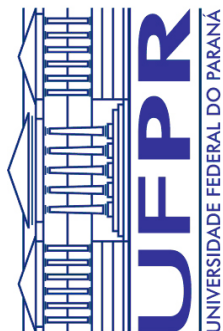
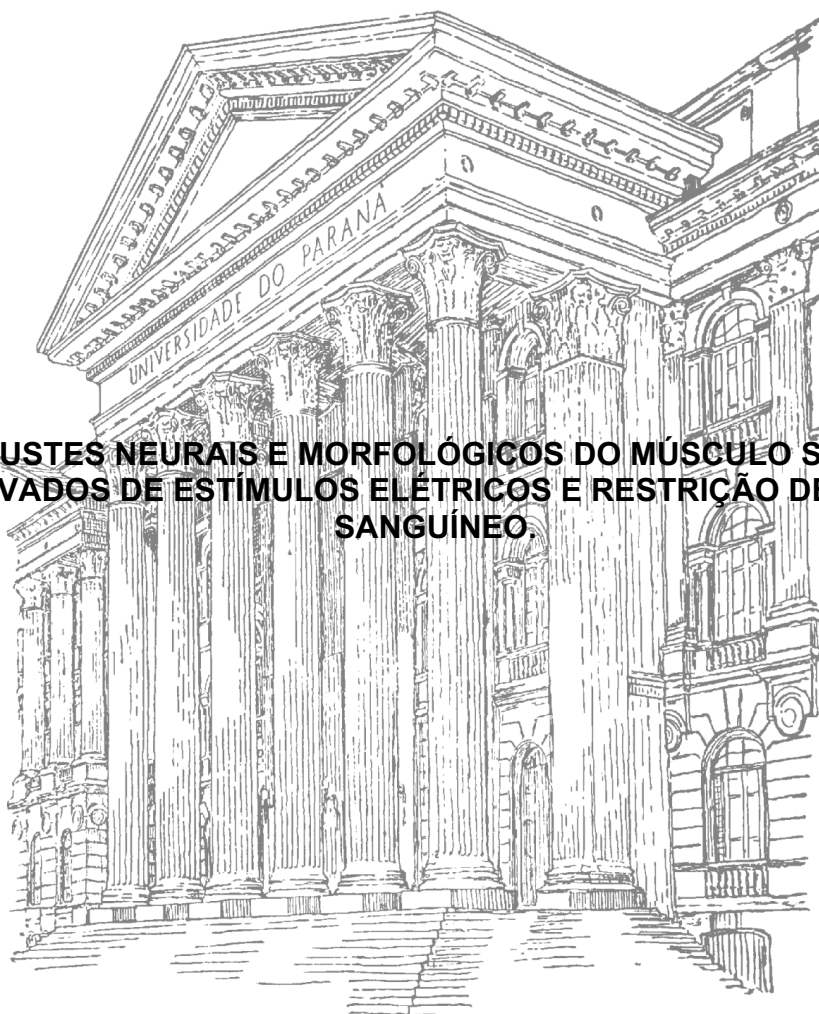


UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ  
SETOR DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOLOGIA HUMANA

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

GABRIEL HUNZICKER SKIBA

**AJUSTES NEURAIS E MORFOLÓGICOS DO MÚSCULO SÓLEO  
DERIVADOS DE ESTÍMULOS ELÉTRICOS E RESTRIÇÃO DE FLUXO  
SANGUÍNEO**



CURITIBA, 2016



Ministério da Educação  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ  
Setor de Ciências Biológicas  
Departamento de Fisiologia  
Programa de Pós-Graduação em Fisiologia



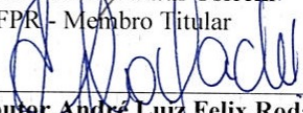
### Ata da defesa de dissertação de mestrado de GABRIEL HUNZICKER SKIBA

Ao primeiro dia do mês de julho do ano de dois mil e dezesseis, foi realizada no departamento de Educação Física no Setor de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Paraná, a defesa de dissertação do mestrando **GABRIEL HUNZICKER SKIBA**, intitulada “AJUSTES NEURAIS E MORFOLÓGICOS DO MÚSCULO SÓLEO DERIVADOS DE ESTÍMULOS ELÉTRICOS E RESTRIÇÃO DE FLUXO SANGUÍNEO”. A abertura teve início às 09h30min pelo Presidente da Banca Examinadora e Orientador do candidato, Professor Doutor André Luiz Felix Rodacki. O Presidente apresentou ao público presente os membros da banca examinadora e logo passou a palavra ao aluno, para que fizesse uma apresentação sucinta de sua dissertação. Após a explanação oral, o Professor Doutor André Luiz Felix Rodacki passou à palavra ao primeiro examinador, Professor Doutor Eddy Krueger do Departamento de Anatomia da UEL. Na sequência, passou a palavra ao segundo examinador, Professor Doutor Raul Osiecki do Departamento de Educação Física da UFPR. O aluno respondeu as perguntas dos examinadores e se posicionou frente às críticas. Findas as arguições pelos demais membros da banca, o Presidente, Professor Doutor André Luiz Felix Rodacki fez uma rápida apreciação das conclusões mais importantes dos debates realizados e comunicou que a Banca Examinadora iria reunir-se em sessão secreta para discussão e atribuição dos conceitos. Os trabalhos foram interrompidos por cinco minutos. Após haver analisado o referido trabalho e argüido o candidato, os membros da banca examinadora reunidos em sessão secreta deliberaram pela “APROVAÇÃO”, habilitando-o ao título de Mestre em Fisiologia, condicionada à implementação das correções sugeridas pelos membros da banca examinadora e ao cumprimento integral das exigências estabelecidas no Art. 59º do Regimento interno deste Programa de Pós-Graduação. Eu, Professor Doutor André Luiz Felix Rodacki, Presidente da Banca Examinadora lavrei a presente ata, da qual assino juntamente com os senhores examinadores.

Curitiba, 01 de julho de dois mil e dezesseis.

  
\_\_\_\_\_  
**Professor Doutor Eddy Krueger**  
UEL - Membro Titular

  
\_\_\_\_\_  
**Professor Doutor Raul Osiecki**  
UFPR - Membro Titular

  
\_\_\_\_\_  
**Professor Doutor André Luiz Felix Rodacki**  
UFPR - Orientador e Presidente da Banca Examinadora

Centro Politécnico – Caixa Postal 19031 – CEP: 81531-990 – Curitiba/PR  
Telefones: (41) 3361-1714 – Fax (41) 3361-1714 – fisiologia@ufpr.br  
www.bjo.ufpr.br



Ministério da Educação  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ  
Setor de Ciências Biológicas  
Departamento de Fisiologia  
Programa de Pós-Graduação em Fisiologia



## PARECER

Os abaixo-assinados, membros da Banca Examinadora da Defesa de Dissertação de Mestrado, a qual se submeteu **GABRIEL HUNZICKER SKIBA** para fins de obter o título de Mestre em Fisiologia pela Universidade Federal do Paraná, são de parecer unânime à APROVAÇÃO do acadêmico.

A obtenção do título está condicionada à implementação das correções sugeridas pelos membros da banca examinadora e ao cumprimento integral das exigências estabelecidas no Regimento interno deste Programa de Pós-Graduação.

Curitiba, 01 de julho de 2016.

*Eddy Krueger*

\_\_\_\_\_  
**Professor Doutor Eddy Krueger**  
UEL - Membro Titular

*Raul Osiecki*  
\_\_\_\_\_  
**Professor Doutor Raul Osiecki**  
UFPR - Membro Titular

*Andre Luiz Felix Rodacki*  
\_\_\_\_\_  
**Professor Doutor Andre Luiz Felix Rodacki**  
UFPR - Orientador e Presidente da Banca Examinadora

GABRIEL HUNZICKER SKIBA

**AJUSTES NEURAIS E MORFOLÓGICOS DO MÚSCULO SÓLEO DERIVADOS DE ESTÍMULOS ELÉTRICOS E RESTRIÇÃO DE FLUXO SANGUÍNEO.**

Dissertação apresentada como requisito para a obtenção do grau de Mestre em Fisiologia, curso de Pós-graduação em Fisiologia, Setor de Ciências Biológicas, Universidade Federal do Paraná.

**Orientação:** Prof. Dr. André L. F. Rodacki.

CURITIBA, 2016

## AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, por me colocarem sempre antes deles.  
Obrigado pai, pelo exemplo do esforço, comprometimento e determinação. Aprendi e levarei para sempre. Sou competente graças à você.  
Mamãe, obrigado pela força nas minhas dificuldades, compreensão e tolerância. Por estar do meu lado sempre e por todas as conversas. Você me dá ânimo para encarar as dificuldades e seguir em frente!  
Amo vocês, mas aviso que, mesmo Mestre, continuarei andando descalço pela casa.

Ao meu vô Genor, pela inspiração de ser um grande Professor e Cientista.

À minha noiva Carol, única que entende a minha Fisiologia. Obrigado meu amor, pela parceria e constante troca de conhecimentos.

Ao meu grande Mestre: Marcos Crozetta. Acima de todos os professores, me ensinou a encarar uma sala de aula. Teve a habilidade de me convencer que um ser humano é capaz de mesmo com 10 aulas por dia, seguir com o Mestrado. Demorei mas acreditei.

À locomotiva do Laboratório de Comportamento Motor: Fer, Rô, Arthur, Angélica, Rê, André, Paula, Nathália, Ronaldinho, Joice e Sabine, pelo bom humor de sempre e as melhores festas. Morretes estará sempre de portas abertas!

Aos guerreiros de pesquisa: Dr. Eddy, por ser um grande líder, reconhecendo esforços, distribuindo tarefas e colocando a mão na massa como ninguém. Ao pequeno grande cientista Benny, pelo auxílio nas coletas.  
Ao Dr. Sérgio. Sua paciência, calma e excelente didática era o de menos, perto de nossas conversas sobre a vida.

Ao meu orientador Dr. André Rodacki, pelo tempo dedicado à minha formação científica e por acreditar em mim. Grande exemplo de um pensamento lógico e articulado para expressar com qualidade as informações. Ainda aprendo a desenvolver o torque de um guindaste com uma única perna em flexão de 90 graus no Isocinético. Acho que preciso de um Doutorado para isso.

À Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, (USP) - Dr Carlos Ugrinowitch e Dra. Eugênia pelas técnicas e sugestões dessa dissertação. À UniBrasil, por fornecer a “faca e o queijo”, viabilizando nossa pesquisa.

Aos Diretores e Coordenadores dos cursos: Colégio Integral, Apogeu, Dom Bosco, Unificado, Bagozzi, Stella Maris, Opus Master, Leão XIII, Naim, Dinâmico, Domínio e Editora Positivo que durante esta trajetória abriram mão de várias aulas, dias e semanas para que eu pudesse aprender novas técnicas, ministrar palestras, realizar cursos, apresentar artigos, participar de Simpósios e Congressos e em fim, concluir o Mestrado.

Às minhas hérnias de disco e dores nas costas, troféus da minha dedicação.

