and endurance during fatiguing dynamic knee extensions at low load. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 23, n. 8, p. 2389–2395, 2009.

WERNBOM, M. et al. Contractile function and sarcolemmal permeability after acute low-load resistance exercise with blood flow restriction. **European Journal of Applied Physiology**, v. 112, n. 6, p. 2051–2063, 2012.

WERNBOM, M. et al. Acute low-load resistance exercise with and without blood flow restriction increased protein signalling and number of satellite cells in human skeletal muscle. **European Journal of Applied Physiology**, v. 113, n. 12, p. 2953–65, 2013.

WERNBOM, M.; AUGUSTSSON, J.; RAASTAD, T. Ischemic strength training: A low-load alternative to heavy resistance exercise? **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 18, n. 4, p. 401-16, 2008.

WERNBOM, M.; AUGUSTSSON, J.; THOMEÉ, R. Effects of vascular occlusion on muscular endurance in dynamic knee extension exercise at different submaximal loads. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 20, n. 2, p. 372–377, 2006.

WEST, W. et al. The relationship between voluntary electromyogram, endurance time and intensity of effort in isometric handgrip exercise. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 71, n. 4, p. 301–5, 1995.

WIGMORE, D. M.; PROPERT, K.; KENT-BRAUN, J. A. Blood flow does not limit skeletal muscle force production during incremental isometric contractions. **European Journal of Applied Physiology**, v. 96, n. 4, p. 370–378, 2006.

WILLIAMS, R. A.; MORRISSEY, M. C.; BREWSTER, C. E. The effect of electrical stimulation on quadriceps strength and thigh circumference in meniscectomy patients. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 8, n. 3, p. 143–6, 1986.

YASUDA, T. et al. Muscle activation during low-intensity muscle contractions with varying levels of external limb compression. **Journal of Sports Science & Medicine**, v. 7, n. 4, p. 467–74, 2008.

YASUDA, T. et al. Muscle activation during low-intensity muscle contractions with restricted blood flow. **Journal of Sports Sciences**, v. 27, n. 5, p. 479–489, 2009.

YASUDA, T. et al. Venous blood gas and metabolite response to low-intensity muscle contractions with external limb compression. **Metabolism: Clinical and Experimental**, v. 59, n. 10, p. 1510–1519, 2010.

YASUDA, T. et al. Muscle size and arterial stiffness after blood flow-restricted low-intensity resistance training in older adults. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v.24, n.5, p. 799–806, 2013a.

YASUDA, T. et al. Influence of continuous or intermittent blood flow restriction on muscle activation during low-intensity multiple sets of resistance exercise. **Acta Physiologica Hungarica**, v. 100, n. 4, p. 419–26, 2013b.

ZIJDEWIND, I.; ZWARTS, M. J.; KERNELL, D. Influence of a voluntary fatigue test on the contralateral homologous muscle in humans? **Neuroscience Letters**, v. 253, n. 1, p. 41–44, 1998.

## APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

Convidamos o senhor para participar, como voluntário, da pesquisa “**EXERCÍCIO DE PREENSÃO MANUAL INTERMITENTE ASSOCIADO A DIFERENTES NÍVEIS DE COMPRESSÃO VASCULAR EXTERNA: EFEITOS AGUDOS NA RESPOSTA NEUROMUSCULAR**”, que está sob a responsabilidade do pesquisador Mikhail Santos Cerqueira, na Avenida Jornalista Aníbal Fernandes s/n - Cidade Universitária, CEP: 50740 - 560 - Recife – PE, email: mikalsantosc@hotmail.com, contato: (081) 79131292 (inclusive para ligações a cobrar) e está sob a orientação de Alberto Galvão de Moura Filho, CREFITO 9-F contato: (81) 2126.8811, email: agmoura@ufpe.br.

Após ser esclarecido sobre as informações a seguir, no caso de aceitar a fazer parte do estudo, rubricar as folhas e assine ao final deste documento, que está em duas vias. Uma delas é sua e a outra é do pesquisador responsável. Em caso de recusa o senhor não será penalizado de forma alguma. O senhor tem o direito de retirar o consentimento a qualquer tempo, sem qualquer penalidade.

### INFORMAÇÕES SOBRE A PESQUISA

**OBJETIVO:** O objetivo do presente estudo é avaliar os efeitos agudos de um protocolo de exercício de preensão manual isométrico intermitente associado a diferentes níveis de compressão vascular externa na força, resistência e ativação neuromuscular em adultos saudáveis.

**PROCEDIMENTOS:** Você será informado a respeito do estudo e receberá uma cópia deste Termo de Consentimento. A pesquisa acontecerá em cinco momentos. No primeiro, você será avaliado quanto aos dados gerais de saúde. Em seguida, num outro momento será avaliado o fluxo sanguíneo no antebraço através de ultrassom Doppler. Além disso, será realizada também a familiarização com o protocolo de preensão manual isométrico intermitente. Caso o senhor aceite participar, comparecerá ao laboratório em mais três ocasiões, nas quais serão realizados os experimentos propriamente ditos.

**DESCRIÇÃO DOS PROCEDIMENTOS A SEREM REALIZADOS:** Caso decida participar você será submetido primeiramente a questionamentos contidos em uma ficha de avaliação sobre seu nome, idade, telefones de contatos, histórico de patologias ortopédicas, cardiovasculares e neurológicas. Após os questionamentos, seu peso e altura serão avaliados por balança e medidor de altura respectivamente. Em seguida, será aferida sua pressão arterial e quantificado o nível de atividade física (realizado através do questionário IPAQ), e a dominância motora manual (através do Inventário de Edinburg). Ao fim dessa bateria de avaliações será avaliado o fluxo sanguíneo do seu antebraço e realizada uma sessão de familiarização o protocolo de exercício utilizado no estudo. Caso você esteja apto a participar da pesquisa, será convidado a comparecer em mais três encontros para realização do exercício e das avaliações.

Nos três encontros seguintes (com intervalo mínimo de 48 horas entre eles) serão registrados a força isométrica voluntária máxima de preensão (força máxima desenvolvida na mão) antes e depois do

exercício, o tempo de duração da tarefa e o sinal eletromiográfico. Nos três dias será realizado o mesmo protocolo de exercício de preensão manual isométrico intermitente, que consiste em apertar um dispositivo (dinamômetro manual), de forma dinâmica durante o maior período de tempo possível com uma carga de 45% da força máxima. Serão necessários três encontros porque em cada dia o exercício será realizado com um nível diferente (obstrução total, parcial ou sem obstrução) de compressão externa (através de um esfigmomanômetro). É importante esclarecer que não será dito a você o nível de compressão que será exercida.

**RISCOS:** A obstrução do fluxo sanguíneo pode gerar congestão e distensão venosa devido à falta de sangue durante restrição do fluxo, e por consequência danos nas valvas venosas, principalmente se esta obstrução for mantida por longos períodos (acima de 20 minutos). Para evitar qualquer tipo de dano cardiovascular, alguns cuidados serão tomados durante o estudo: primeiro, o exercício será de baixa intensidade (45% da força máxima), e do tipo isométrico intermitente, que gera uma menor sobrecarga vascular em comparação com o isométrico mantido; além disso, o tempo de obstrução será curto (no máximo 10 minutos), evitando assim maiores danos aos voluntários. Outro risco inerente ao nosso estudo é a presença de dor durante e dormência após o protocolo de exercício. Esses sintomas advêm da associação entre exercício e obstrução do fluxo sanguíneo, porém são sintomas transitórios, que desaparecem poucos minutos após a interrupção do protocolo e liberação do fluxo sanguíneo, não consistindo em nenhum prejuízo funcional aos voluntários. A pressão arterial será mensurada durante o procedimento que terá acompanhamento de um Fisioterapeuta. Os testes serão cancelados a qualquer instante caso haja qualquer intercorrência ou seja solicitado.

**BENEFÍCIOS:** Serão fornecidas informações relacionadas ao estudo, desde que seja de interesse do voluntário. Visto que a amostra será constituída por estudantes de graduação da Universidade Federal de Pernambuco, tais informações poderão ser úteis na vida acadêmica dos voluntários.

As informações desta pesquisa serão confidenciais e serão divulgadas apenas em eventos ou publicações científicas, e você não será identificado, a não ser entre os responsáveis pelo estudo, sendo assegurado o sigilo sobre a sua participação. Os dados coletados nesta pesquisa ficarão armazenados em um computador do Laboratório de Cinesiologia e Avaliação Funcional do Departamento de Fisioterapia, sob a responsabilidade do Prof. Alberto Galvão de Moura Filho, no endereço já mencionado, pelo período de cinco anos.

O senhor não pagará nada para participar desta pesquisa. Se houver necessidade, as despesas para a sua participação serão assumidas pelos pesquisadores. Fica também garantida indenização em casos de danos, comprovadamente decorrentes da participação na pesquisa, conforme decisão judicial ou extrajudicial.

Em caso de dúvidas relacionadas aos aspectos éticos deste estudo, você poderá consultar o Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da UFPE no endereço: **(Avenida da Engenharia s/n – 1º Andar, sala 4- Cidade Universitária, Recife-PE, CEP: 50740-600, Tel.: (81) 2126.8588 – email: cepccs@ufpe.br).**

**CONSENTIMENTO DA PARTICIPAÇÃO DA PESSOA COMO VOLUNTÁRIO**

Eu: \_\_\_\_\_, CPF: \_\_\_\_\_, abaixo assinado, após a leitura (ou a escuta da leitura) deste documento e ter tido a oportunidade de conversar e ter esclarecido as minhas dúvidas com o pesquisador responsável, concordo em participar do estudo “EXERCÍCIO DE PREENSÃO MANUAL INTERMITENTE ASSOCIADO A DIFERENTES NÍVEIS DE COMPRESSÃO VASCULAR EXTERNA: EFEITOS AGUDOS NA RESPOSTA NEUROMUSCULAR”, como voluntário. Fui devidamente informado e esclarecido pelo pesquisador sobre a pesquisa, os procedimentos nela envolvidos, assim como os possíveis riscos e benefícios decorrentes de minha participação. Foi-me garantido que posso retirar meu consentimento a qualquer momento, sem que isto leve a qualquer penalidade.

Local e data \_\_\_\_\_ Assinatura  
do participante (ou responsável legal): \_\_\_\_\_

**Presenciamos a solicitação de consentimento, esclarecimentos sobre a pesquisa e aceite do voluntário em participar** (02 testemunhas não ligadas à equipe de pesquisadores):

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

Assinatura: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

## APÊNDICE B - FICHA DE AVALIAÇÃO

NOME: \_\_\_\_\_.

IDADE(anos): \_\_\_\_\_. TELEFONES (WhatsUpp): \_\_\_\_\_.

PRESSÃO ARTERIAL: \_\_\_\_\_. EMAIL: \_\_\_\_\_.

PESO(kg): \_\_\_\_\_. ESTATURA(cm): \_\_\_\_\_. IMC(kg m<sup>-2</sup>): \_\_\_\_\_.

CB1: \_\_\_\_\_ CB2: \_\_\_\_\_ CB2: \_\_\_\_\_

### HISTÓRICO PATOLÓGICO:

( ) HIPERTENSÃO ARTERIAL SISTÊMICA

( ) INSUFICIENCIA VENOSA PERIFÉRICA OU INSUFICIENCIA CARDIACA

( ) PATOLOGIAS ORTOPÉDICAS EM MMSS

( ) OUTRAS DESORDENS NEUROLÓGICAS, ORTOPÉDICAS OU CARDIOVASCULARES.

( ) SIM ( ) NÃO É FUMANTE?

( ) SIM ( ) NÃO ESTÁ UTILIZANDO ALGUM MEDICAMENTO?

DATA DA AVALIAÇÃO: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_.