## RESUMO

Os ajustes neurais decorrentes do exercício físico são importantes fatores para o incremento de força, especialmente nos estágios iniciais de treinamento. Entretanto, pouco se sabe sobre as adaptações neurais ocorridas em contrações involuntárias evocadas por eletroestimulação neuromuscular (EENM) associadas a restrição de fluxo sanguíneo (RFS). O objetivo do estudo é investigar e comparar possíveis ajustes neurais e morfológicos no músculo sóleo decorrentes de treinamento de RFS combinado a EENM. Participaram do estudo 7 jovens saudáveis do sexo masculino ( $22,12 \pm 3,522$  anos;  $70,97 \pm 13,94$  kg;  $1,76 \pm 0,053$  m). O protocolo de treinamento foi aplicado durante 6 semanas, sendo 3 sessões semanais, totalizando 18 sessões, composto por 3 séries de plantiflexão com intervalos de 1 min, realizados na máquina plantiflexora. O eletroestimulador foi programado para evocar contrações unilaterais de baixa intensidade (20% da CIVM) combinado com um manguito de ar inflado a 100 mmHg, sustentado durante as sessões e intervalos. Determinou-se o membro inferior dominante como grupo experimental (EXP) e o membro contralateral como controle (CON). Foram avaliadas a contração isométrica voluntária máxima (CIVM), espessura muscular (EM), frequência mediana (FM) e a relação  $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$ , registrados por célula de carga, ultrassom e eletromiografia, realizados antes (PRÉ) e após (PÓS) a intervenção. Foi realizado o teste de Shapiro-Wilk para os dados que corroboraram com a distribuição não-paramétrica. O teste Friedman foi usado para testar amostras pareadas dependentes, com nível de significância de  $p < 0.05$ . Não houveram diferenças significativas para a CIVM, EM, FM e para a relação  $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$  entre os grupos e nas condições pré e pós. Esses resultados podem ser explicados pela composição morfológica e neural do músculo sóleo, composto por fibras oxidativas, pouco responsáveis à hipertrofia e força, sob treinos metabólicos. Assim a combinação de treinos a partir de EENM associados à RFS aplicado no músculo sóleo parece não ser a melhor alternativa para produzir respostas hipertróficas e incrementos de força do músculo sóleo em jovens.

**Palavras-chave:** Ajustes neurais, força, restrição de fluxo sanguíneo, eletroestimulação neuromuscular.

## ABSTRACT

Neural adjustments from exercise are important factors to increase strength, especially in early stages of training. However, little is known about the neural adaptations occurred in involuntary contractions evoked by neuromuscular electrical stimulation (NMES) associated with blood flow restriction (BFR). This study aimed to compare neural and morphological adjustments arising from RFS training combined NMES applied on the soleus muscle. Seven healthy young males ( $22.1 \pm 3.5$  years;  $70.9 \pm 13.9$  kg,  $1.76 \pm 0.05$ m) participated in this study. The training protocol was applied for 6 weeks, 3 sessions per week, in which 3 series of plantiflexor exercises were performed. The NMES stimulus was designed to evoke low intensity unilateral contractions (20% of CIVM), while BFR was imposed by an air cuff inflated to 100 mmHg. The dominant limb was chosen as the experimental (EXP) and the contralateral limb as the control (CON). Maximal voluntary isometric contraction (MVIC), muscle thickness (MS), median frequency (MF) and the ratio  $H_{\max}/M_{\max}$  were assessed before and after training. Shapiro-Wilk test was performed on data to corroborate the non-parametric distribution. The Friedman test was used to test dependent paired samples was applied. There were no significant differences for CIVM, MS, FM, REM and the ratio  $H_{\max}/M_{\max}$  between the groups and the pre and post conditions. These results can be explained by morphological and neural composition of the soleus muscle, composed of oxidative fibers, little responsive to hypertrophy and strength in metabolic training. The combination of training from NMES associated with RFS applied to the soleus muscle caused small hypertrophic responses and increments soleus muscle strength in young healthy subjects.

**Key-words:** neural adjustments, strength, blood flow restriction, neuromuscular electrical stimulation.

**LISTA DE ILUSTRAÇÕES**

<b>Figura 1:</b> Regiões para aplicação do manguito.....	14
<b>Figura 2:</b> Manguito utilizado para restrição de fluxo sanguíneo.....	15
<b>Figura 3:</b> Eletroestimulador utilizado no estudo .....	17
<b>Figura 4:</b> Eletrodos autoadesivos.....	17
<b>Figura 5:</b> Modelo representativo de ajustes supramedulares .....	19
<b>Figura 6:</b> Sensores eletromiográficos e eletromiógrafo.....	21
<b>Figura 7:</b> Mecanismo representativo do reflexo H.....	22
<b>Figura 8:</b> Desenho experimental do estudo .....	24
<b>Figura 9:</b> Cadeira plantiflexora .....	27
<b>Figura 10:</b> Resultados da Contração voluntária isométrica máxima.....	30
<b>Figura 11:</b> Resultados da Espessura muscular.....	31
<b>Figura 12:</b> Resultados da frequência mediana.....	32
<b>Figura 13:</b> Resultados da relação Elétrica $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$ .....	33

**LISTA DE ABREVIATURAS**

**CIVM** – Contração isométrica voluntária máxima

**EENM** – Eletroestimulação neuromuscular

**EM** – Espessura muscular

**FD** – Frequência de disparos

**FM** – Frequência mediana

**H<sub>máx</sub>/M<sub>máx</sub>** – Relação elétrica reflexo H máximo / onda M máxima

**MCV** – Máxima contração voluntária

**OV** – Oclusão vascular

**RFS** – Restrição de fluxo sanguíneo

**RM** – Repetição máxima

**US** - Ultrassom

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>9</b>
<b>2. OBJETIVOS E HIPÓTESES .....</b>	<b>11</b>
2.1. OBJETIVO GERAL .....	11
2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	11
2.3. HIPÓTESES.....	11
<b>3. REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>12</b>
3.1. TREINAMENTO DE FORÇA DE ALTA INTENSIDADE.....	12
3.2. TREINAMENTO COM RESTRIÇÃO DE FLUXO SANGUÍNEO .....	13
3.3. ELETROESTIMULAÇÃO NEUROMUSCULAR (EENM).....	16
3.4. AJUSTES NEURAIS .....	18
3.4.1. EXCITABILIDADE SUPRA-MEDULAR . FREQUÊNCIA DE DISPAROS.....	20
3.4.2. EXCITABILIDADE MEDULAR .....	21
<b>4. MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>24</b>
4.1 SUJEITOS .....	24
4.2. DESENHO DO EXPERIMENTO.....	24
4.3. PROTOCOLOS DE MEDIDA.....	25
4.3.1. AVALIAÇÃO DA FORÇA.....	25
4.3.2. AVALIAÇÃO MORFOLÓGICA – ESPESSURA MUSCULAR .....	26
4.3.3. ELETROMIOGRAFIA .....	26
4.3.4. RELAÇÃO $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$ .....	27
4.3.5. FREQUÊNCIA MEDIANA DE DISPAROS .....	27
4.4 PROTOCOLOS DE TREINAMENTO.....	28
4.4.1. EENM – ELETROESTIMULAÇÃO NEUROMUSCULAR.....	28
4.4.2. RESTRIÇÃO DE FLUXO SANGUÍNEO .....	29
4.5. ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	29
<b>5. RESULTADOS.....</b>	<b>30</b>
<b>4. DISCUSSÃO .....</b>	<b>34</b>
<b>6. CONCLUSÕES .....</b>	<b>40</b>
<b>7. REFERÊNCIAS.....</b>	<b>41</b>
<b>8. ANEXO 1 .....</b>	<b>48</b>

## 1. INTRODUÇÃO

O treinamento resistido é uma das formas mais utilizadas para promover aumentos de espessura, massa e força muscular (HAKKINEN *et al.*, 2001). Esses aumentos ocorrem em resposta a um conjunto de exercícios em que a resistência é gradualmente incrementada (>65% de uma repetição máxima – 1RM) e o número de repetições é reduzido ao longo do período de treinamento (PADILLA, 2014). Exercícios com baixa resistência (<60% de 1RM) e elevado número de repetições apresentam menores ganhos de força e área de secção transversa (KRAEMER, 2004). Assim, ganhos de força e massa muscular são obtidos através de programas de treinamento que envolvem elevada intensidade e um reduzido número de repetições.

Na última década, alguns estudos (SATO *et al.*, 2005; YASUDA, 2012; LAURENTINO, 2008) revelaram que aumentos de força e volume muscular também ocorrem em resposta a exercícios de pequena intensidade (20% de 1RM) quando combinados a restrição do fluxo sanguíneo (RFS). De fato, tais exercícios podem prover ganhos de força e hipertrofia equivalentes aqueles que utilizam altas cargas e poucas repetições (KUBO *et al.*, 2006; TAKARADA, 2000). A baixa intensidade dos exercícios realizados com RFS permite que as microlesões e as respostas inflamatórias associadas sejam pequenas (POPE, 2013) e constituem uma importante vantagem quando comparadas aos exercícios convencionais de força.

Algumas hipóteses têm sido sugeridas para explicar os ganhos de massa muscular e força derivados do treinamento com RFS que incluem aumento na liberação de hormônios, aumento na produção e liberação de óxido nítrico além do bloqueio da miostatina (YASUDA, 201). Além da liberação de hormônios, existem evidências de que o acúmulo de prótons resultantes da dificuldade de remoção de catabólitos, cause aumentos no recrutamento de unidades motoras de alto limiar – fibras rápidas (TAKARADA, 2000; MILLER, 1996; DEBOLD, 2012; MORITANI, 1992; SUNDBERG, 1994 YASUDA *et al.*, 2005). Além disso, Yasuda e colaboradores (2006) demonstraram que a ativação muscular não é maior apenas nos músculos que foram diretamente submetidos a oclusão sanguínea, mas também em músculos adjacentes. Portanto, parece que os ganhos de força não decorrem apenas de incrementos hipertróficos, mas também são influenciados por ajustes neurais evocados pelas contrações voluntárias demandadas durante os exercícios.

A estimulação elétrica neuromuscular de superfície (EENM) também tem sido empregada com a finalidade de aumentar a capacidade contrátil a partir de contrações musculares de baixa intensidade (TRIMBLE & ENOKA, 1991). Apontada como capaz de incrementar a ativação de fibras rápidas (AGNE, 2005) também é capaz de prover ganhos de massa muscular (hipertrofia) em idosos (ALTUBASI, 2006). Além disso, a EENM também apresenta potencial para desempenhar modificações neurais. Alguns estudos tem demonstrado melhorias sobre o reflexo H e maior eficiência muscular (SCHABRUN *et al.*, 2012; BERGQUIST *et al.*, 2011). Comumente utilizada, a EENM atua na reabilitação motora em pacientes com acidente vascular cerebral (TAKAHASHI *et al.*, 2012) por induzir uma neuroplasticidade combinada à uma reorganização funcional em vias neuromotoras aferentes (CHANG *et al.*, 2011). Dessa forma, pode-se supor que a EENM possa contribuir com efeitos aditivos nas respostas de treinamentos que envolvam restrição de fluxo sanguíneo.