AVALIADOR: \_\_\_\_\_

### OUTRAS ORIENTAÇÕES:

- Evitar o consumo de bebida alcoólica 48 horas antes dos procedimentos.
- Evitar realizar exercícios que envolvam "handgrip" 48h antes do procedimento.
- Se alimentar no mesmo horário e na mesma quantidade nos dias de avaliação.
- Informar os voluntários acerca de desconfortos (dor muscular e prurido devido à preparação para EMG) provenientes do procedimento.
- Informar que o exercício deve ser realizado até a falha (determinada pelo examinador), o que pode gerar dor e incômodos aos voluntários.
- Orientar os voluntários a não comentar o nível de compressão durante as intervenções.
- Informar que a participação é voluntária.

## APÊNDICE C – ARTIGO ORIGINAL

### Tempo até a falha e resposta neuromuscular após exercício isométrico intermitente com diferentes níveis de oclusão vascular: um estudo *crossover* randomizado

Mikhail Santos Cerqueira<sup>1</sup>, Rafael Pereira<sup>2</sup>, Taciano Rocha<sup>1</sup>, Gabriel Nunes de Mesquita<sup>1</sup>, Cláudia Regina Oliveira de Paiva Lima<sup>3</sup>, Maria Cristina Falcão Raposo<sup>3</sup>, Alberto Galvão de Moura Filho<sup>1</sup>

#### Resumo

**Objetivo** Verificar os efeitos de diferentes níveis de oclusão vascular (oclusão total (OT), oclusão parcial (OP) ou fluxo livre (FL)) aplicados durante um exercício de preensão manual isométrico intermitente (EPMII) no tempo até a falha (TF) e na recuperação da força isométrica voluntária máxima (FIVM), da frequência mediana ( $EMG_{Fmed}$ ) e do pico do sinal EMG bruto ( $EMG_{pico}$ ) após a falha. **Métodos** Treze homens saudáveis ( $21 \pm 1,71$  anos) realizaram o EPMII com 45% da FIVM até a falha com OT, OP ou FL. A pressão de oclusão foi determinada em repouso de forma individualizada. O TF foi avaliado durante o exercício. A FIVM, a  $EMG_{Fmed}$  e o  $EMG_{pico}$  foram mensurados antes e depois do exercício. **Resultados** O TF (em segundos) foi diferente ( $p < 0,05$ ) entre todas as situações investigadas: OT ( $150 \pm 68$ ), OP ( $390 \pm 210$ ) e FL ( $510 \pm 240$ ). A FIVM permaneceu reduzida onze minutos após a falha em todas as situações ( $p < 0,05$ ). Houve uma maior redução de força ( $p < 0,05$ ) um minuto após a falha nas situações OP (-45.8%) e FL (-39.9%) em comparação a OT (-28.1%). Onze minutos após a falha apenas na situação OP a força foi menor ( $p < 0,05$ ) que na OT. A OP gerou uma maior redução da  $EMG_{Fmed}$  em comparação a OT e maior elevação do  $EMG_{pico}$  em relação a OT e FL ( $p < 0,05$ ). **Conclusões** Maiores níveis de oclusão vascular resultam em menor TF, exercícios com maior duração induzem maior redução de força após a falha e a aplicação de OP durante EPMII parece gerar maior fadiga neuromuscular.

**Palavras-chave:** Restrição do fluxo sanguíneo; fadiga; recuperação de força; eletromiografia.

<sup>1</sup> Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brasil

<sup>2</sup> Grupo de Pesquisa em Fisiologia Neuromuscular, Departamento de Ciências Biológicas, Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia, Brasil

<sup>3</sup> Departamento de Estatística, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, Brasil

## Abreviações

EOV Exercício com oclusão vascular

RFS Restrição do fluxo sanguíneo

EMG Eletromiografia

POT Pressão de oclusão total

FIVM Força isométrica voluntária máxima

EPMII Exercício de preensão manual isométrico intermitente

OT oclusão total do fluxo sanguíneo

OP Oclusão parcial do fluxo sanguíneo

CB Circunferência do braço

FL Fluxo sanguíneo livre

POP Pressão de oclusão parcial

FIVM-PRÉ Força isométrica voluntária máxima antes do exercício

FIVM-PÓS Força isométrica voluntária máxima após o exercício

EMG<sub>pico</sub> Pico do sinal EMG bruto

EMG<sub>Fmed</sub> Frequência Mediana

IMC Índice de massa corporal

CCI Coeficiente de correlação intraclasse

CV Coeficiente de variação

## Introdução

Nas últimas décadas, vários estudos foram conduzidos com o propósito de investigar os efeitos do exercício com oclusão vascular (EOV) na força e hipertrofia muscular (Shinohara et al. 1998; Takarada et al. 2000; Libardi et al. 2015). O EOV consiste na restrição do fluxo sanguíneo (RFS) na região proximal do membro exercitado, geralmente através de um *cuff* pressórico ou torniquete (Scott et al. 2015). A oclusão vascular visa restringir parcialmente o fluxo sanguíneo arterial e impedir o retorno venoso na região de realização do exercício (Loenneke et al. 2012a).

Os principais benefícios do EOV são aumento de força e hipertrofia muscular mesmo quando o exercício é resistido de baixa intensidade (20 a 50% da carga máxima) e até no exercício aeróbio, como a caminhada (Takarada et al. 2002; Abe et al. 2006; Madarame et al. 2008). Diversos estudos apontam que o EOV é útil para diversas populações como atletas, idosos, pacientes em processo de recuperação de cirurgias, com patologias musculares inflamatórias ou com osteoartrite (Ohta et al. 2003; Manimmanakorn et al. 2013; Mattar et al. 2014; Bryk et al. 2016).

Alguns autores, entretanto questionam a necessidade de aplicar uma RFS para melhorar força e hipertrofia (Wernbom et al. 2006). Estudos recentes apontam que exercício de baixa intensidade (30% da carga máxima) sem RFS executado até a falha pode estimular a síntese proteica e resultar em hipertrofia muscular similar a observada após treinamento com 75% á 90% da carga máxima (Burd et al. 2010; Ogasawara et al. 2013). Exercícios de baixa intensidade exigem um grande número de repetições até atingir a falha, o que acarreta uma elevada sobrecarga articular e pode limitar a adesão de pessoas com lesões ou idosos (Loenneke et al., 2012b). Nesse cenário, foi verificado que o tempo até a falha (número de repetições) durante EOV com 30% da carga máxima foi menor em comparação ao mesmo exercício com fluxo livre (Wernbom et al. 2009; Loenneke et al. 2012b; Fitschen et al. 2014).

A literatura aponta que o nível de oclusão vascular influencia no tempo até a falha durante o EOV. Foi demonstrado que a aplicação de RFS (pressão de 200 mmHg; *cuff* de 13,5 cm), durante o exercício com 20% da carga máxima reduziu o tempo até a falha em relação ao mesmo exercício com fluxo livre (Wernbom et al.

2006). Entretanto, quando o EOV com 20% da carga máxima foi executado com uma pressão de oclusão de 180 mmHg (cuff de 5cm de largura) não houve diferença no tempo até a falha comparado ao mesmo exercício sem oclusão vascular (Cook et al. 2013).

Conjuntamente, estes resultados apontam que ainda existem dúvidas sobre como diferentes níveis de oclusão vascular, determinados de forma individualizada influenciam no tempo até a falha quando o exercício é executado com carga constante. Além disso, não há registros na literatura de estudos que avaliaram o tempo até a falha quando uma oclusão vascular parcial foi aplicada durante exercício isométrico. Esse tipo de exercício é largamente utilizado na recuperação após cirurgia de ombro (Manske and Prohaska 2010) e joelho, (van Grinsven et al. 2010), e a associação de RFS com isometria pode trazer benefícios para esses pacientes.

A magnitude e persistência da redução de força após exercícios executados até a falha são indicadores de fadiga muscular e devem ser consideradas durante períodos de treinamento para força e hipertrofia muscular. Foi verificado que o EOV (20 á 30% da carga máxima) induz maior redução da força após a falha em comparação ao exercício com fluxo livre (Loenneke et al. 2013; Wernbom et al. 2013). Nestes estudos, entretanto a força após a falha foi avaliada ainda com o *cuff* inflado, dificultando o entendimento sobre como o retorno do sangue após a retirada da oclusão influencia na recuperação da força. Quando o fluxo sanguíneo foi liberado imediatamente após a falha foi identificado que o exercício com RFS e com fluxo livre induziram redução significativa da força com relação aos valores de base ao longo de 5 minutos, mas não foi observada diferença significativa entre as situações (Cook et al. 2013).

Além das alterações na força, tem sido demonstrado que a RFS pode induzir sinais de fadiga muscular no registro de eletromiografia (EMG). Foi verificado que a oclusão vascular total durante o exercício de prensão manual isométrico intermitente com 20% da carga máxima gerou um aumento na amplitude RMS e diminuição na frequência média durante o exercício (Moritani et al., 1992), porém não foram encontrados trabalhos que avaliaram as respostas no sinal de EMG

durante o período de recuperação da força após exercício isométrico de carga constante com diferentes níveis de oclusão vascular executado até a falha.

Sendo assim, o objetivo deste estudo é verificar os efeitos de diferentes níveis de oclusão vascular aplicados durante exercício isométrico intermitente no tempo até a falha, na recuperação da força e na amplitude e frequência do sinal de EMG após a falha.

## **Métodos**

### **Participantes**

Treze homens (idade:  $21 \pm 1.71$  anos), classificados como ativos ou muito ativos no International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) participaram voluntariamente deste estudo. Todos os sujeitos declararam não utilizar nenhum tipo de medicamento, não ser tabagista nem possuir qualquer problema neurológico, ortopédico ou cardiovascular. Os participantes foram orientados a evitar exercício de preensão manual extenuante, manter o mesmo nível de atividade física e alimentação durante o período de estudo, e evitar o consumo de álcool e cafeína 24 horas antes dos procedimentos. O comitê de ética da Universidade Federal de Pernambuco aprovou os procedimentos (CAAE: 36832814.9.0000.5208) conforme Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde. Os voluntários foram informados dos possíveis riscos e assinaram um termo de consentimento antes de participar do estudo. Este estudo foi realizado de acordo com os padrões éticos estabelecidos na Declaração de Helsinki de 1964.

### **Desenho experimental**

Os voluntários incluídos foram alocados nas seguintes intervenções: exercício de preensão manual isométrico intermitente (EPMII) com oclusão total do fluxo sanguíneo (OT), oclusão parcial do fluxo sanguíneo (OP) ou fluxo sanguíneo livre (FL). Cada intervenção foi separada por um intervalo mínimo (*washout*) de 72h e máximo de 1 semana. Todos os voluntários realizaram o mesmo EPMII com todos os níveis de fluxo sanguíneo (OT, OP, FL), caracterizando assim um estudo do tipo *crossover*. A ordem das intervenções foi randomizada.

A randomização foi realizada através do site [www.randomization.com](http://www.randomization.com) por uma pessoa externa a pesquisa e as alocações foram colocadas em envelopes lacrados e opacos. O pesquisador responsável pela avaliação das variáveis de desfecho (tempo até a falha, força, e sinal de EMG) não teve acesso à alocação dos voluntários (pesquisador 1). O pesquisador que aplicou e controlou a pressão de oclusão vascular (pesquisador 2) e o pesquisador que determinou a pressão de oclusão total (pesquisador 3) não tiveram participação nos procedimentos de avaliação das variáveis de desfecho, nem do processo de alocação. Os voluntários não foram informados sobre o nível de oclusão aplicado em cada dia e receberam a orientação de não comentar sobre a percepção de pressão, mantendo assim o pesquisador 1 mascarado com relação à pressão de oclusão.

Os procedimentos foram realizados em três etapas divididas em pelo menos quatro dias. Na primeira etapa foi coletada a pressão arterial, os dados pessoais e antropométricos dos voluntários. A segunda etapa do estudo consistiu na determinação da pressão de oclusão total (POT) da artéria braquial e familiarização dos voluntários com a avaliação da força isométrica voluntária máxima (FIVM) e com o EPMII.

A terceira e última etapa teve início após um intervalo mínimo de 72 horas da sessão de familiarização. Nesta etapa os voluntários executaram o EPMII com OT, OP ou FL. Nas três intervenções a carga utilizada foi de 45% da FIVM. Durante o exercício um *cuff* pressórico foi posicionado na parte proximal do braço dominante (logo abaixo da axila, próximo à inserção do músculo deltóide). Na situação FL o *cuff* foi inflado com uma pressão suficiente apenas para ajuste no braço do voluntário (~10 mmHg), mantendo assim o fluxo sanguíneo do antebraço livre. Nas situações OP e OT o *cuff* foi inflado respectivamente com uma pressão de 50% e 100% da POT da artéria braquial.

Um *feedback* visual com a representação numérica do valor da força (Kgf) a ser alcançado foi fornecido durante a avaliação da FIVM e EPMII através de projeção no teto localizada a aproximadamente 2 metros de distância do voluntário. Durante a avaliação da FIVM e durante o EPMII os voluntários receberam forte

estímulo verbal, que foi oferecido pelo investigador 1 (mascarado com relação à pressão de oclusão aplicada).

### **Determinação da pressão de oclusão total**

A POT de repouso foi avaliada através de ultrassom Doppler modelo SonoAcerR3 (*Samsung Medison – South Korea®*). Os sujeitos foram orientados a evitar exercícios extenuantes e ingestão de cafeína e álcool nas 24 horas antecedentes à avaliação. Eles ficaram relaxados numa sala climatizada (23° C) e silenciosa por 10 minutos antes do procedimento. O posicionamento adotado durante a avaliação foi decúbito supino, abdução de 90° de ombro, extensão completa de cotovelo e antebraço em supinação. Durante a determinação da POT foi utilizada a técnica *Power Doppler*, e o transdutor (*linear transducer; 12.0 MHz*) foi posicionado na prega flexora do cotovelo, sempre do membro dominante. Sinais auditivos e visuais indicaram a presença de pulso arterial durante a insuflação de um *cuff* pressórico de 14 cm de largura (*Esfigmomanômetro aneróide Premium, Duque de Caxias - RJ*). A POT foi determinada como a menor pressão necessária para ocluir completamente o fluxo sanguíneo e a pressão de oclusão parcial (POP) foi o valor correspondente a 50% da POT. Cada sujeito foi submetido a apenas um procedimento de determinação da POT. A sequência de determinação da POT foi baseada em estudo prévio, que mostrou bons níveis de reprodutibilidade para essa avaliação (Bezerra de Moraes et al. 2016).

### **Força isométrica voluntária máxima**

A FIVM foi avaliada nos três dias de intervenção anteriormente e nos minutos 1,3,5,7,9 e 11 após o EPMII no mesmo posicionamento descrito para a determinação da POT. Após permanecer em repouso por cinco minutos, os sujeitos executaram com o membro dominante três ações isométricas voluntárias máximas com um minuto de intervalo entre elas. O maior valor da FIVM entre as três tentativas foi utilizado para calcular a carga a ser utilizada durante o exercício (45% da FIVM) e o ponto de falha na tarefa (30% da FIVM). Os voluntários foram cuidadosamente orientados a contrair o mais rápido e forte possível para atingir a força máxima em cerca de 1 a 3 segundos. Não foi aplicado nenhum tipo de oclusão vascular durante as avaliações da FIVM. Os dados foram coletados através de um

dinamômetro manual (*DM 100 - Miotec*) com capacidade de 100 Kgf acoplado ao pré amplificador do eletromiógrafo com uma frequência de amostragem de 2.0 kHz.

### **Exercício de prensão manual isométrico intermitente**

Foi realizado no mesmo posicionamento utilizado na determinação da POT, 5 minutos após a avaliação da FIVM antes do exercício. Os voluntários executaram séries EPMII (10 segundos de ação e 5 segundos de relaxamento) apenas com o membro dominante. Eles foram orientados a alcançar e manter a força alvo (45% da FIVM) com a maior precisão possível na fase de ação, e relaxar totalmente (força=0) na fase de relaxamento. Os períodos de ação e relaxamento foram controlados por sinal sonoro cronometrado. Durante o exercício a força foi registrada através do mesmo dinamômetro manual utilizado na avaliação da FIVM. A tarefa foi realizada até o momento em que o voluntário não conseguiu atingir e manter por pelo menos 5 segundos um valor correspondente a 30% da FIVM. Esse ponto, considerado como ponto de falha, foi determinado pelo investigador 1 e a tarefa foi então encerrada. Os voluntários não foram informados sobre o ponto de falha. O mesmo *cuff* pressórico utilizado na determinação da POT foi inflado imediatamente antes e desinflado imediatamente depois do EPMII.

### **Eletromiografia de superfície**

O sinal de EMG foi obtido de forma sincronizada com as avaliações da FIVM através de um equipamento de 4 canais (modelo Miotool 400, *Miotec Equipamentos, Biomédica, Brasil*), com ganho de amplificação total de 1000 e taxa de rejeição de modo comum de 110 dB. Foram utilizados eletrodos bipolares autoadesivos de Ag/AgCl pré amplificados (100x), com uma distância inter eletrodo (centro a centro) de 20mm. Um conversor de 14-bits digitalizou o sinal analógico, que foi registrado com uma frequência de amostragem de 2.0 KHz e um filtro passa banda *online* de 3-500Hz (*Butterworth* de 4ª ordem). Antes do início da coleta foi realizada tricotomia, abrasão e limpeza da pele com álcool 70. Os eletrodos foram posicionados sobre a pele que recobre o ventre dos músculos flexor superficial dos dedos e flexor radial do carpo, de acordo com as recomendações do SENIAM (Hermens et al. 2000), e também por palpação. Um eletrodo de referência (Ag/AgCl, em formato oval, de 5x3,8cm de diâmetro) foi posicionado logo abaixo do manúbrio esternal.

## **Análise dos dados**

### *Número de repetições*

Para análise do número de repetições, os sinais de força foram filtrados com um passa baixa de 23 Hz (*butterworth*, 4ª ordem). O início e o fim das curvas de força foram delimitados por inspeção visual e o pico de força foi então identificado. O maior pico de força dentre os três registros da FIVM pré-exercício foi utilizado como referência (FIVM-PRÉ) para cálculo do ponto de falha na tarefa. Com relação aos sinais da força durante o exercício, a primeira contração foi excluída por geralmente ser atípica devido à adaptação do voluntário à tarefa, sendo a contração seguinte considerada como primeira contração válida. Foi considerado ponto de falha na tarefa quando o voluntário não conseguiu manter por duas vezes consecutivas uma força média correspondente a 30% da FIVM-PRÉ. A última contração válida foi então definida como aquela imediatamente anterior à primeira das duas contrações consecutivas que não atingiram o ponto de falha (figura 1). O número de contrações entre a primeira e a última contração válida foi definido como o número total de repetições corrigido. As análises acima descritas foram realizadas *offline* através do software OriginLab 9.1 (*OriginLab Corporation, Northampton, MA*).

### *Pico de força*

Para análise do pico de força antes e depois do EPMII o sinal foi filtrado com um passa baixa de 15Hz (*Butterworth*, 4ª ordem). O valor da FIVM-PRÉ foi considerado como referência para as comparações do pico de força antes e depois do exercício. Os valores da FIVM obtidos após o exercício (FIVM-PÓS) foram normalizados pelo valor de referência (FIVM-PRÉ/FIVM-PÓS). Para identificar o pico nas curvas de força antes e depois do exercício, o início da contração e a primeira quebra descendente da curva de força (fim da contração) foram visualmente identificadas (figura 2a). Logo depois a curva foi recortada numa época que foi delimitada a partir de 1 segundo antes do início da contração até 1 segundo depois do fim da contração (figura 2b). Os recortes das curvas pré e pós-exercício foram analisados através de algoritmo matemático capaz de identificar o início da contração (ponto na linha do tempo em que a força excedeu em 2,5% o valor da linha de base) e o ponto exato do pico de força (Schettino et al. 2014). As análises

acima descritas foram realizadas com os softwares OriginLab 9.1 (*OriginLab Corporation, Northampton, MA*) e MATLAB 7.6.0 R2008a (MathWorks, Natick, MA).

### *Eletromiografia de Superfície*

O sinal de EMG foi filtrado (*Butterworth* de 4ª ordem, passa banda 20-500 Hz) para eliminar ruídos provenientes de artefatos de movimento e considerar o espectro de poder de alta energia. O recorte dos registros de EMG foi conduzido da mesma forma descrita para as curvas de força (figuras 2a e 2b). Devido ao retardo eletromecânico, o início do sinal de EMG foi determinado 70ms antes do início da contração muscular.

O sinal de EMG foi analisado nos domínios do tempo e frequência. Para análise no domínio do tempo foi extraído o valor do pico do sinal de EMG bruto ( $EMG_{pico}$  em  $\mu V$ ). Para análise no domínio da frequência foi aplicada a Transformada Rápida de Fourier de 512 pontos (processamento com janela Hamming) para identificar a frequência mediana ( $EMG_{Fmed}$  em Hz) do periodograma do espectro de potência. A  $EMG_{Fmed}$  e o  $EMG_{pico}$  foram extraídas com um janelamento de 1 segundo (2000 pontos) no momento em que ocorreu o pico da FIVM. Os valores correspondentes à contração onde foi obtido o maior valor do pico da FIVM antes do exercício foram considerados como referência para a  $EMG_{Fmed}$  e para o  $EMG_{pico}$ , e utilizados nas comparações antes e depois do exercício. Os dados do  $EMG_{pico}$  e da  $EMG_{Fmed}$  obtidos após o exercício foram normalizados pelo valor de referência conforme descrito anteriormente para a FIVM .

### **Estatísticas**

As distribuições de normalidade dos dados e a homogeneidade das variâncias foram avaliadas pelo teste de Shapiro-Wilk e teste de Levene, respectivamente. As comparações das medianas foram realizadas através do teste de Friedman, sendo o teste de Wilcoxon utilizado como pós-teste. Os resultados estão expostos em mediana e intervalo interquartilico (Q3-Q1). Para determinar a reprodutibilidade dos dados foi calculado o coeficiente de correlação intraclassa (CCI) e o coeficiente de variação (CV) das variáveis FIVM,  $EMG_{Fmed}$  e  $EMG_{pico}$  coletadas antes do exercício. Para cada uma dessas variáveis foi calculado o CCI e CV intradia (considerando as três mensurações realizadas no mesmo dia) e interdia

(considerando apenas a mensuração onde foi alcançado o maior pico de FIVM em cada um dos dias de intervenção). Na análise interdia do  $EMG_{pico}$  e da  $EMG_{Fmed}$  foi considerada a avaliação correspondente a mensuração do maior pico de FIVM. O nível de significância adotado foi de  $p < 0,05$ .

## **Resultados**

Os dados de caracterização dos participantes e os dados referentes aos desfechos força e tempo até a falha foram obtidos de 13 voluntários. Com relação aos desfechos  $EMG_{Fmed}$  e  $EMG_{pico}$  foram analisados os dados de 12 voluntários devido a presença de ruído no sinal de EMG de um dos sujeitos. De uma forma geral foi observado um coeficiente de variação (CV) menor que 14% para todas as variáveis de desfecho, indicando boa confiabilidade dos dados (Jobson et al. 2013), exceto para a variável  $EMG_{pico}$  interdia (CV=26,11%). Parâmetros de EMG analisados no domínio do tempo, como o  $EMG_{pico}$  parecem ter uma variabilidade intrinsecamente alta, sendo valores de CV acima de 14% relatados na literatura (Katsavelis and Threlkeld 2014). O coeficiente de correlação intraclasse (CCI) indica reprodutibilidade boa ou aceitável (0,600-0,999) na maioria das variáveis do presente estudo (Larsson et al. 1999).