Recentemente, Natsume e colaboradores (2015) realizaram um estudo que envolveu a RFS associado a EENM. Naquela pesquisa, os protocolos associados de treinamento resultaram em ganhos de força (de ~7% em contrações dinâmicas a ~14% em contrações isométricas máximas), bem como de massa muscular (~3.9%) em músculos de contração rápida. Os autores concluíram que esses protocolos são suficientes para provocar ganhos de força e de massa muscular, todavia, não foram analisadas variáveis que possibilitem determinar a contribuição derivadas de ajustes neurais. Portanto, são necessários estudos que analisem os efeitos do treinamento combinado de restrição do fluxo sanguíneo e EENM sobre ajustes neurais.

Apesar de relatos na literatura indicarem acréscimos de força e hipertrofia a partir de RFS em músculos predominantemente rápidos, não se sabe se tais efeitos são extensivos a músculos que são predominantemente formados por fibras oxidativas (lentas), menos responsivas à hipertrofia e ganhos de força do que músculos de fibras glicolíticas (rápidas). Dessa forma, o presente estudo visou determinar o efeito do treinamento combinado de RFS e EENM sobre os ajustes hipertróficos e neurais de músculos de natureza oxidativa.

## **2. OBJETIVOS E HIPÓTESES**

Para que o objetivo geral do estudo fosse atingido, um conjunto de objetivos específicos foi elaborado.

### **2.1. OBJETIVO GERAL**

O objetivo geral do estudo é investigar e comparar os ajustes neurais e morfológicos no músculo sóleo decorrentes de treinos a partir de RFS combinados com EENM em jovens.

### **2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Determinar os ganhos de força do músculo sóleo antes (pré) e após (pós) um treinamento combinado de eletroestimulação transcutânea e oclusão do fluxo sanguíneo;
- Determinar os ganhos hipertróficos do músculo sóleo antes (pré) e após (pós) um treinamento combinado de eletroestimulação transcutânea e oclusão do fluxo sanguíneo;
- Determinar os ajustes neurais do músculo sóleo antes (pré) e após (pós) um treinamento combinado de eletroestimulação transcutânea e oclusão do fluxo sanguíneo.

### **2.3. HIPÓTESES**

H<sub>1</sub>- A combinação dos treinos eletroestimulatório neuromuscular e restrição de fluxo sanguíneo proverá ganhos de força no músculo sóleo do membro treinado, comparado ao membro controle e ao início do treinamento.

H<sub>2</sub>- A combinação dos treinos eletroestimulatório neuromuscular e restrição de fluxo sanguíneo proverá ganhos hipertróficos no músculo sóleo do membro treinado, comparado ao membro controle e ao início do treinamento.

H<sub>3</sub>- Haverá aumento da relação  $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$  do membro treinado comparado às análises pré-treino.

### 3. REVISÃO DE LITERATURA

#### 3.1. TREINAMENTO DE FORÇA DE ALTA INTENSIDADE

O treinamento de força de alta intensidade tem sido a forma de treinamento mais executada para aumento da massa e força muscular (HAKKINEN et al., 2001). Esses aumentos decorrem por meio de um conjunto de exercícios em que a resistência é gradualmente incrementada (>65% de 1 RM) e o número de repetições é reduzido ao longo do programa de treinamento, reconhecidos então como “exercícios de força” (PADILLA, 2014). Os protocolos que visam o desenvolvimento de força muscular diferem de outros de natureza aeróbica (ex., elevado número de repetições com baixa intensidade - < 60% de 1RM), em que os resultados de força ou hipertrofia são nitidamente menores (ANTONIO, 2000; KRAEMER, 2004). As modificações fisiológicas consequentes do treinamento resistido sugerem que as variáveis como sobrecarga mecânica, alterações hormonais e metabólicas podem de forma isolada ou integrada responder pelos aumentos de força, área de secção transversa e modulações neurais (ACSM, 2009). Certos mecanismos discutidos envolvem a ativação de células-satélite por microlesões (MCDUGALL, 1984; KRAEMER, 2002) e um potente recrutamento de unidades motoras decorrente de ajustes neurais (SCHOENFELD, 2013).

As microlesões derivadas dos estímulos físicos aplicados durante o exercício induzem à uma resposta hipertrófica. Essas consistem em pequenos danos musculares (notadas nas linhas Z, sarcolema, retículo sarcoplasmático, lâmina basal, mitocôndrias e tecido conectivo) que desencadeiam uma sequência aguda de reações. Essa sequência induz uma resposta inflamatória via macrófagos que secretam fatores de crescimento e estimulam as células-satélite e, conseqüentemente, conduzem a um conjunto de modificações estruturais (BODINE-FOWLER *et al.*, 1994; HAWKE & GARRY, 2001).

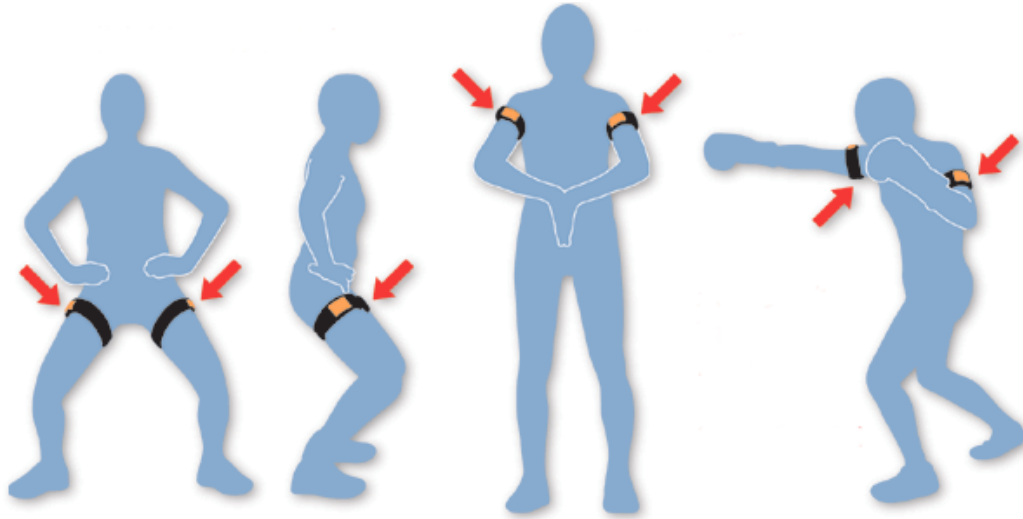
Mesmo que provido de benefícios hipertróficos, o treinamento de força é acompanhado por algumas desvantagens, como a dor muscular tardia e a necessidade de um treino periodizado. A dor muscular tardia, iniciada entre 24-72 horas após o treino intenso, é subsequente do processo inflamatório gerado por

microlesões. Como consequência, o treinamento necessita de determinados períodos de intervalo para completa recuperação muscular (TRICOLI, 2001).

Embora o treinamento de força tenha grandes aplicações na manutenção da saúde, a sobrecarga mecânica dos exercícios de alta intensidade podem intensificar o estresse musculoesquelético e desencadear processos inflamatórios que resultam em dor, além do esforço sobre as articulações que podem ser agravantes de lesões pré-estabelecidas, especialmente em pessoas idosas ou portadores de doenças físicas, cujo sistema ósseo pode se estar debilitado ou fragilizado.

### **3.2. TREINAMENTO COM RESTRIÇÃO DE FLUXO SANGUÍNEO**

Alguns estudos têm apontado que o exercício físico de baixa intensidade, em treinos com maior número de repetições e baixa carga, pode trazer benefícios próximos aos resistidos. Um maior número de espécies reativas de oxigênio produzidos geram distúrbios celulares, principalmente de proteínas e lipídios de membranas, que resulta num *turnover* celular (ANTUNES NETO, 2006). Entretanto, os estudos de Sato e colaboradores em 2005 revelaram que esses exercícios ao serem combinados com uma restrição parcial de fluxo sanguíneo (RFS, Figura 1) exprime ganhos equivalentes de força, hipertrofia e neuromoduladores quando comparados aos protocolos convencionais, que utilizam altas cargas e poucas repetições (KUBO, 2006; POPE, 2013). Dessa forma, sugerem que o treinamento oclusivo possa ser útil para pessoas com doenças ortopédicas e traga benefícios para portadores de patologias cardiovasculares e musculares.



**Figura 1. Equipamento de oclusão vascular desenvolvido por Sato e colaboradores, aplicado em diferentes membros do corpo. A oclusão causada promove estresse e desencadeia respostas fisiológicas, como maior liberação de hormônios e metabólitos sanguíneos.**

O Kaatsu ou treino RFS, original do Japão e resultado de 40 anos de estudo, traz uma abordagem alternativa, e, diferentemente do treinamento resistido, implica num estresse muscular por dificultar a remoção sanguínea e o retorno venoso. Não causam processos inflamatórios e assim, não dependem de programas periódicos (TAKARADA, 2000). São utilizados esfigmomanômetros adaptados ao membro treinado (manguitos), capazes de envolver toda a musculatura e manter a pressão durante todo o exercício. A Figura 2 apresenta um esfigmomanômetro empregado para oclusão de fluxo sanguíneo.



**Figura 2. Esfigmomanômetro (manguito) utilizado para treinamentos de restrição de fluxo sanguíneo. Pode ser aplicado em membros inferiores ou superiores.**

O treinamento é desenvolvido geralmente com 3 séries de 15 repetições voluntárias e intervalos de 1 a 3 minutos, efetuado com cargas que correspondem a aproximadamente 20% de 1 repetição máxima (1RM) (SATO, 2005). Ainda os mecanismos que demonstram os benefícios do treinamento permanecem pouco claros. Há evidências de que o estresse metabólico ocasionado aumente o recrutamento de unidades motoras de maior limite e interfira nos circuitos nervosos mesmo sob baixas cargas. Alguns estudos constataam que os limiares de recrutamento diminuem durante o exercício submáximo prolongado, ao ativar mais unidades motoras (HOUTMAN, 2003; VOLLESTAD, 1984; SAHLIN, 1997).

Uma das hipóteses indica que os efeitos são mediados por acúmulo de prótons que reduzem a contratilidade do músculo e assim desencadeiam o recrutamento de unidades motoras adicionais de alto limiar (TAKARADA, 2000; MILLER, 1996; DEBOLD, 2012). Além disso, alguns pesquisadores propuseram que a hipóxia ocasionada pela oclusão induz a maior ativação neuromuscular de fibras rápidas, na tentativa de manter os níveis necessários de geração de força (MORITANI, 1992; SUNDBERG, 1994 YASUDA *et al.*, 2005). Outra possibilidade é que a formação de radicais livres aumente em treinos a partir de RFS, e conseqüentemente desencadeie maior recrutamento de fibras rápidas (DEBOLD, 2012). Yasuda e colaboradores (2006) demonstraram ainda que músculos que não foram diretamente ocluídos durante o treinamento apresentaram maior ativação neuromuscular. Assim, é possível inferir que o treinamento por restrição de fluxo contenha um forte componente neural de vias centrais que justifica maior recrutamento de unidades motoras.