### *Dados de caracterização da amostra e valores de referência*

A tabela 1 mostra os dados de caracterização da amostra e a tabela 2 os valores de referência (antes do exercício) para as variáveis de desfecho FIVM,  $EMG_{Fmed}$  e  $EMG_{pico}$ . Dos 13 voluntários incluídos no estudo quatro foram classificados como muito ativos e nove como ativos no IPAQ. Não foi observada diferença significativa ( $p > 0,05$ ) antes das intervenções em nenhuma das variáveis de desfecho entre os dias de avaliação.

### *Tempo até a falha na tarefa*

O tempo até a falha e o número de repetições foram significativamente menores ( $p < 0,05$ ) na situação OT em comparação as situações OP e FL e na situação OP em comparação com FL (Tabela 3).

### *Recuperação da força após a falha*

Na análise intradia houve uma redução significativa ( $p < 0.05$ ) de força após a falha em todas as situações, sem retorno aos níveis basais ao longo de um período de 11 minutos de recuperação. É possível observar uma significativa ( $p < 0.05$ ) recuperação entre os momentos PÓS1 E PÓS3 nas situações OT (8.1%) e OP (7.9%), porém sem alterações significativas na situação FL (1.4%) (figura 3).

Nas comparações interdia após a falha foi verificada uma magnitude de redução da força significativamente maior ( $p < 0.05$ ) nas situações OP (-45.8%) e FL (-39.9%) em comparação com a redução mostrada na situação OT (-28.1%) no momento PÓS 1. Essa diferença de força permaneceu significativa até o momento PÓS 9 na situação FL ( $p < 0.05$ ) e até o PÓS 11 na situação OP ( $p < 0.05$ ). Não foram observadas diferenças significativas entre as situações OP e FL em nenhum dos momentos (figura 3).

#### *Frequência mediana do sinal EMG*

Foi observada uma redução significativa ( $p < 0.05$ ) da  $EMG_{Fmed}$  nos momentos PÓS 1 (-20.3%) e PÓS 3 (-12.7%) com relação aos valores de base apenas na situação OP. Na análise intergrupo foi verificada uma diferença significativa entre as situações OT (9.3% e 0%) e OP (-16,5% e -16,1%) nos momentos PÓS5 E PÓS9 respectivamente ( $p < 0.05$ ) (figura 4).

#### *Pico do sinal EMG bruto*

Não foi encontrada alteração significativa em nenhuma das situações após a falha com relação aos valores basais. O  $EMG_{pico}$  foi significativamente maior ( $p < 0.05$ ) na situação OP (13% e 17.4%) em relação às situações OT (-7,9% e -11%) e FL (-7,1% e -11,2% ) nos momentos PÓS7 e PÓS9 respectivamente (figura 4).

### **Discussão**

O principal objetivo deste estudo foi investigar como diferentes níveis de oclusão vascular influenciam no tempo até a falha, na recuperação da força e na atividade eletromiográfica após um exercício de prensão manual isométrico intermitente. Nossos resultados apontam que: (1) o nível de oclusão vascular influencia diretamente no tempo até a falha. (2) A magnitude de redução da força após a falha foi maior após o exercício executado com oclusão parcial ou fluxo livre.

(3) A oclusão parcial induz manifestações eletromiográficas de fadiga mais evidentes (redução  $EMG_{F_{med}}$  e elevação do  $EMG_{pico}$ ). Nossos resultados preenchem algumas lacunas metodológicas, uma vez que a determinação individualizada da pressão de oclusão geralmente não é realizada em estudos sobre esse tópico.

#### *Tempo até a falha*

Nossos dados demonstram que o tempo até a falha durante o exercício com OP foi menor em comparação ao exercício com fluxo livre. Além disso, na situação OT o tempo até a falha foi significativamente menor que as demais situações.

O menor tempo até a falha na situação OT pode ser explicado porque a oclusão venosa e arterial causa um acúmulo de  $H^+$  que dificulta o acoplamento excitação-contração devido à redução na efetividade do cálcio (Fabiato and Fabiato 1978; Nakamura; Schwartz 1972). Além disso, provavelmente houve uma fadiga das fibras musculares anaeróbicas devido ao rápido consumo de energia, associado à fadiga das fibras aeróbicas por consequência da hipóxia (Pitcher and Miles 1997). Tem sido demonstrado que a hidrólise de fosfato de creatina e acúmulo de fosfato inorgânico (Pi) é acelerado quando o fluxo sanguíneo do músculo ativo é restrito por um *cuff* pressórico (Greiner et al. 2007). Esse acúmulo de Pi é outro fator que pode reduzir a produção de força pelas pontes cruzadas e contribuir para a fadiga muscular (Cooke and Pate 1985).

Na situação OP, ainda havia fluxo arterial e, portanto chegada de substratos e oxigênio no músculo. No presente estudo o tempo até a falha na situação OP foi significativamente menor que na situação FL, provavelmente devido ao acúmulo de metabólitos secundário à oclusão venosa. Estudos prévios apontam que durante exercícios de carga constante essa perturbação metabólica intramuscular cria uma sinalização inibitória que é enviada ao sistema nervoso central pelos metaborreceptores e mecanorreceptores do grupo de aferentes musculares III/IV. Esse *feedback* limita o drive central motor (Taylor et al. 2000; Amann et al. 2006), que inibe o sistema nervoso central limitando a ativação dos motoneunônios espinais e reduzindo o tempo até a falha (Amann et al. 2013).

Achados anteriores apontaram que o tempo até a falha durante EPMII com OT foi de aproximadamente 3 minutos, enquanto que no mesmo exercício com FL a

falha não foi atingida em até 15 minutos (Pitcher and Miles 1997). Pouco se sabe, porém sobre os efeitos da oclusão sanguínea parcial sobre tempo até a falha durante EPMII. A maioria dos estudos sobre tempo até falha e oclusão parcial envolve exercício isotônico e também apontam que a OP reduz o tempo até a falha em comparação ao exercício com FL.

Foi observada uma redução significativa do tempo até a falha (número de repetições) durante exercício de membros inferiores com cargas de 20 a 30% da máxima e pressões de oclusão entre 100 e 200 mmHg (largura do *cuff* entre 5 e 13,5 cm) em comparação ao exercício com FL (Wernbom et al. 2006; Wernbom et al. 2009; Fitschen et al. 2014). Um recente estudo, entretanto, não encontrou diferença significativa no tempo até a falha entre as situações OP e FL (Cook et al. 2013). Esse resultado provavelmente ocorreu devido à baixa carga (20% da carga máxima) e porque a pressão de oclusão aplicada (180 mmHg; *cuff* de 5 cm) não foi individualizada. Tem sido demonstrado que em membros inferiores a oclusão total não é alcançada em pressões de 300 mmHg com *cuffs* estreitos (5cm) (Loenneke et al. 2012c).

A redução do tempo até a falha pode ter uma aplicabilidade clínica interessante, pois tem sido demonstrado que exercício de baixa intensidade sem oclusão vascular executado até a falha pode estimular a síntese proteica e hipertrofia muscular independentemente da carga (Burd et al. 2010; Ogasawara et al. 2013). Entretanto, exercícios de baixa intensidade exigem um grande número de repetições até atingir a falha (LOENNEKE et al., 2012b), sendo que a aplicação de oclusão vascular como ferramenta de redução do tempo até a falha pode aumentar a adesão ao exercício por parte de populações que não suportam sobrecargas articulares elevadas.

#### *Redução da força após a falha*

Os resultados deste estudo mostraram que a redução de força após a falha permaneceu significativamente inferior aos valores de base durante um período de recuperação de 11 minutos em todas as situações testadas. Esse achado está de acordo com resultados prévios que mostraram uma redução de força significativa em 24 ou até 48 horas após EO (30% da carga máxima; pressão de oclusão de 90-100

mmHg; *cuff* de 5 ou 13,5 cm) realizado até a falha (Wernbom et al. 2012; Fitschen et al. 2014).

Além disso, a redução de força foi maior nas situações OP e FL em relação à situação OT. Pitcher and Miles (1997) verificaram uma maior redução de força na situação FL em relação à situação OT entre 2 e 3,5 minutos após o exercício e a partir daí os níveis de força foram idênticos entre as duas situações. No presente estudo foi observado que força após exercício com FL só alcançou os valores da situação OT após 11 minutos de recuperação. Essa discordância entre os resultados provavelmente se deve a diferenças metodológicas que determinaram uma maior fadiga nos voluntários do presente estudo. No estudo de Pitcher and Miles (1997) o ponto de falha não foi pré-estabelecido, o que prolongou a tarefa por até 15 minutos na situação FL. Além disso, o período de ação durante o exercício intermitente foi menor (6s de ação e 5s de relaxamento) que no presente estudo (10s de ação e 5 de relaxamento).

Os resultados deste estudo apontam que a recuperação da força nas situações FL e OP foi semelhante em todos os momentos de avaliação após a falha. Esse resultado está de acordo com estudo prévio que não encontrou diferença significativa na força ao longo de cinco minutos de recuperação após exercício (20% da carga máxima) realizado com FL e OP (*cuff* de 5 cm de largura; pressão de oclusão de 180 mmHg) (Cook et al. 2013).

É possível hipotetizar a partir dos resultados acima expostos que a magnitude de redução da força após a falha é fortemente influenciada pelo tempo de exercício. Em atividades de maior duração ocorre um fenômeno chamado de “preço metabólico”, caracterizado por uma recuperação mais lenta da força após a falha, deficiências no aparato contrátil, na excitabilidade da membrana e no acoplamento excitação-contração (Cooper et al. 1988; Pitcher and Miles 1997).

Em concordância com essa hipótese foi demonstrado que 30 segundos após EOv com duração de ~720 segundos (carga de 20% da carga máxima; pressão de oclusão de ~160 mmHg; *cuff* de 6cm de largura) executado até a falha a força foi significativamente menor que após exercício de alta intensidade (80% da carga máxima) com fluxo livre (duração de ~132 segundos) (Cook et al. 2007). Nosso

estudo acrescenta informações sobre como diferentes níveis de RFS influenciam no tempo até a falha e na magnitude de redução da força após exercício com carga constante.

Outro achado interessante do presente estudo foi uma recuperação significativa de força entre os momentos PÓS1 e PÓS3 nas situações OT e OP, que não foi observada na situação FL. Esse resultado pode ser explicado pela hiperemia reativa após a liberação do fluxo sanguíneo. O retorno abrupto do sangue após a retirada do *cuff* provavelmente retirou rapidamente os metabólitos previamente acumulados no músculo e promoveu a re-síntese dos estoques de fosfato de creatina (Pitcher and Miles 1997). Além disso, o retorno da disponibilidade de O<sub>2</sub> ao tecido muscular é um importante fator que contribui para a rápida recuperação de força após períodos de oclusão vascular (Hogan et al. 1999).

Diversos estudos avaliaram os efeitos da aplicação de uma OP do fluxo sanguíneo durante exercícios isotônicos de membros inferiores sobre a recuperação da força após a falha. Por exemplo, foi demonstrada uma redução significativa de força em até 2 minutos após a falha quando o EOV foi realizado com 20 á 30% da carga máxima (pressão de oclusão de 90-100 mmHg ou baseada na pressão sistólica; *cuff* de 5 ou 13,5 cm) em comparação ao exercício com FL (Karabulut et al. 2010; Wernbom et al. 2012). É importante destacar que nesses estudos a força após a falha foi avaliada com o fluxo sanguíneo ainda ocluído, o que limita o entendimento sobre a influência retorno do sangue na recuperação de força. Adicionalmente, não foram encontrados estudos que avaliaram a influência da OP do fluxo sanguíneo sobre a recuperação da força após EPMII.

#### *Frequência mediana do sinal EMG*

Geralmente o que se observa com relação ao sinal de EMG em situações de fadiga muscular é um aumento na amplitude RMS e um deslocamento da frequência mediana/média em direção a frequências mais baixas. (Barnes and Williams 1987). Os dados deste estudo mostram uma  $EMG_{F_{med}}$  significativamente reduzida com relação aos valores de base até 3 minutos após a falha apenas na situação OP. Esse achado indica uma recuperação mais lenta da fadiga neuromuscular (Fatela et al. 2016) e está de acordo com estudos prévios que observaram uma menor

EMG<sub>Fmed</sub> imediatamente e até 2 minutos após EOV (Pierce et al. 2006; Neto et al. 2014; Fatela et al. 2016).