Segundo Takarada e colaboradores, esses resultados podem estar relacionados com a pressão estabelecida para o treinamento (TAKARADA, 2001). Embora alguns autores tenham relatado aumentos significativos na área de secção transversa de músculos ocluídos à pressões próximas de 300 mmHg, sabe-se que os tecidos quando submetidos à uma pressão por um tempo prolongado, podem sofrer danos irreversíveis devido à isquemia aguda. De fato, não existem registros para supor que pressões elevadas seriam igualmente necessárias ou proporcionais à resposta hipertrófica/neuromoduladora. Dessa forma, pesquisadores tem sugerido treinos realizados na faixa de pressão entre 50 e 200 mmHg como seguros (LOENNEKE, 2013). Publicações a partir da RFS (LAURENTINO, 2008; LIXANDRAO, 2015) têm encontrado bons resultados com pressões do manguito ao redor de ~100 mmHg, sem causar grandes desconfortos mas que proporcionam o estresse suficiente para os efeitos positivos do treinamento.

Assim, a técnica deve ser aplicada por profissionais qualificados e que tomem as devidas precauções. Sabe-se que os efeitos colaterais podem incluir danos ao sistema neuromuscular e circulatório, manifestando-se em dormência e alterações de sensibilidade à temperatura quando o tempo oclusivo supera o suportado pelo sistema nervoso periférico, além da formação de trombos ao ativar a cascata de coagulação durante a oclusão (LAURENTINO *et al.*, 2012), intensificados numa conduta não adequada.

### **3.3. ELETROESTIMULAÇÃO NEUROMUSCULAR (EENM)**

Uma outra forma de melhorar a função muscular em condições clínicas é a eletroestimulação neuromuscular (EENM). Para isso, um eletroestimulador portátil capaz de produzir correntes elétricas é utilizado para transmiti-las aos eletrodos acoplados à pele que, por sua vez, provocam contrações musculares de baixa intensidade (GREGORY & BICKEL, 2005) como representa a fig. 3.



**Figura 3. Eletroestimulador Quark® para reabilitação neuromuscular. Fig 4. Eletrodos autoadesivos que transmitem a corrente elétrica propagada ao tegumento do paciente. O modelo da imagem foi utilizado no presente estudo.**

A EENM pode ser empregada para aumentar a ativação de fibras rápidas (AGNE, 2005) que gera maior recrutamento muscular mensurados por eletromiografia - EMG (HORTOBAGYI & MAFFIULETTI, 2002), estratégia que permite um alcance de até 50% da MCV - máxima contração voluntária. Entretanto, para atingir esse patamar, o desconforto é grande, o que impede a eficácia da técnica, quando usada isoladamente em indivíduos jovens e saudáveis (SWEARINGEN, 2003). Diversos estudos tem indicado que não há alterações significativas após treinamentos eletroestimulatórios, excluindo a possibilidade de hipertrofia e força (SWEARINGEN, 2003; LYONS, 2004) antecipado por Ronald e Locicero (1991) e comprovado por Greve (1993), após treinar pacientes com EENM por 90 dias e não encontrar quaisquer alterações morfológicas.

Mesmo sem resultados evidentes em jovens, essa técnica tem sido utilizada como um método alternativo de treinamento aplicável especialmente em idosos, já que a intensidade é relativamente baixa, quando comparada a exercícios voluntários. Devido a incapacidade de realizar exercícios físicos de força, seja pelo risco de lesão, condições pós-cirúrgicas ou por alguma doença degenerativa já instalada, o estímulo elétrico, embora pouco intenso, é capaz de trazer benefícios consideráveis ao sistema neuromuscular em pessoas acima de 60 anos (ALTUBASI, 2012). Para tais resultados

em experimentos animais, as altas frequências de estimulação elétrica foram mais eficientes (>60 Hz) (OGASAWARA *et al.*, 2013; KOBAYASHI, 2012; OCHI, 2007.)

Contudo, a utilização de frequências inferiores (~20 Hz) tem mostrado recentemente ação substancial sobre fibras superficiais de contração rápida (tipo 1) bem como contração lenta (tipo 2) (BICKEL *et al.*, 2011). TSUTAKI e colaboradores (TSUTAKI *et al.*, 2013) concluíram que a estimulação elétrica independente da frequência, baixa: 10 Hz e alta >100 Hz, é capaz de recrutar fibras de contração rápida mas com ganhos pouco significativos na área de secção transversa muscular.

Embora a EENM e o esforço voluntário ativem a musculatura de forma diferente, existem importantes evidências que sugerem que a eletroestimulação modifica a excitabilidade dos caminhos neurais específicos e que essas adaptações possam contribuir para os aumentos de força da máxima contração voluntária (BERGQUIST *et al.*, 2011). Hortobagyi e colaboradores, em 1999 (HORTOBAGYI *et al.*, 1999) observaram um acréscimo na musculatura contralateral homóloga, quando os sujeitos treinaram unilateralmente, hipótese que reforça a condição de ajustes neurais a partir de treinos de eletroestimulação. Franciulli em 2008 (FRANCIULLI, 2008), ao associar contração voluntária e EENM não observou variação de torque mas encontrou uma maior ativação muscular ao comparar com a contração voluntária isolada. Esses resultados mostram maior ativação neural capaz de distribuir, de maneira mais eficiente, funções às unidades motoras recrutadas. Uma série de estudos a partir de EENM tem demonstrado que é possível aumentar a força sem causar hipertrofia (BROCHERIE *et al.*, 2005; MCMIKEN *et al.*, 1983; PICHON *et al.*, 1995) e que essas modificações podem estar relacionadas à variações na excitabilidade supra medular e/ou medular.

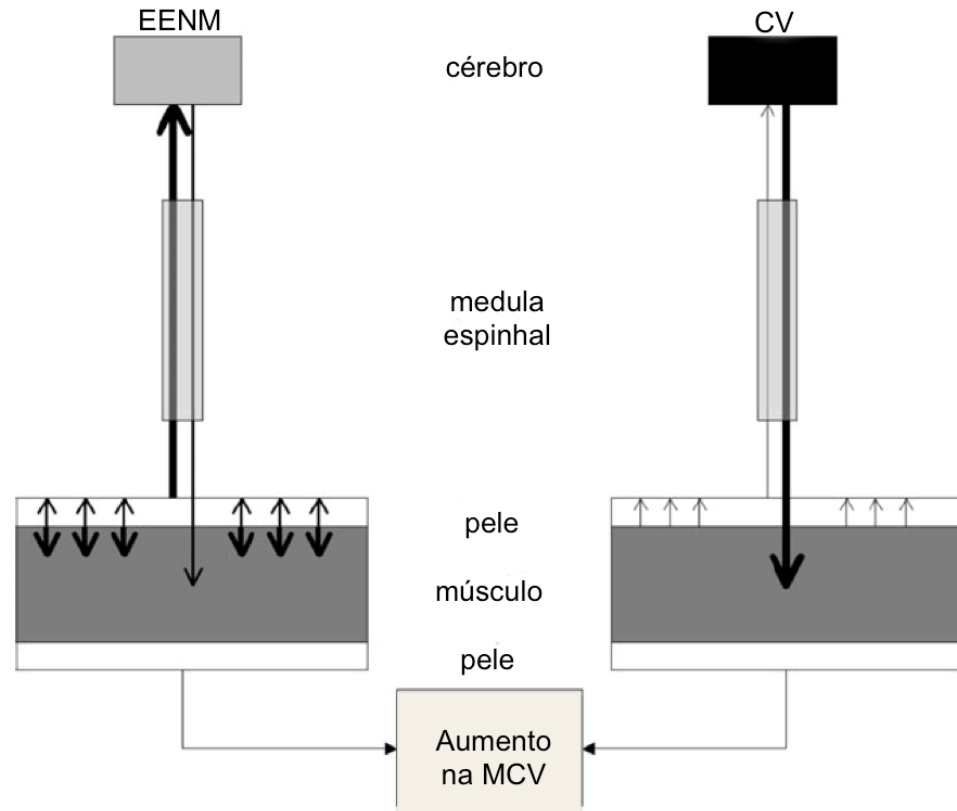
### **3.4. AJUSTES NEURAI**

À frente das modificações morfológicas que ocorrem no tecido, certos ajustes neurais tem sido descritos, dentre eles, o aumento do recrutamento de fibras. Um evidente aumento de unidades neurais associadas às fibras do músculo contribuem para o aumento na formação da máxima força contrátil, mesmo na ausência de acréscimos no tamanho do músculo (CARROLL *et al.*, 2001, 2002; FARTHING, 2009; GABRIEL *et al.*, 2006; SALE, 1988; ZHOU, 2000). Assim, não só o fenótipo muscular,

mas também inervação e o comportamento dos neurônios bem como vias neurais são determinantes para força muscular contrátil máxima.

As alterações supra-medulares ou cerebrais ainda permanecem pouco esclarecidas. Entretanto, é claro que alguns treinamentos tenham uma interferência no sistema nervoso central (SNC) por vias ascendentes. A EENM parece interferir na plasticidade cortical por modificações neurais (KIMBERLEY *et al.*, 2004). Essa técnica excita axônios de neurônios sensoriais, que ao chegarem por vias ascendentes até o córtex somatosensorial, contribuem para posteriores ajustes neurais como ilustrado na Fig. 5.

Fenômeno encontrado por Han e colaboradores em 2003, quando evidenciou, através de EENM a ativação do córtex sensoriomotor cerebral primário contralateral combinada com maior resposta *drive*-descendente bilateral, um efeito espelho no membro oposto ao treinado (HAN *et al.*, 2003).



**Figura 5. Modelo representativo de ajustes supramedulares a partir de treinos eletroestimulatórios e voluntários. O lado esquerdo mostra o treino eletroestimulatório neuromuscular a partir de contrações evocadas (EENM). O lado direito retrata a resposta neural a partir de treinos derivados de contrações voluntárias. O aumento da MCV é decorrente da EENM que modifica vias aferentes corticomotoras e interfere diretamente em vias descendentes voluntárias. A flecha grande e espessa que aponta para cima é resultado das respostas musculares (flechas finas e curtas que apontam para cima). Em contraste, as contrações voluntárias apresentam um forte *drive* descendente mas uma baixa resposta aferente para áreas motoras. Ambos os treinos resultam numa maior MCV, entretanto, por mecanismos diferentes. Adaptado de Hortobagyi e Maffiuletti, 2011.**

Além da modulação cortical, os ajustes supra espinhais podem-se expressar nas variações da frequência de disparos neurais.

### 3.4.1. EXCITABILIDADE SUPRA-MEDULAR – FREQUÊNCIA DE DISPAROS

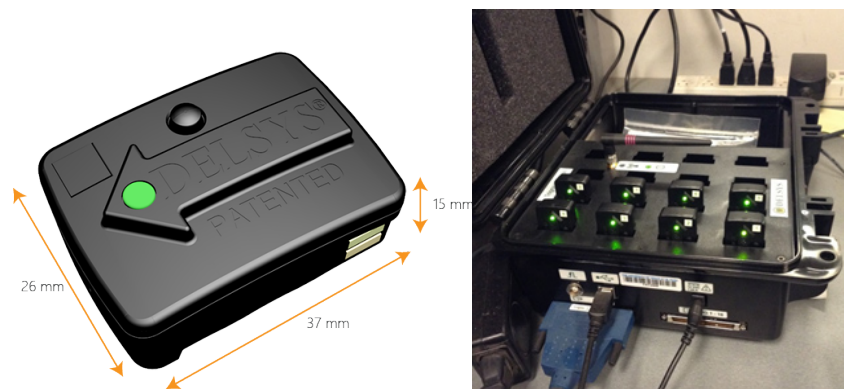
Dentre os ajustes propostos, a variação da frequência de disparos (FD) está relacionada à adaptação dos sujeitos à determinado tipo de exercício ou tarefa executada. A relação entre a FD e a força muscular ainda não está totalmente compreendida, e os estudos a respeito dessa relação são escassos. Entretanto, Patten e Kamen (PATTEN & KAMEN, 2001) investigaram o efeito do treinamento resistido sobre a força e a frequência de disparo do abductor do dedo mínimo. Neste

estudo, foi observado um aumento na FD de unidades motoras na contração voluntária máxima depois de apenas 1 semana a partir do primeiro dia de treino, inclusive acompanhado por um aumento expressivo de força. No entanto, depois de 6 semanas de treinamento, a FD diminuiu para valores semelhantes aos da primeira sessão. Os autores sugeriram que o aumento inicial das taxas de disparos são decorrentes da resposta cortical em recrutar um maior número de unidades motoras e a posterior redução deve-se à adaptação neuromuscular frente à tarefa. Essa possível adaptação pode estar relacionada conjuntamente à inibição recíproca (IR), fator que intensifica a eficiência muscular frente à tarefa executada.

#### 3.4.2. EXCITABILIDADE MEDULAR

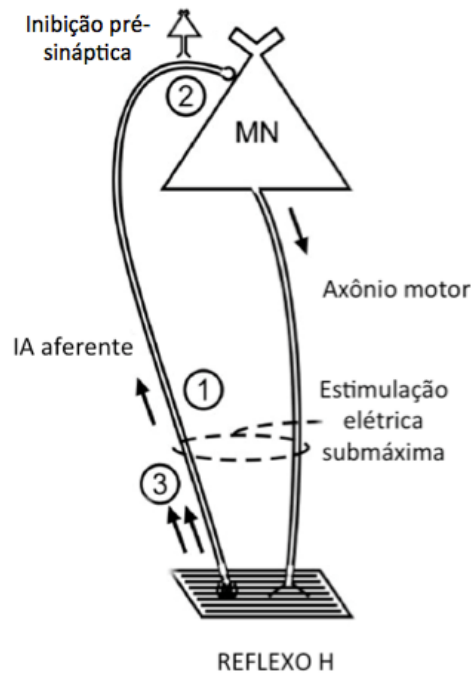
A IR relacione-se principalmente à sincronização das unidades motoras combinada à redução da ativação dos músculos antagonistas, mesmo em curtos períodos de treinamento (GABRIEL, 2006). Este processo inibitório está presente entre músculos antagonistas e juntamente com comandos descendentes, ajusta a contração do músculo agonista com o relaxamento do antagonista para um movimento mais coordenado e eficiente. Vários estudos têm mostrado que fibras aferentes partem do músculo antagonista e por meio de um interneurônio inibitório medular, realizam uma hiperpolarização dos motoneurônios do músculo agonista. Lundberg, em 1970 ainda propõe a interferência cerebral em neurônios motores espinhais e interneurônios que impulsionam a coordenação dos músculos antagonistas durante contrações máximas. Assim, a força da musculatura agonista pode ser incrementada pela menor ativação dos antagonistas. A eficiência dessas vias neuromotoras pode ser verificada a partir da sua excitabilidade, expressando-se na relação entre o reflexo H e a onda M (TRIMBLE & ENOKA, 1991).

O reflexo H (Hoffmann) atua como um marcador de resposta neuronal e é fundamental para avaliar a excitabilidade medular *in vivo* (HUGON, 1973; SCHIEPPATI, 1987), ao mesmo tempo que inibe os neurônios pré-sinápticos das sinapses aferentes (HULTBORN, 1987). Essa técnica permite que um nervo seja estimulado por uma corrente de curta duração e de baixa intensidade. Esses estímulos, por sua vez, dirigem-se até a medula espinhal, provocam potenciais de ação em neurônios motores e resultam numa resposta muscular, capturada por eletrodos de EMG. Fig. 6.



**Figura 6. Sensores eletromiográficos e eletromiógrafo Delsys® utilizados para aquisição do reflexo H e onda  $M_{máx}$ .**

As variações da curva de reflexo H indicam a excitabilidade do arco reflexo. Um estudo em que contrações submáximas voluntárias (50%) dos flexores plantares foram realizadas até a fadiga verificou a diminuição do reflexo H nos cinco minutos subsequentes até o termino do exercício (GUISARD & DUCHATEAU, 2004) Sua variante M (onda  $M_{máx}$ ) também mostra sensível importância por detectar estímulos mais fortes, propagados por neurônios motores que apresentam axônios mais finos, que refletem a resposta muscular.



**Figura 7. Mecanismo do Reflexo H. Um estímulo elétrico submáximo é capaz de recrutar as fibras aferentes IA que interagem com motoneurônios e realizam o arco reflexo. Adaptado de McNail e colaboradores, 2013.**

No entanto, comparações entre estudos são difíceis de interpretar, já que a excitabilidade do reflexo H também pode ser influenciada por diferenças anatômicas ou genéticas, e não simplesmente pelo nível de atividade física (SALE, 1983).

Por interferirem na porcentagem de fibras recrutadas, o ajuste neural induzido pelo treinamento de resistência tem sido abordado com o uso de eletromiografia (EMG) como principal indicador de alterações na condução neural eferente. A EMG detecta a soma dos potenciais de ação sobre o músculo, interpretados a partir do comportamento elétrico neural. Assim, é possível inferir sobre as estratégias do sistema nervoso central (SNC) em recrutar unidades motoras, avaliar a excitabilidade medular (reflexo H) bem como a frequência ótima de disparo neural necessária para executar de maneira eficiente a tarefa pretendida (SOLOMONOW *et al.*, 1990).

Entretanto, tais ajustes neurais não necessitam impreterivelmente de um treino resistido, executados com sobrecarga, já que atendem também por treinos metabólicos submáximos (ARMSTRONG, 1990).

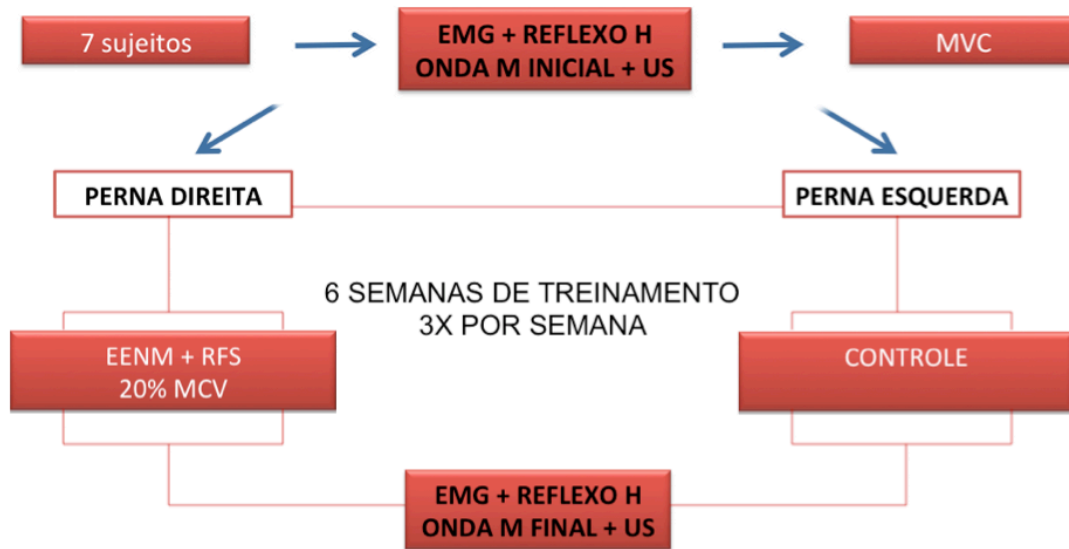
## **4. MATERIAIS E MÉTODOS**

### **4.1 SUJEITOS**

Sete homens jovens não treinados ( $22.5 \pm 1.9$  anos) participaram do estudo. Os critérios de exclusão foram: treinamentos regulares de resistência, lesões recentes de joelho e tornozelo e doenças cardiovasculares (trombose, hipertensão). Todos os indivíduos foram informados dos métodos, procedimentos e riscos, e assinaram o termo de consentimento aprovado pelo comitê de ética institucional, dado pela resolução 466/12 número 41411114.5.0000.0095, em conformidade com a Declaração de Helsinki de 1975, revisada em 1983.

### **4.2. DESENHO DO EXPERIMENTO**

Os sujeitos recrutados foram submetidos às análises pré-treino no período que antecedeu as 6 semanas. Foram coletados os sinais eletromiográficos, a relação  $H_{\text{máx}}/M_{\text{máx}}$ , e as medidas do músculo sóleo através de ultrassom. A máxima contração voluntária foi aferida para que o treinamento fosse iniciado. O membro inferior dominante dos sujeitos foi submetido aos treinos, numa cadeira adaptada ao estudo, enquanto a outra perna serviu como controle. No decorrer de seis semanas, os sujeitos desenvolveram o protocolo de restrição de fluxo sanguíneo combinado com eletroestimulação neuromuscular, a 20% da máxima contração voluntária. Após o término do protocolo, o protocolo de análises iniciais foi repetido, afim de comparar os resultados.



**Figura 8. Desenho experimental- Sequência de medições intercaladas pelo treinamento de restrição de fluxo sanguíneo combinado à eletroestimulação neuromuscular.**

### 4.3. PROTOCOLOS DE MEDIDA

Para interpretação de possíveis variações de força, espessura muscular e ajustes neurais, foram realizados os protocolos contração isométrica voluntária máxima e ultrassom respectivamente, bem como eletromiografia para análise da relação  $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$  e frequência de disparos.

#### 4.3.1. AVALIAÇÃO DA FORÇA

As avaliações unilaterais de força a partir da contração voluntária isométrica máxima (CVIM) foram realizadas em uma máquina plantiflexora especialmente adaptada para este estudo. Os indivíduos foram confortavelmente acomodados na posição sentada com o joelho posicionado em flexão de 90° e o tornozelo em posição neutra, como mostra a Fig 9. A extremidade distal da coxa foi firmemente estabilizada sob a almofada da máquina. O membro testado teve o pé posicionado de tal forma que o quinto metatarso estivesse alinhado ao longo da haste inferior de 4 centímetros do equipamento. Ao mesmo tempo, o outro membro teve o pé confortavelmente apoiado no chão, ao lado da máquina. Esta posição permitiu que a força plantiflexora fosse medida em uma cadeia cinética fechada, com contribuição mínima dos músculos gastrocnêmios. A força foi mensurada com uma célula de carga (EMG Systems® do Brasil, São Paulo, Brasil), firmemente presa sob o braço de alavanca da

máquina. Foram realizadas três contrações voluntárias isométricas máximas (CIVM) durante 5s e com um intervalo de 2 minutos entre cada tentativa. Ambos membros inferiores foram avaliados. O maior pico de força dentre as três repetições realizadas em cada segmento foi selecionado para posterior análise.