A frequência do sinal de EMG fornece uma medida indireta do estado metabólico e iônico do músculo (Komi and Tesch 1979; De Luca 1984). Alterações nessas variáveis resultam em redução da velocidade de condução da fibra muscular, e conseqüentemente da EMG<sub>Fmed</sub> (McManus et al. 2015). Os resultados do presente estudo apontam que a EMG<sub>Fmed</sub> retorna aos níveis basais 5 minutos após EOV executado até a falha. Não foi verificada, porém uma recuperação completa da força, que também é um importante indicador de fadiga muscular. Estudos posteriores, com períodos de *follow-up* maiores podem melhorar a compreensão sobre como o EOV executado até a falha influencia na fadiga, contribuindo assim para a definição do período de intervalo ideal entre as sessões treinamento para otimizar os resultados do EOV.

Outro achado do nosso estudo foi uma EMG<sub>Fmed</sub> significativamente menor na situação OP em relação à OT nos momentos PÓS5 e PÓS9. Esse resultado pode ser explicado novamente pela hipótese de que devido ao maior tempo até a falha, o exercício com OP gerou um maior acúmulo metabólico secundário a limitação do retorno venoso que o exercício com OT. Essa alteração metabólica pode disparar um reflexo neural periférico capaz de reduzir a frequência de disparo dos motoneurônios e aumentar a sincronização de unidades motoras (Bigland-Ritchie et al. 1986).

Não foi identificada, porém diferença significativa na EMG<sub>Fmed</sub> entre as situações OP e FL em nenhum dos momentos de avaliação. Esse achado está de acordo com estudo prévio, onde não foi observada diferença na frequência média do sinal EMG após EOV de membros inferiores (Karabulut et al. 2010). Esse resultado ocorreu provavelmente porque apesar da ausência de oclusão vascular na situação FL, o longo tempo até a falha gerou uma alteração metabólica similar à observada na situação OP. Além disso, é importante considerar que durante a fase de ação do exercício isométrico intermitente com cargas próximas de 50% da máxima a pressão intramuscular pode exceder a pressão sanguínea arterial média causando oclusão vascular (Sjøgaard et al. 1988; Pitcher and Miles 1997).

### *Pico do sinal EMG bruto*

Foi observado um  $EMG_{pico}$  significativamente maior nos momentos PÓS7 e PÓS9 na situação OP em relação às demais situações. Esse achado pode ser devido ao maior acúmulo metabólico que gerou um recrutamento adicional de fibras tipo II (Loenneke et al. 2015).

O sistema nervoso pode recrutar unidades motoras adicionais para substituir as fibras fatigadas com menor potencial de ação (Moritani et al. 1986). Um estudo recente demonstrou um aumento na amplitude RMS do sinal de EMG ao longo de um período de recuperação após exercício com fluxo livre executado até a falha, indicando um recrutamento de unidades motoras maiores para compensar a redução na capacidade de produção de força no músculo fatigado (McManus et al. 2015). No presente estudo, porém esse recrutamento adicional de unidades motoras não foi convertido em aumento de força na situação OP, provavelmente devido à fadiga das fibras tipo I, visto que a disponibilidade de oxigênio foi parcialmente preservada nessa situação. Adicionalmente, a sincronização de unidades motoras também pode contribuir para um aumento na amplitude do sinal EMG após a falha (Holtermann et al. 2009; McManus et al. 2015).

### **Limitações**

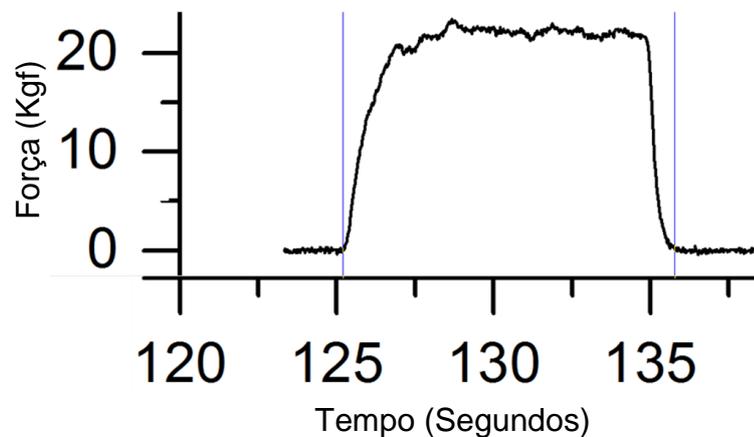
Devido a dificuldades técnicas, não foi avaliado com Ultrassom Doppler o fluxo sanguíneo durante a tarefa. Essa avaliação seria importante pra garantir o nível de oclusão pré-estabelecido, uma vez que durante a fase de relaxamento do exercício isométrico intermitente o fluxo sanguíneo pode está aumentado devido a uma elevação da pressão sanguínea e ação de agentes vasodilatadores como oxido nítrico, adenosina e acetilcolina (Sjøgaard et al. 1988). Além disso, nosso estudo foi realizado com uma população de homens jovens e saudáveis, o que dificulta a extrapolação dos nossos achados para populações compostas por idosos, mulheres ou pessoas com alguma patologia.

### **Conclusões**

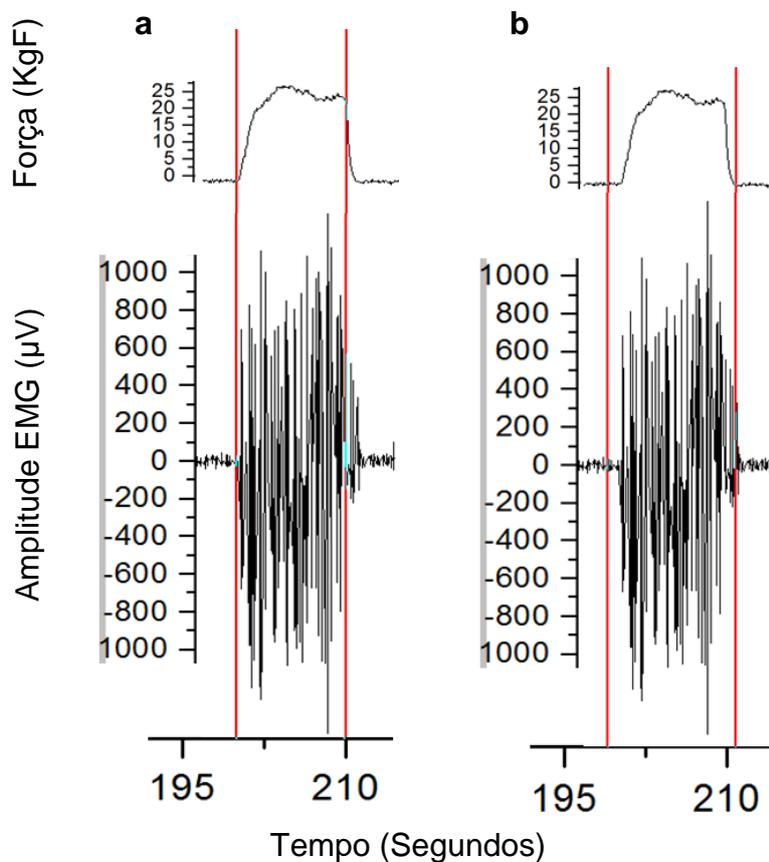
É possível concluir que maiores níveis de oclusão vascular resultam em menor tempo até a falha e que exercícios com maior duração induzem maior

redução de força após a falha. Adicionalmente, a aplicação de oclusão parcial durante o exercício de prensão manual isométrico intermitente parece gerar mais fadiga neuromuscular que a ausência de oclusão ou aplicação de oclusão total. Estudos futuros sobre comportamento da força e da atividade eletromiográfica durante a tarefa poderão adicionar informações sobre os mecanismos responsáveis pelos achados do presente estudo.

**Agradecimentos:** Os autores gostariam de agradecer a Bruno Ulisses Correia Sobreira pelas contribuições durante a coleta dos dados e a Rafael Moreira Sales pelas valiosas sugestões. Essa pesquisa teve suporte financeiro: FACEPE APQ 0821-4.08/08, CNPq e CAPES PROCAD/NF 791/09. Mikhail Santos Cerqueira gostaria de agradecer a coordenação de aperfeiçoamento de pessoal de nível superior (CAPES, Brasil), pela concessão de bolsa de estudos.



**Figura 1.** Demarcação por inspeção visual do início e fim da curva de força (linhas verticais). A falha na tarefa foi determinada quando a média de força no espaço demarcado não atingiu 30% da FIVM por duas contrações consecutivas. Fonte: acervo da pesquisa.



**Figura 2.** Demarcação visual do início e primeira quebra descendente da curva de força (linhas verticais) e da época correspondente no sinal de EMG bruto (a); Demarcação visual 1 segundo antes do início e 1 segundo depois da primeira quebra descendente da curva (b). Fonte: acervo da pesquisa.

**Tabela 1.** Características dos participantes (n=13). Valores expressos em Média  $\pm$  DP, máximo e mínimo.

Variável	Média $\pm$ DP	Mínimo	Máximo
Idade (anos)	21 $\pm$ 1,71	19	25
Altura (cm)	177 $\pm$ 6	170	187
Massa corporal (kg)	78,58 $\pm$ 9,50	61,50	91,80
IMC (kg m <sup>-2</sup> )	25,03 $\pm$ 1,98	21,28	28,47
PAS (mmHg)	120,15 $\pm$ 11,60	100	140
PAD (mmHg)	76,92 $\pm$ 7,51	70	90
POT (mmHg)	126,92 $\pm$ 10,52	110	145
POP (mmHg)	63,46 $\pm$ 5,26	55	72,5

IMC, Índice de massa corporal; CB, circunferência do braço; PAS, pressão arterial sistólica; PAD, pressão arterial diastólica; POT, pressão de oclusão total; POP, pressão de oclusão parcial; DP, desvio padrão.

**Tabela 2.** Valores de referência (antes do exercício) apresentados em Média  $\pm$  DP. n=13 para força; n=12 para EMG<sub>Fmed</sub> e EMG<sub>pico</sub>.

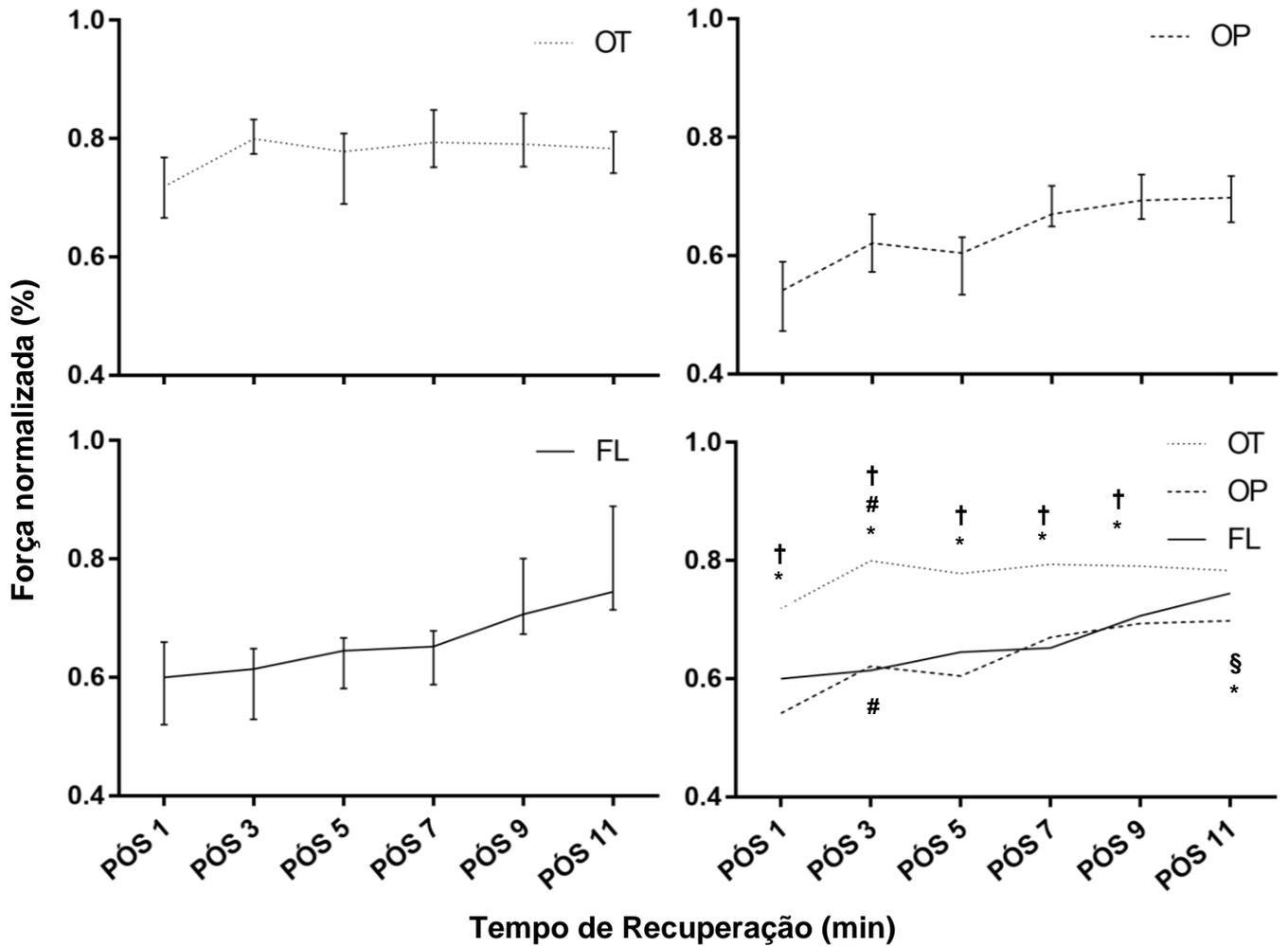
Variável	OT	OP	FL
Força (N)	445,33 $\pm$ 75,30	447,17 $\pm$ 79,43	448,08 $\pm$ 74,72
EMG <sub>Fmed</sub> (Hz)	116,86 $\pm$ 27,69	120,44 $\pm$ 28,71	118,16 $\pm$ 21,53
EMG <sub>pico</sub> ( $\mu$ V)	246,88 $\pm$ 163,97	252,31 $\pm$ 162,42	271,10 $\pm$ 163,44

N, newtons; OT, Oclusão total; OP, oclusão parcial; FL, fluxo livre; EMG<sub>Fmed</sub>, frequência mediana; EMG<sub>pico</sub>, pico do sinal EMG bruto; DP, desvio padrão. p > 0.05 para todas as variáveis (Teste de Friedman).

**Tabela 3.** Tempo até a falha na tarefa e número de repetições (n=13). Valores em mediana  $\pm$  intervalo interquartilico.

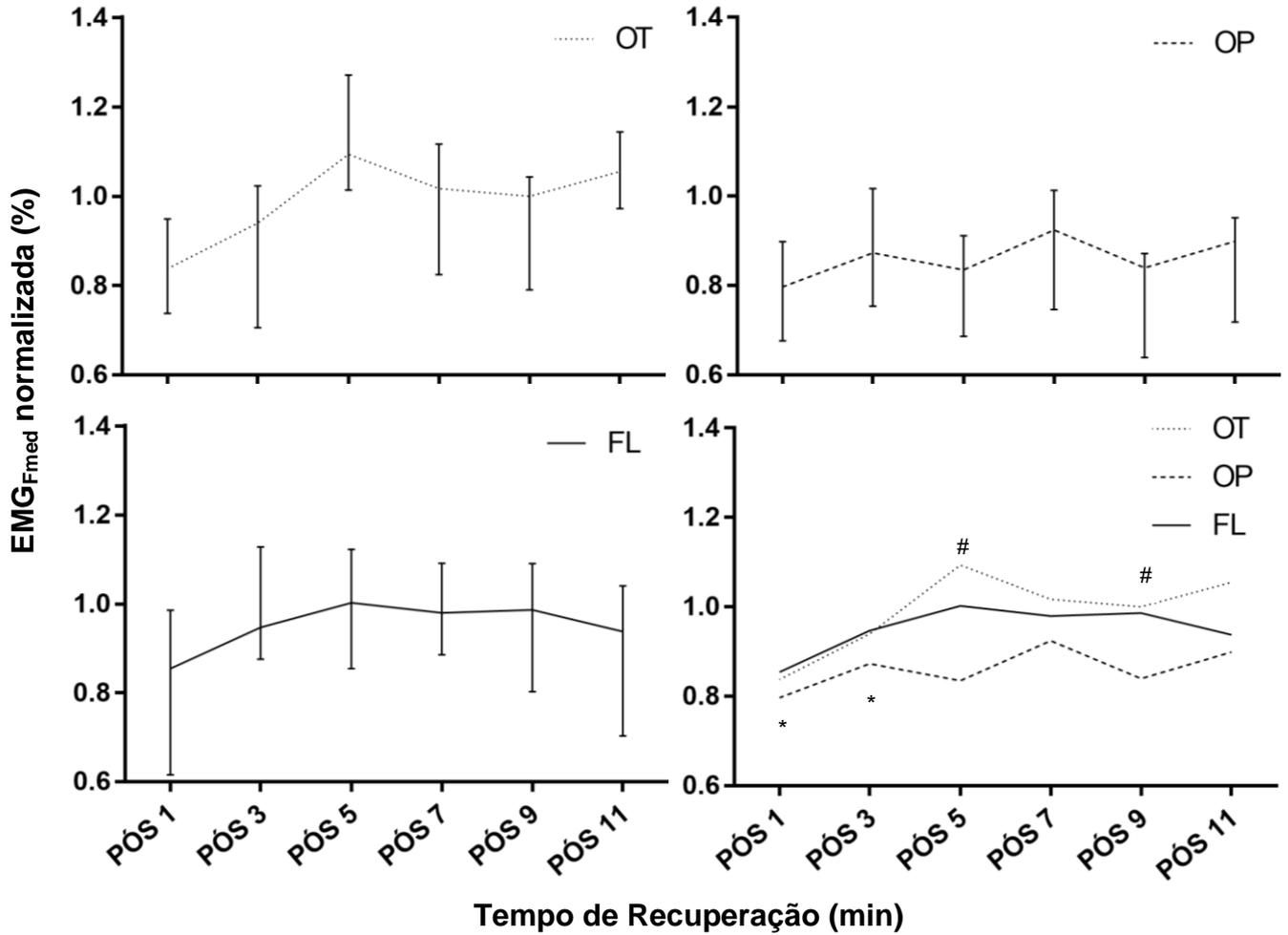
Variáveis	OT	OP	FL	p-valor		
				OTxOP*	OTxFL*	OPxFL*
Nº de repetições corrigido	10 $\pm$ 5	26 $\pm$ 14	34 $\pm$ 16	0,001	0,001	0,016
TFA corrigido (s)	100 $\pm$ 45	260 $\pm$ 140	340 $\pm$ 160	0,001	0,001	0,016
TFCC corrigido (s)	150 $\pm$ 68	390 $\pm$ 210	510 $\pm$ 240	0,001	0,001	0,016

OT, Oclusão total; OP, oclusão parcial; FL, fluxo livre; TFA, tempo até a falha considerando período de ação (10s); TFCC, Tempo até a falha considerando ciclo completo (15s); \* Teste de Friedman com pós-teste de Wilcoxon.



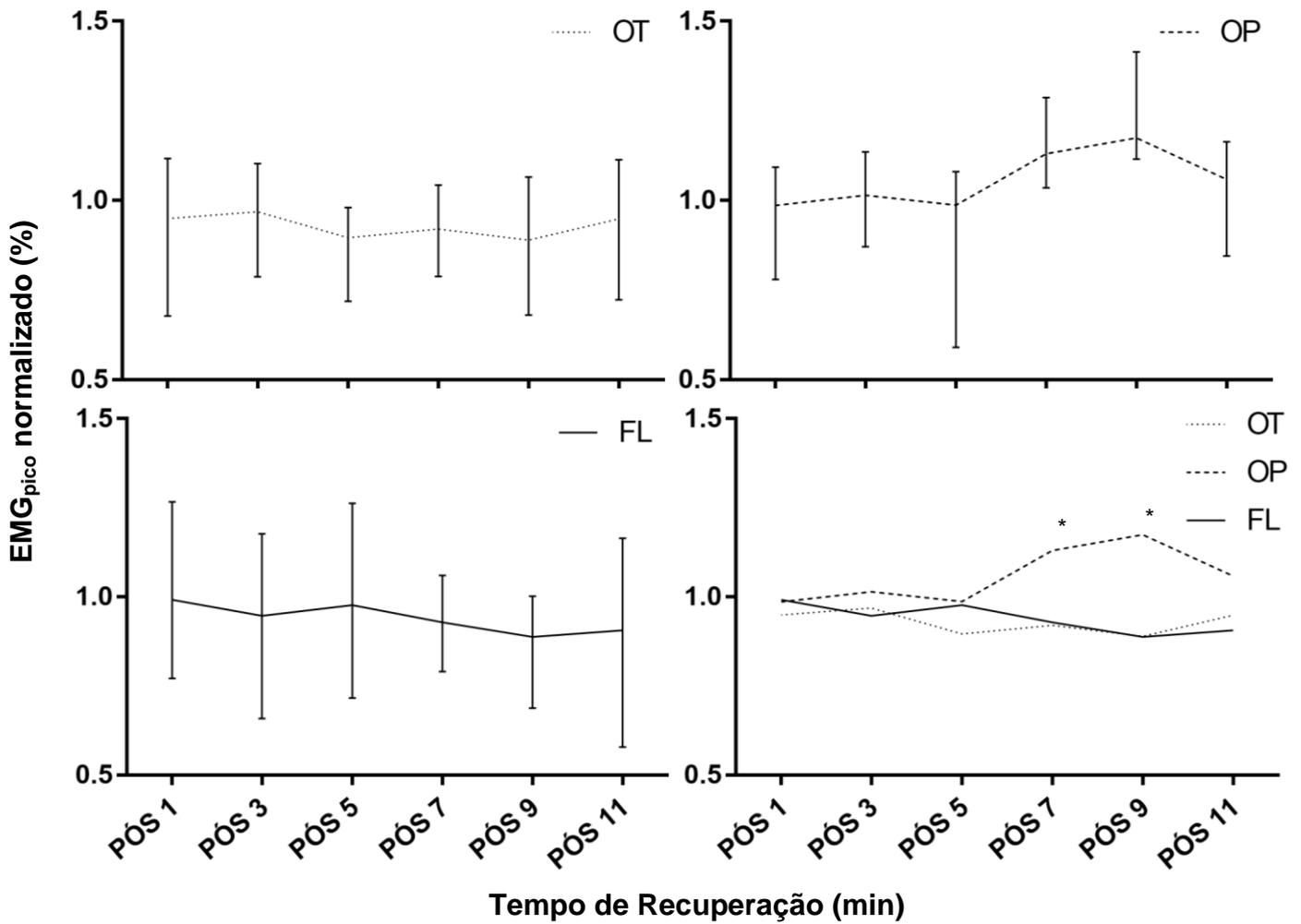
**Figura 3.** Força normalizada após a falha na tarefa.