#### 4.3.2. AVALIAÇÃO MORFOLÓGICA – ESPESSURA MUSCULAR

Os indivíduos foram posicionados em decúbito ventral com os pés livres sobre a borda da maca. A espessura do músculo sóleo foi medida através de ultrassonografia modo-B em tempo real, com probe de matriz linear de 11 MHz (Logiq Book XP, General Electric®, EUA). O probe do equipamento foi posicionado perpendicularmente ao tendão calcâneo, aproximadamente 2 centímetros abaixo dos ventres medial e lateral dos músculos gastrocnêmios. Uma fita hipocócica foi colocada sobre a pele para uso como referência de sombreamento das imagens obtidas. A fim de assegurar uma pressão mínima sobre a pele e captação adequada de som, um gel de transmissão solúvel em água foi colocado sobre a superfície da sonda. Em seguida, foi utilizado o cursor linear do software do ultrassom para medir a espessura do músculo sóleo, definida como a distância antero-posterior entre as fâscias paralelas anterior e posterior do sóleo (Fujiwara *et al.*, 2010). As medições pós-treino foram realizadas com pelo menos 48 horas de intervalo a partir da última sessão de treino para evitar a medida de um possível edema residual.

#### 4.3.3. ELETROMIOGRAFIA

Os sinais de EMG do músculo sóleo foram adquiridos a partir de eletrodos bipolares de superfície (Sistema de Trigno sem fio, Delsys™, Boston, Massachusetts, USA). Antes das aquisições, contrações voluntárias submáximas foram realizadas para verificar a qualidade do sinal. Os sinais eletromiográficos foram adquiridos através de software específico (Sistema de Trigno sem fio, Delsys™, Boston, Massachusetts, USA) e registrados em 1 kHz. O processamento dos sinais foi realizado por meio de uma rotina customizada para MatLab® (MathWorks, Inc.) versão R2008a. O primeiro e o quinto segundos foram excluídos para evitar artefato de movimento durante o início e o final da contração. O Sinal EMG foi processado

com filtro de 3ª ordem, passa banda Butterworth 30-450 Hz com filtros para faixas em linhas harmônicas de energia (60, 120, 180, 240, 300, 360 e 420 Hz).

#### 4.3.4. RELAÇÃO $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$

Para a obtenção do reflexo H no músculo sóleo foi realizada a estimulação monopolar do nervo tibial, com um estimulador elétrico da marca Quark® modificado para gerar um abalo único monofásico. Os pulsos de estimulação foram retangulares, com 1ms de duração correspondentes às intensidades: 4, 30, 36, 42, 48, 54, 60 e 70 e 80 mA.

Com o sujeito deitado em decúbito ventral, dois eletrodos auto-adesivos foram posicionados para estimular o nervo tibial. O eletrodo ânodo (5 x 5 cm) foi posicionado no quarto proximal da face posterior da perna. O eletrodo cátodo (circular, Ø: 3 cm) foi posicionado na região da fossa poplíteia. Foi utilizado gel eletrolítico (Carbogel) para melhor contato com a pele. A taxa de aquisição dos sinais foi de 4 kHz. Para o eletrodo terra estipulou-se o osso maléolo contralateral.

Após a fixação dos eletrodos de estimulação no nervo tibial, foi verificado o valor do reflexo H máximo ( $H_{m\acute{a}x}$ ) e onda  $M_{m\acute{a}x}$ . Para obter o  $H_{m\acute{a}x}$  a intensidade das estimulações foi acrescida até a verificação do platô máximo do reflexo H. A onda  $M_{m\acute{a}x}$  foi obtida com estímulos supra-máximos.

#### 4.3.5. FREQUÊNCIA MEDIANA DE DISPAROS

A frequência mediana foi determinada por meio do algoritmo de transformação Fast Fourier de acordo com a equação (1). Sendo  $MF$  a frequência mediana e  $P(f)$  o espectro de energia) (Merletti e Lo Conte 1995; Tarata et al., 2001).

$$MF = \int_0^{MF} P(f)df = \frac{1}{2} \int_0^{f_s/2} P(f)df$$

#### 4.4 PROTOCOLOS DE TREINAMENTO

Os indivíduos foram treinados 3 dias por semana, durante 6 semanas. O treinamento foi executado na mesma cadeira plantiflexora, utilizada para os testes de força isométrica acoplada à uma célula de carga, conforme descrito no protocolo de avaliação da força isométrica. Durante todas as sessões, os participantes foram instruídos a relaxar seus músculos da panturrilha. Para monitoramento da intensidade do treino, um computador mostrava a força produzida a cada contração em tempo real.



**Figura 9. Cadeira plantiflexora acoplada à célula de carga. As duas setas superiores destacam a posição dos eletrodos eletroestimulatórios durante o treinamento. A seta inferior indica a posição padronizada das falanges sobre o apoio dos pés.**

##### 4.4.1. EENM – ELETROESTIMULAÇÃO NEUROMUSCULAR

O músculo sóleo foi estimulado com eletrodos flexíveis bipolares de silicone-carbono, ligados a um estimulador elétrico neuromuscular (modelo Dualpex 961, Quark™, Brasil). O eletrodo negativo (9 x 5 cm) foi colocado em posição proximal, cerca de dois centímetros abaixo da fossa poplítea, enquanto que o eletrodo positivo foi colocado logo abaixo dos ventres lateral e medial dos gastrocnêmios. Ambos os eletrodos foram posicionados transversalmente ao eixo longitudinal da perna. O estimulador distribuía pulsos retangulares bifásicos com uma frequência de 35 Hz e 400  $\mu$ s de comprimento de pulso. O estimulador elétrico foi programado para desenvolver ciclos em rampa com 8 segundos de contração, sendo 6 segundos de contração sustentada e 2

segundos de fases de subida/descida, sem pausa, para promoção de acúmulo de metabolitos. A amplitude da corrente foi estabelecida para atingir 20% CVIM. Três séries de EENM foram realizadas com 1 minuto de descanso entre cada série. O membro controle não foi estimulado.

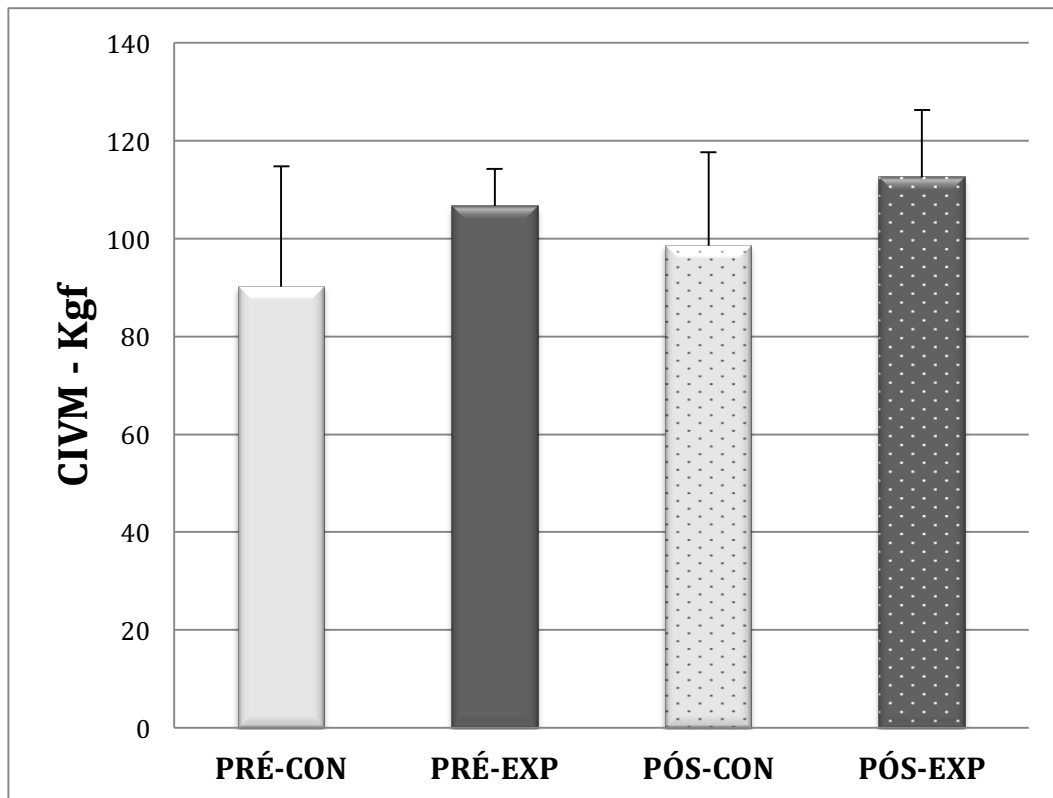
#### 4.4.2. RESTRIÇÃO DE FLUXO SANGUÍNEO

O fluxo sanguíneo foi parcialmente restrito com um manguito de ar colocado imediatamente abaixo da dobra inguinal (250 mm (largura) x 900 mm (comprimento)). O manguito foi inflado até que se atingisse 100 mmHg, em seguida controlado durante toda a sessão de treino, incluindo os intervalos de descanso. Esta pressão tem sido utilizada como ideal para restrição do retorno venoso sem dor ou desconforto (LOENNEKE, 2013).

#### 4.5. ANÁLISE ESTATÍSTICA

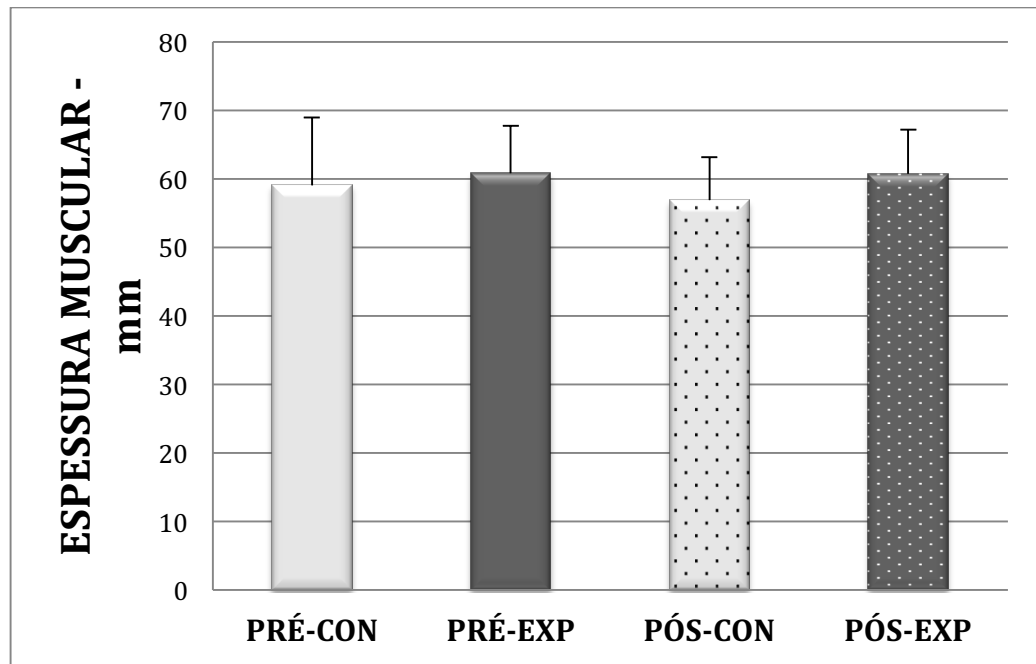
Todos os resultados foram expressos com mediana e amplitude interquartil. Foi realizado o teste de Shapiro-Wilk para os dados que corroboraram com a distribuição não-paramétrica. As variáveis de espessura muscular, relação  $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$ , medidas de força isométrica (CVIM) e a frequência mediana, extraída dos sinais eletromiográficos foram analisadas através do teste Friedman, usado para avaliar amostras pareadas dependentes, com nível de significância de  $p < 0.05$ . Todos os procedimentos estatísticos foram calculados utilizando o software estatístico SPSS (IBM, EUA, versão 19.0).