\* Diferença significativa com relação ao momento PRÉ em todas as intervenções (Teste de Friedman com pós-teste de Wilcoxon). # Diferença significativa entre os momentos PÓS1 e PÓS 3 nas situações OT e OP (Teste de Friedman com pós-teste de Wilcoxon). † Diferença significativa na situação OT em relação à OP e FL (Teste de Wilcoxon). § Diferença significativa entre as situações OT e OP (Teste de Friedman com pós-teste de Wilcoxon). OT, oclusão total; OP, oclusão parcial; FL, fluxo livre. Valores expressos em mediana e intervalo interquartilico; O valor 1.0 representa a força máxima obtida antes do exercício (valor de base).



**Figura 4.** EMG<sub>Fmed</sub> normalizado depois da falha na tarefa.

\*Diferença significativa na situação OP com relação ao valor de base nos momentos PÓS 1 e PÓS 3 (Teste de Friedman com pós-teste de Wilcoxon). #Diferença significativa entre as situações OP e OT nos momentos PÓS 5 e PÓS 9 (Teste de Friedman com pós-teste de Wilcoxon). EMG<sub>Fmed</sub>, frequência mediana, OT, oclusão total; OP, oclusão parcial; FL, fluxo livre. Valores expressos em mediana e intervalo interquartil. O valor 1.0 representa a EMG<sub>Fmed</sub> obtida antes do exercício (valor de base).



**Figura 5.** EMG<sub>pico</sub> normalizado depois da falha na tarefa.

\* Diferença significativa na situação OP em relação às demais situações nos momentos PÓS 7 e PÓS 9 (Teste de Friedman com pós-teste de Wilcoxon). EMG<sub>pico</sub>, pico do sinal EMG bruto; OT, oclusão total; OP, oclusão parcial; FL, fluxo livre. Valores expressos em mediana e intervalo interquartilico. O valor 1.0 representa a EMG<sub>pico</sub> obtida antes do exercício (valor de base).

## Referências

- Abe T, Kearns CF, Sato Y (2006) Muscle size and strength are increased following walk training with restricted venous blood flow from the leg muscle, KAATSU-walk training. *J Appl Physiol* 100(5):1460–6.
- Amann M, Eldridge MW, Lovering AT, et al (2006) Arterial oxygenation influences central motor output and exercise performance via effects on peripheral locomotor muscle fatigue in humans. *J Physiol* 100(3):937-52.
- Amann M, Venturelli M, Ives SJ, et al (2013) Peripheral fatigue limits endurance exercise via a sensory feedback-mediated reduction in spinal motoneuronal output. *J Appl Physiol* 115(3):355–64.
- Barnes WS, Williams JH (1987) Effects of ischemia on myo-electrical signal characteristics during rest and recovery from static work. *Am J Phys Med* 66(5):249–263.
- Morais ATB, Cerqueira MS, Sales RM, Rocha T, Moura Filho AG (2016) Upper limbs total occlusion pressure assessment: Doppler ultrasound reproducibility and determination of predictive variables. *Clin Physiol Funct Imaging*. doi: 10.1111/cpf.12330
- Bigland-Ritchie BR, Dawson NJ, Johansson RS, Lippold OC (1986) Reflex origin for the slowing of motoneurone firing rates in fatigue of human voluntary contractions. *J Physiol* 379:451–459.
- Bryk FF, Dos Reis AC, Fingerhut D, et al (2016) Exercises with partial vascular occlusion in patients with knee osteoarthritis: a randomized clinical trial. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 24(5):1580-1586.
- Burd NA, West DWD, Staples AW, et al (2010) Low-load high volume resistance exercise stimulates muscle protein synthesis more than high-load low volume resistance exercise in young men. *PLoS One* 5(8): e12033.
- Cook SB, Clark BC, Ploutz-Snyder LL (2007) Effects of exercise load and blood-flow restriction on skeletal muscle function. *Med Sci Sports Exerc* 39(10):1708–13.
- Cook SB, Murphy BG, Labarbera KE (2013) Neuromuscular function after a bout of low-load blood flow-restricted exercise. *Med Sci Sports Exerc* 45(3):67–74.
- Cooke R, Pate E (1985) The effects of ADP and phosphate on the contraction of muscle fibers. *Biophys J* 48(5):789–98.
- Cooper RG, Edwards RH, Gibson H, Stokes MJ (1988) Human muscle fatigue: frequency dependence of excitation and force generation. *J Physiol* 397(1):585–599.
- De Luca CJ (1984) Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Crit Rev Biomed Eng* 11(4):251–279.
- Fabiato A, Fabiato F (1978) Effects of pH on the myofilaments and the sarcoplasmic reticulum of skinned cells from cardiac and skeletal muscles. *J Physiol* 276(1):233–55.

- Fatela P, Reis JF, Mendonca G V, et al (2016) Acute effects of exercise under different levels of blood-flow restriction on muscle activation and fatigue. *Eur J Appl Physiol* 116(5):985–95.
- Fitschen PJ, Kistler BM, Jeong JH, et al (2014) Perceptual effects and efficacy of intermittent or continuous blood flow restriction resistance training. *Clin Physiol Funct Imaging* 34(5):356–363.
- Greiner A, Esterhammer R, Bammer D, et al (2007) High-energy phosphate metabolism in the calf muscle of healthy humans during incremental calf exercise with and without moderate cuff stenosis. *Eur J Appl Physiol* 99(5):519–531.
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G (2000) Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 10(5):361–374.
- Hogan MC, Kohin S, Stary CM, Hepple RT (1999) Rapid force recovery in contracting skeletal muscle after brief ischemia is dependent on O<sub>2</sub> availability. *J Appl Physiol* 87(6):2225–2229.
- Holtermann A, Grönlund C, Karlsson JS, Roeleveld K (2009) Motor unit synchronization during fatigue: Described with a novel sEMG method based on large motor unit samples. *J Electromyogr Kinesiol* 19(2):232–241.
- Jobson SA, Hopker J, Arkesteijn M, Passfield L (2013) Inter- and intra-session reliability of muscle activity patterns during cycling. *J Electromyogr Kinesiol* 23(1):230–237.
- Karabulut M, Cramer JT, Abe T, et al (2010) Neuromuscular fatigue following low-intensity dynamic exercise with externally applied vascular restriction. *J Electromyogr Kinesiol* 20(3):440–447.
- Katsavelis D, Threlkeld JA (2014) Quantifying thigh muscle co-activation during isometric knee extension contractions: Within- and between-session reliability. *J Electromyogr Kinesiol* 24 (4):502–507.
- Komi P V., Tesch P (1979) EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 42(1):41–50.
- Larsson B, Månsson B, Karlberg C, et al (1999) Reproducibility of surface EMG variables and peak torque during three sets of ten dynamic contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 9(5):351–357.
- Libardi C, Chacon-Mikahil M, Cavaglieri C, et al (2015) Effect of Concurrent Training with Blood Flow Restriction in the Elderly. *Int J Sports Med* 36(5):395-9.
- Loenneke J, Abe T, Wilson J, et al (2012a) Blood flow restriction: An evidence based progressive model (Review). *Acta Physiol Hung* 99(3):235–250.
- Loenneke JP, Balapur A, Thrower AD, et al (2012b) Blood flow restriction reduces time to muscular failure. *Eur J Sport Sci* 12(3):238–243.
- Loenneke JP, Fahs CA, Rossow LM, et al (2012c) Effects of cuff width on arterial occlusion: implications for blood flow restricted exercise. *Eur J Appl Physiol*

112(8):2903–12.

- Loenneke JP, Thiebaud RS, Fahs CA, et al (2013) Blood flow restriction does not result in prolonged decrements in torque. *Eur J Appl Physiol* 113(4):923–31.
- Loenneke JP, Kim D, Fahs CA, et al (2015) Effects of exercise with and without different degrees of blood flow restriction on torque and muscle activation. *Muscle Nerve* 51(5):713–21.
- Madarame H, Neya M, Ochi E, et al (2008) Cross-transfer effects of resistance training with blood flow restriction. *Med Sci Sports Exerc* 40(3):258–63.
- Manimmanakorn A, Manimmanakorn N, Taylor R, et al (2013) Effects of resistance training combined with vascular occlusion or hypoxia on neuromuscular function in athletes. *Eur J Appl Physiol* 113(7):1767–1774.
- Manske R, Prohaska D (2010) Superior labrum anterior to posterior (SLAP) rehabilitation in the overhead athlete. *Phys Ther Sport* 11(4):110–121.
- Mattar MA, Gualano B, Perandini LA, et al (2014) Safety and possible effects of low-intensity resistance training associated with partial blood flow restriction in polymyositis and dermatomyositis. *Arthritis Res Ther* 16(5):1–8.
- McManus L, Hu X, Rymer WZ, et al (2015) Changes in motor unit behavior following isometric fatigue of the first dorsal interosseous muscle. *J Neurophysiol* 113(9):3186–96.
- Moritani T, Muro M, Nagata A (1986) Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *J Appl Physiol* 60(4):1179–1185.
- Moritani T, Sherman WM, Shibata M, et al (1992) Oxygen availability and motor unit activity in humans. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 64(6):552–6.
- Nakamaru Y, Schwartz A (1972) The influence of hydrogen ion concentration on calcium binding and release by skeletal muscle sarcoplasmic reticulum. *J Gen Physiol* 59(1):22–32.
- Neto GR, Santos HH, Sousa JBC, et al (2014) Effects of high-Intensity blood flow restriction exercise on muscle fatigue. *J Hum Kinet* 41:163–172.
- Ogasawara R, Loenneke JP, Thiebaud RS, Abe T (2013) Low-load bench press training to fatigue results in muscle hypertrophy similar to high-load bench press training. *Int J Clin Med* 4(2):114–121.
- Ohta H, Kurosawa H, Ikeda H, et al (2003) Low-load resistance muscular training with moderate restriction of blood flow after anterior cruciate ligament reconstruction. *Acta Orthop Scand* 74(1):62–68.
- Pierce JR, Clark BC, Ploutz-Snyder LL, Kanaley JA (2006) Growth hormone and muscle function responses to skeletal muscle ischemia. *J Appl Physiol* 101:1588–95.
- Pitcher JB, Miles TS (1997) Influence of muscle blood flow on fatigue during intermittent human hand-grip exercise and recovery. *Clin Exp Pharmacol Physiol* 24(7):471–6.
- Schettino L, Luz CPN, De Oliveira LEG, et al (2014) Comparison of explosive force

- between young and elderly women: Evidence of an earlier decline from explosive force. *Age* 36(2):893–898.
- Scott BR, Loenneke JP, Slattery KM, Dascombe BJ (2015) Exercise with blood flow restriction: an updated evidence-based approach for enhanced muscular development. *Sports Med* 45(3):313–25.
- Shinohara M, Kouzaki M, Yoshihisa T, Fukunaga T (1998) Efficacy of tourniquet ischemia for strength training with low resistance. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 77(1):189–91.
- Sjøgaard G, Savard G, Juel C (1988) Muscle blood flow during isometric activity and its relation to muscle fatigue. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 57(3):327–35.
- Takarada Y, Nakamura Y, Aruga S, et al (2000) Rapid increase in plasma growth hormone after low-intensity resistance exercise with vascular occlusion. *J Appl Physiol* 88(1):61–65.
- Takarada Y, Sato Y, Ishii N (2002) Effects of resistance exercise combined with vascular occlusion on muscle function in athletes. *Eur J Appl Physiol* 86(4):308–314.
- Taylor JL, Petersen N, Butler JE, Gandevia SC (2000) Ischaemia after exercise does not reduce responses of human motoneurons to cortical or corticospinal tract stimulation. *J Physiol* 525(3):793–801.
- van Grinsven S, van Cingel REH, Holla CJM, van Loon CJM (2010) Evidence-based rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 18(8):1128–44.
- Wernbom M, Augustsson J, Thomeé R (2006) Effects of vascular occlusion on muscular endurance in dynamic knee extension exercise at different submaximal loads. *J strength Cond Res* 20(2):372–377.
- Wernbom M, Järrebring R, Andreasson MA, Augustsson J (2009) Acute effects of blood flow restriction on muscle activity and endurance during fatiguing dynamic knee extensions at low load. *J Strength Cond Res* 23(8):2389–2395.
- Wernbom M, Paulsen G, Nilsen TS, et al (2012) Contractile function and sarcolemmal permeability after acute low-load resistance exercise with blood flow restriction. *Eur J Appl Physiol* 112(6):2051–2063.
- Wernbom M, Apro W, Paulsen G, et al (2013) Acute low-load resistance exercise with and without blood flow restriction increased protein signalling and number of satellite cells in human skeletal muscle. *Eur J Appl Physiol* 113(12):2953–65.