## 5. RESULTADOS



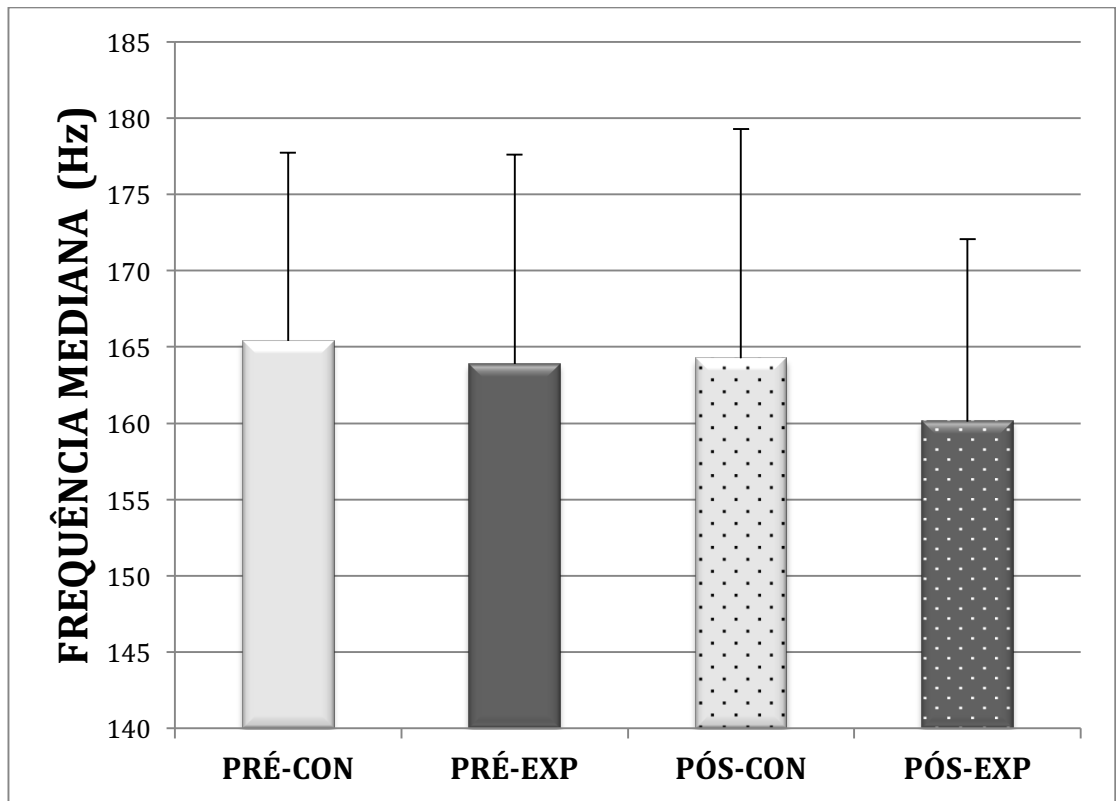
**Figura 10. Contração Isométrica Voluntária Máxima dos grupos controle (CON) e experimental (EXP) antes (PRE) e após (PÓS) o treinamento.**

No teste de contração isométrica voluntária máxima não foram encontradas diferenças entre os segmentos controle e experimental antes e depois da intervenção (PRÉ-CON  $90.20 \pm 24.50$ ; PÓS-CON  $98.50 \pm 19.0$ ; PRÉ-EXP  $106.60 \pm 7.65$ ; PÓS-EXP  $112.50 \pm 13.70$ ) Com variações de ~10% no grupo CON e ~6% no grupo EXP. O segmento controle não apresentou incrementos de força ( $p > 0.05$ ; ES = 0.38), bem como o segmento experimental após o período de treinamento ( $p > 0.05$ ; ES = 0.27).



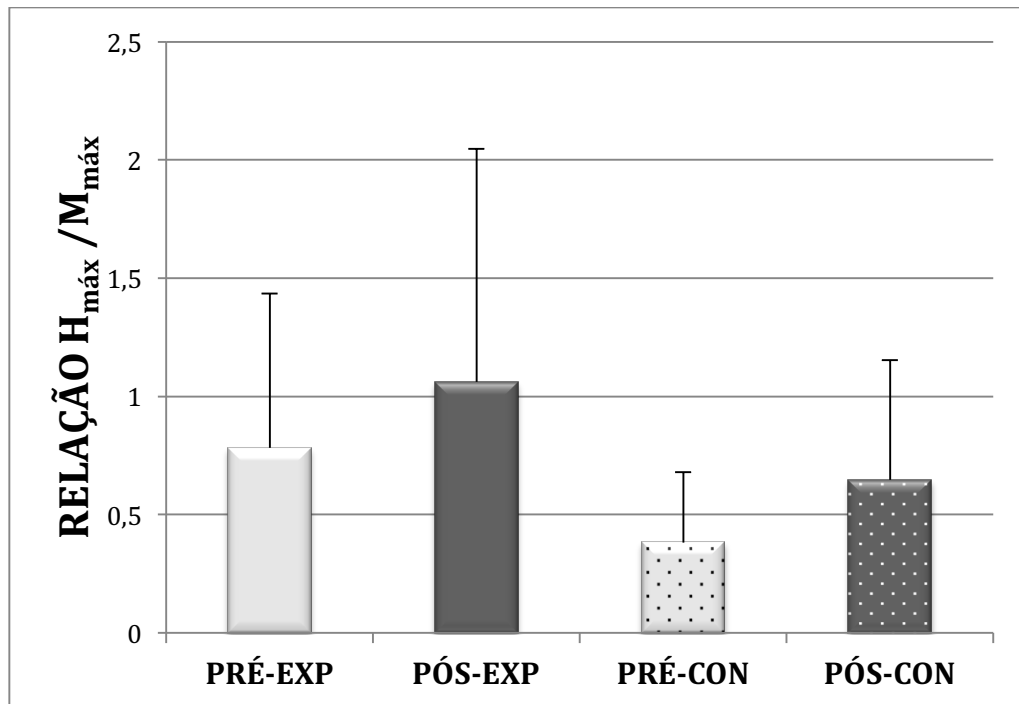
**Figura 11.** Espessura muscular do músculo sóleo dos grupos controle (CON) e experimental (EXP) antes (PRE) e após (POS) o treinamento.

Na avaliação através de ultrassom não foram encontradas diferenças entre os segmentos controle e experimental antes e depois da intervenção (PRÉ-CON  $59.05 \pm 9.90$ ; PÓS-CON  $56.87 \pm 6.30$ ; PRÉ-EXP  $60.81 \pm 6.91$ ; PÓS-EXP  $60.70 \pm 6.45$ ), com variações de  $\sim 3\%$ . O segmento controle não apresentou mudanças na espessura do músculo sóleo ( $p > 0.05$ ; ES = 0.27), bem como o segmento experimental, após o período de treinamento ( $p > 0.05$ ; ES = 0.23).



**Figura 12. Análise da frequência mediana dos grupos controle (CON) e experimental (EXP) antes (PRE) e após (POS) treinamento.**

Não foram encontradas diferenças entre os segmentos controle e experimental antes e depois da intervenção na frequência mediana (PRÉ-CON  $165.30 \pm 12.36$ ; PÓS-CON  $164.25 \pm 15.00$ ; PRÉ-EXP  $163.90 \pm 13.73$ ; PÓS-EXP  $160.12 \pm 11.95$  CON  $p > 0.05$ ; ES = 0.08; EXP  $p > 0.05$ ; ES = 0.14). As barras lisas demonstram as coletas realizadas no período que antecede os treinamentos. As barras pontilhadas indicam os valores encontrados para a quantificação pós-treino. As linhas representam o desvio padrão.



**Figura 13.** Relação  $H_{\max}/M_{\max}$  entre os grupos CON e EXP antes (PRE) e após (PÓS) o treinamento.

Na avaliação da relação elétrica  $H_{\max}/M_{\max}$  não foram encontradas diferenças após a intervenção nos membros experimental e controle ( $p > 0.05$ ; PRÉ-EXP  $0.78 \pm 0.65$ ; PÓS-EXP  $1.06 \pm 0.98$ ; PRÉ-CON  $0.38 \pm 0.29$ ; PÓS-CON  $0.64 \pm 0.50$ ; ES CON = 0.84; ES EXP = 0.27) com acréscimos de ~10% para o grupo EXP e ~8% para o grupo controle. A barra clara representa o período que antecede os treinamentos e a barra cinza para a relação encontrada pós-treino. As linhas representam o desvio padrão.

#### 4. DISCUSSÃO

Não foram identificados ganhos na força isométrica máxima promovidos pelo protocolo de treinamento tanto no grupo experimental como no grupo controle. Esses resultados não corroboram com os achados de Natsume e colaboradores (2015) que reportaram aumentos na força do músculo quadríceps decorrentes de duas semanas de treinamento de estimulação elétrica neuromuscular combinado à restrição do fluxo sanguíneo. Tais diferenças podem ser decorrentes de um conjunto de fatores. A frequência e volume de treinamento podem ter influenciado os resultados. Apesar de alguns estudos terem demonstrado que treinamentos realizados entre 2-3 dias por semana produzem ganhos expressivos quando comparados à protocolos que envolveram maiores frequências semanais (LOENNEKE *et al.*, 2012), o volume empregado não parece ter sido suficiente para ter evocado respostas importantes. Natsume e colaboradores empregaram dez sessões semanais (duas sessões diárias), os quais foram suficientes para causar adaptações hipertróficas, ainda que o volume de treinamento tenha sido similar (18 vs. 20 sessões).