## ANEXO 1 - PHYSICAL ACTIVITY QUESTIONNAIRE (IPAQ)

QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA –  
VERSÃO CURTA -

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

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

Nós estamos interessados em saber que tipos de atividade física as pessoas fazem como parte do seu dia a dia. Este projeto faz parte de um grande estudo que está sendo feito em diferentes países ao redor do mundo. Suas respostas nos ajudarão a entender que tão ativos nós somos em relação à pessoas de outros países. As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividade física na **ÚLTIMA** semana. As perguntas incluem as atividades que você faz no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das suas atividades em casa ou no jardim. Suas respostas são **MUITO** importantes. Por favor responda cada questão mesmo que considere que não seja ativo. Obrigado pela sua participação !

Para responder as questões lembre que:

- atividades físicas **VIGOROSAS** são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar **MUITO** mais forte que o normal
- atividades físicas **MODERADAS** são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar **UM POUCO** mais forte que o normal

Para responder as perguntas pense somente nas atividades que você realiza **por pelo menos 10 minutos contínuos** de cada vez.

**1a** Em quantos dias da última semana você **CAMINHOU** por pelo menos 10 minutos contínuos em casa ou no trabalho, como forma de transporte para ir de um lugar para outro, por lazer, por prazer ou como forma de exercício?

dias \_\_\_\_ por **SEMANA** ( ) Nenhum

**1b** Nos dias em que você caminhou por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou caminhando **por dia**?

horas: \_\_\_\_ Minutos: \_\_\_\_

**2a.** Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **MODERADAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo pedalar leve na bicicleta, nadar, dançar, fazer ginástica aeróbica leve, jogar vôlei recreativo, carregar pesos leves, fazer serviços domésticos na casa, no quintal ou no jardim como varrer, aspirar, cuidar do jardim, ou qualquer atividade que fez aumentar

## ANEXO 1 - PHYSICAL ACTIVITY QUESTIONNAIRE (IPAQ)

**moderadamente** sua respiração ou batimentos do coração (**POR FAVOR NAO INCLUA CAMINHADA**)

dias \_\_\_\_\_ por **SEMANA** ( ) Nenhum

**2b.** Nos dias em que você fez essas atividades moderadas por pelo menos 10 minutos contínuos, quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades **por dia**?

horas: \_\_\_\_\_ Minutos: \_\_\_\_\_

**3a** Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **VIGOROSAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo correr, fazer ginástica aeróbica, jogar futebol, pedalar rápido na bicicleta, jogar basquete, fazer serviços domésticos pesados em casa, no quintal ou cavoucar no jardim, carregar pesos elevados ou qualquer atividade que fez aumentar **MUITO** sua respiração ou batimentos do coração.

dias \_\_\_\_\_ por **SEMANA** ( ) Nenhum

**3b** Nos dias em que você fez essas atividades vigorosas por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades **por dia**?

horas: \_\_\_\_\_ Minutos: \_\_\_\_\_

Estas últimas questões são sobre o tempo que você permanece sentado todo dia, no trabalho, na escola ou faculdade, em casa e durante seu tempo livre. Isto inclui o tempo sentado estudando, sentado enquanto descansa, fazendo lição de casa visitando um amigo, lendo, sentado ou deitado assistindo TV. Não inclua o tempo gasto sentado durante o transporte em ônibus, trem, metrô ou carro.

**4a.** Quanto tempo no total você gasta sentado durante um **dia de semana**?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_ minutos

**4b.** Quanto tempo no total você gasta sentado durante em um **dia de final de semana**?

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_ minutos

### PERGUNTA SOMENTE PARA O ESTADO DE SÃO PAULO

5. Você já ouviu falar do Programa Agita São Paulo? ( ) Sim ( ) Não

6.. Você sabe o objetivo do Programa? ( ) Sim ( ) Não

## ANEXO 1 - PHYSICAL ACTIVITY QUESTIONNAIRE (IPAQ)



### CLASSIFICAÇÃO DO NÍVEL DE ATIVIDADE FÍSICA IPAQ

**1. MUITO ATIVO:** aquele que cumpriu as recomendações de:

- a) VIGOROSA:  $\geq 5$  dias/sem e  $\geq 30$  minutos por sessão ou
- b) VIGOROSA:  $\geq 3$  dias/sem e  $\geq 20$  minutos por sessão + MODERADA ou CAMINHADA:  $\geq 5$  dias/sem e  $\geq 30$  minutos por sessão.

**2. ATIVO:** aquele que cumpriu as recomendações de:

- a) VIGOROSA:  $\geq 3$  dias/sem e  $\geq 20$  minutos por sessão; ou
- b) MODERADA ou CAMINHADA:  $\geq 5$  dias/sem e  $\geq 30$  minutos por sessão; ou
- c) Qualquer atividade somada:  $\geq 5$  dias/sem e  $\geq 150$  minutos/sem (caminhada + moderada + vigorosa).

**3. IRREGULARMENTE ATIVO:** aquele que realiza atividade física, porém, de forma insuficiente para ser classificado como ativo pois não cumpre as recomendações quanto à frequência ou duração. Para realizar essa classificação soma-se a frequência e a duração dos diferentes tipos de atividades (caminhada + moderada + vigorosa).

**4. SEDENTÁRIO:** aquele que não realizou nenhuma atividade física por pelo menos 10 minutos contínuos durante a semana.

#### Exemplos:

Indivíduos	Caminhada		Moderada		Vigorosa		Classificação
	F	D	F	D	F	D	
1	-	-	-	-	-	-	Sedentário
2	4	20	1	30	-	-	Irregularmente Ativo
3	3	30	-	-	-	-	Irregularmente Ativo
4	3	20	3	20	1	30	Ativo
5	5	45	-	-	-	-	Ativo
6	3	30	3	30	3	20	Muito Ativo
7	-	-	-	-	5	30	Muito Ativo

F = Frequência – D = Duração

## ANEXO 2 – INVENTÁRIO DE EDINBURG

### Teste de Dominância Motora Manual (OLDFIELD, 1971)

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

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

Marque com um X sua preferência na utilização da mão direita ou esquerda nas seguintes tarefas.

Quando a preferência for muito forte, usando a mão contrária apenas se for obrigado, marque XX.

Se você for indiferente na utilização da preferência manual, marque um X em cada coluna.

Algumas das atividades requerem as duas mãos. Nestes casos, a parte da tarefa ou objeto em que a preferência manual é solicitada está indicada entre parênteses.

Tarefa/Objeto	Mão Esquerda	Mão Direita
1. Escrever		
2. Desenhar		
3. Jogar/Arremessar		
4. Tesoura		
5. Escova de dentes		
6. Faca (sem o garfo)		
7. Colher		
8. Vassoura (mão superior)		
9. Acender um fósforo (fósforo)		
10. Abrir uma caixa (tampa)		
Total:	ME =	MD =
Total Acumulado:	TA = ME + MD =	
Diferença	D = MD – ME =	
Resultado	R = (D / TA) × 100 =	
Interpretação: (Sinistro: R < -40) (Ambidestro: -40 ≤ R ≤ +40) (Destro: R > +40)		

## ANEXO 3 – ARTIGO COMPLETO PUBLICADO EM PERIÓDICO

Clin Physiol Funct Imaging (2016)

doi: 10.1111/cpf.12330

# Upper limbs total occlusion pressure assessment: Doppler ultrasound reproducibility and determination of predictive variables

André T. Bezerra de Morais, Mikhail Santos Cerqueira, Rafael Moreira Sales, Taciano Rocha and Alberto Galvão de Moura Filho

Department of Physiotherapy, Federal University of Pernambuco, Recife, Brazil

### Summary

#### Correspondence

Alberto Galvão de Moura Filho, Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de Pernambuco – UFPE, Jorn. Aníbal Fernandes av. s/n Cidade Universitária, Recife 50740 – 560, Brasil  
Email: albertomoura@hotmail.com

#### Accepted for publication

Received 7 August 2015;  
accepted 29 October 2015

#### Key words

agreement; blood flow restriction; blood pressure; optimal occlusion pressure; ultrasonography

Total occlusion pressure (TOP) is an important variable to ischaemic exercise training because the optimal pressure of flow restriction (OPR), applied during this exercise modality, is derived from it. Despite the common use of Doppler ultrasound (DU) to determine the TOP, the reproducibility of this assessment was not evaluated yet. Given this, the objective was to evaluate the reproducibility of DU for the measurement of TOP in upper limbs and determine the predictive variables. Thirteen male volunteers attended three times to the laboratory. On the 1st day, we assessed arm circumference (AC), systolic blood pressure (SBP) and diastolic (DBP), and brachial artery TOP. On 2nd and 3rd days, only TOP was assessed. We found a coefficient of variation of 5.6% and an intraclass correlation coefficient of 0.795 for the DU. In the analysis of TOP predictive variables, the Spearman coefficients (R) were 0.813 (SBP), 0.786 (DBP) and 0.388 (AC). Therefore, these results support that DU has good reproducibility for the TOP and that SBP and DBP should be considered to the determination of TOP in upper limbs.

### Introduction

According to the American College of Sports Medicine (ACSM), during resistance training, at least 70% of one repetition maximum (1RM) is required to achieve muscle hypertrophy (ACSM, 2009). However, in clinical practice, maximum loads can be contraindicated or limit adherence to some populations like elderly and postoperative subjects (Ohta *et al.*, 2003; Hylden *et al.*, 2015; Yasuda *et al.*, 2015).

Some studies have shown that ischaemic exercise, characterized by applying a pressure cuff proximal to the exercised limb, combined with low-intensity exercise ( $\approx 20\%$  of 1RM), is able to increase strength and muscle mass (Abe *et al.*, 2006; Cook *et al.*, 2007; Madarame *et al.*, 2008). Literature suggests that an interaction of various metabolic, hormonal and neuromuscular factors has influence on strength and muscle hypertrophy (Wernbom *et al.*, 2008).

Despite this exercise modality benefits, the determination of optimal pressure of flow restriction (OPR) in ischaemic exercise studies, remains a limitation (Loenneke *et al.*, 2012a). Pressures between 40% and 50% of total occlusion pressure (TOP) are indicated to optimize muscle activity without increasing risk of injury (Loenneke *et al.*, 2014a). Therefore,

the determination of TOP is an important factor that should be considered when prescribing ischaemic exercise (Loenneke *et al.*, 2014b).

In order to avoid the application of arbitrary pressures during ischaemic exercises, TOP has been determined by Doppler ultrasound (DU; Loenneke *et al.*, 2012b, 2013, 2014b). Thereby, based on TOP, it is possible to calculate OPR (Mattar *et al.*, 2014). However, some studies have determined the TOP before the start of training and considered it throughout all procedure. This included periods of 2 sessions, 18 sessions and even 48 sessions (Fahs *et al.*, 2014; Vechin *et al.*, 2014; Libardi *et al.*, 2015). Despite the reliability of DU measurement of brachial artery diameter (Meirelles *et al.*, 2007; Cosio-Lima *et al.*, 2008), the reproducibility to assess TOP has not been explored yet.

During the practice of ischaemic exercise, access to DU as a TOP assessment method can be a limitation, due to high costs. Given this, to enable a safe and efficient application of ischaemic exercise in clinical practice, alternatives for OPR determination are required.

One of the major variables that influence the determination of the TOP is the width of the cuff. Wider cuffs demand lower pressures to restrict blood flow (Loenneke *et al.*, 2013).