Neste estudo, a restrição do fluxo sanguíneo foi mantida por aproximadamente 10 minutos, sem pausas entre as séries, que é comparável às durações aplicadas em estudos que culminaram em significativos ganhos de força (ABE *et al.*, 2006; OZAKI *et al.*, 2011; YASUDA *et al.*; 2012). A restrição de fluxo sanguíneo parcial foi combinada a estímulos elétricos de baixa frequência, quando comparado a estudos que empregaram elevadas frequências de estimulação (acima de 75 Hz, por exemplo). Tais estímulos podem comprometer o funcionamento da bomba  $\text{Na}^+/\text{K}^+$  ATPase e, devido à hipercalemia no fluído extracelular (BIGLAND-RITCHIE *et al.*, 1979), tornar a condução motora debilitada. Mesmo com protocolos de eletroestimulação e restrição de fluxo sanguíneo que seguem, mesmo que independentes, os padrões da literatura, não houveram resultados significativos.

A ausência de resultados significativos pode estar relacionada à natureza do músculo treinado. Pesquisas anteriores tem sugerido que o incremento de força em membros treinados com eletroestimulação neuromuscular é possível (LAUGHMAN *et al.*, 1983). Entretanto, esses aumentos são visíveis em músculos compostos por uma maior proporção de fibras formadas por unidades motoras de alto limiar (TRIMBLE &

ENOKA, 1991), que são responsáveis ao treinamento de força, como o quadríceps e o gastrocnêmio. O músculo sóleo por apresentar proporções muito mais expressivas de fibras oxidativas em relação ao gastrocnêmio, vasto lateral e vasto medial (JHONSON *et al.*, 1973), não apresenta as mesmas respostas de força. Dessa forma, os baixos limiares de estímulo neuromuscular podem explicar a falta de ganhos significativos de força.

Interessantemente, o grupo controle demonstrou um acréscimo de ~10%. Pesquisas sugerem a ocorrência de *cross-communication*, que respondem por ganhos contralaterais em membros não treinados (GABRIEL *et al.*, 2006; MORITANI, 1979; EHRENSBERGER, 2006). Achados similares foram encontrados por Moritani e colaboradores (MORITANI *et al.*, 1979), que reportaram aumentos de 15% de força nos flexores de ombro não treinados de homens e mulheres, comparado ao ganho de 30% de força dos músculos treinados após um treinamento resistido de 8 semanas. Embora o mecanismo ainda não esteja esclarecido, o acréscimo de força a partir de *cross-communication* está ao redor de 8% da força inicial do membro contralateral não treinado, ou 52% da força adquirida dos membros estimulados após um treinamento de força crônico (CARROLL *et al.*, 2006). Assim, a hipótese 1, em que a combinação dos treinos eletroestimulatório neuromuscular e restrição de fluxo sanguíneo proverá ganhos de força no músculo sóleo do membro treinado, comparado ao membro controle e ao início do treinamento não foi comprovada.

Como os mecanismos de treinamentos de restrição de fluxo sanguíneo e estimulação elétrica neuromuscular permanecem ainda pouco esclarecidos (GONDIN *et al.*, 2011; POPE *et al.*, 2013), seria prudente a comparação de *cross-communication* com análises das técnicas em pesquisas com protocolos semelhantes. Assim, variáveis como duração da restrição de fluxo sanguíneo, pressão do manguito, parâmetros do estímulo neuromuscular e características citológicas podem ser comparadas para explicar as variações de força.

Resultados similares foram encontrados para espessura muscular após o experimento, o que sugere que efeitos hipertróficos não ocorreram em função do protocolo de treinamento. Sabe-se que um dos pilares que sustenta a hipótese hipertrófica através do treinamento de restrição de fluxo sanguíneo é o acúmulo de metabólitos decorrentes da retenção do sangue venoso, que ativam importantes vias anabólicas. Esse acúmulo desencadeia um aumento sérico dos níveis de hormônios anabólicos (PIERCE *et al.*, 2006) e a reperfusão pós-oclusão incrementa os níveis

hídricos, fatores preponderantes para a hipertrofia (PEARSON & HUSSAIN, 2015). Treinos a partir de restrição de fluxo sanguíneo são capazes de elevar a secreção do hormônio do crescimento humano para níveis superiores a 290 vezes dos valores basais (TAKARADA, 2000). Esses metabólitos formados provocam um forte estímulo para síntese mioprotéica e são proporcionais à concentração de sangue venoso circulante no membro ocluído (LOENNEKE *et al.*, 2010).

Natsume e colaboradores evidenciaram um ganho hipertrófico de aproximadamente 3.9%, após a combinação do treinamento de restrição de fluxo sanguíneo e estímulos elétricos neuromusculares, com protocolos similares aos aplicados na presente pesquisa, entretanto, com maior pressão de manguito (140mmHg) ao redor do quadríceps (NATSUME *et al.*, 2015). É bem documentado que os exercícios que envolvem grandes grupos musculares (quadríceps, por exemplo) reflitam efeitos nítidos na área de secção transversa. Em contrapartida, o músculo sóleo apresenta um tamanho consideravelmente reduzido quando comparado ao quadríceps. É possível que, devido seu menor volume, as secreções de hormônios anabólicos não tenham sido suficientes para causar efeitos hipertróficos, o que pode explicar em parte a ausência de importantes variações morfológicas.

A reperusão após a restrição de fluxo sanguíneo, por sua vez, desencadeia hiperemia e, de acordo com a hipótese de “inchaço” celular (HAUSSINGER *et al.*, 1993), estimula o deslocamento de líquido extracelular para o meio intracelular, que é um importante estímulo anabólico (LOENNEKE *et al.*, 2012; PEARSON & HUSSAIN, 2015). O eficiente transporte osmótico celular é realizado por proteínas canais denominadas aquaporinas, que distribuem a água contra a osmolaridade dos meios extra e intracelulares (VERKMAN & MITRA, 2000). A aquaporina-4 (AQP4), considerada como principal poro aquoso do tecido músculo-esquelético, é encontrada principalmente nas fibras musculares de contração rápida como o quadríceps (FRIGERI *et al.*, 1998). Dessa forma, as características histológicas do músculo sóleo (80-100% de fibras de contração lenta), proporcionam reduzida porcentagem de aquaporinas, o que pode fazer com que o mecanismo osmótico seja pouco atuante como estímulo anabólico.

Portanto, é possível que as características cito/histológicas do músculo sóleo, predominantemente composto por fibras lentas, permitam uma resposta hipertrófica menos eficiente, pouco sensível à diferentes protocolos de treinamento quando

comparado a outros grupos musculares de maior volume (ex., quadríceps) (TRAPPE *et al.*, 2004).

Mesmo que com protocolos semelhantes, a pressão do manguito assumida por Natsume e colaboradores foi 40% mais elevada do que no presente trabalho. Todavia, a restrição de fluxo sanguíneo a partir de pressões de oclusão próximas à pressão aplicada neste estudo (~100 mmHg) tem causado relevante hipertrofia muscular (LAURENTINO, 2008; LIXANDRAO *et al.*, 2008). Embora os aumentos de espessura muscular tenham sido significativos, não há evidências para supor que a ausência de hipertrofia no sóleo tenha sido consequência da baixa pressão do manguito. Por outro lado, a largura do manguito tem impacto relevante sobre o acúmulo de sangue venoso (CRENSHAW *et al.*, 1988; SUGA *et al.*, 2009). O uso de um manguito largo (240 mm), aplicado sobre a maior parte do comprimento da coxa pode ser considerado como adequado e suficiente para fornecer o estímulo hipertrófico. No entanto, as sucessivas contrações musculares podem facilitar pequenas frações de retorno venoso e reduzir as condições de restrição de fluxo, reduzindo o acúmulo de metabólitos (MADARAME *et al.*, 2010). Assim, parece plausível que as contrações intermitentes dos músculos da panturrilha, geradas pelas contrações evocadas, poderiam ter permitido que parte do volume venoso retido através da oclusão tenha sido liberado e, conseqüentemente, limitado o acúmulo de metabólitos importantes para o estímulo hipertrófico. Dessa forma, a hipótese 1 em que a combinação dos treinos eletroestimulatório neuromuscular e restrição de fluxo sanguíneo proverá ganhos hipertróficos no músculo sóleo do membro treinado, comparado ao membro controle e ao início do treinamento, não foi confirmada.

Não foram identificadas variações significativas na frequência mediana após o período de treinamento nos grupos experimental e controle. É possível que a ausência de variação no domínio espectral seja explicada pelo tipo de fibra encontrada no músculo sóleo. As unidades motoras formadas por fibras lentas, como é o caso do sóleo, exigem baixas frequências de disparo quando comparadas a grupos musculares predominantemente formados por fibras de contração rápida, como o quadríceps. Pelo fato de taxas reduzidas de estímulo serem suficientes para alcançarem o amplo recrutamento de unidades motoras a partir da contração muscular (BICHLER & CELICHOWSKI, 2001), a variação entre a frequência de disparo antes do treinamento e a frequência de disparo pós treinamento torna-se

pouco expressiva, em comparação com músculos compostos predominantemente por fibras de contração rápida (ORIZIO *et al.*, 1990).

Esses resultados estão de acordo com os achados de Patten e colaboradores (PATTEN *et al.*, 2001) que não encontraram diferenças na frequência de disparos entre as avaliações pré e pós treinamento de resistência decorrido após seis semanas para músculos de fibras lentas. Por outro lado, variações de pH e composição intracelular podem interferir na captação de sinais eletromiográficos (DUCHENNE, 1993; HÅKANSSON, 1957). Assim, a combinação de treinos utilizados neste protocolo, que se encaixam em estímulos metabólicos, pode ter reduzido o pH (MORITANI, 1992) de maneira que os sinais eletromiográficos captados tenham sido ocultos.

Sabe-se da importância da aplicação da relação elétrica  $H_{\max}/M_{\max}$  em humanos, frequentemente utilizada com o objetivo de observar e/ou identificar adaptações medulares (NIELSEN *et al.*, 1993, MAFFIULETTI *et al.*, 2001). Uma maior excitabilidade da via reflexa possibilita um recrutamento de um número maior de unidades motoras de forma mais precoce (HOLTERMANN *et al.*, 2007) que contribuem para a melhoria da geração de força (LAGERQUIST *et al.*, 2006) e velocidade de contração (HOLTERMANN *et al.*, 2007). Proposto para interpretar a excitabilidade medular, a relação  $H_{\max}/M_{\max}$  é aplicada com maior foco no músculo sóleo (ZEHR, 2002), devido a facilidade de acesso ao nervo tibial e respostas reflexas. Entretanto, mesmo com diversos trabalhos, os resultados ainda permanecem contraditórios. Na presente pesquisa, as mudanças nos valores da relação  $H_{\max}/M_{\max}$  pré e pós-treino nos grupos CON e EXP não foram significativas.

Devido à novidade dos treinos combinados do trabalho proposto, não existem pesquisas na literatura que analisem a relação  $H_{\max}/M_{\max}$  com protocolos similares. Os trabalhos longitudinais desenvolvidos para interpretação reflexa medular geralmente envolvem treinos de força máxima e reportam resultados similares, sem diferenças significativas (BARRUÉ-BELOU *et al.*, 2016; HOLTERMANN *et al.*, 2007; LAGERQUIST *et al.*, 2006) ou com mínimo aumento da relação  $H_{\max}/M_{\max}$  após um período de atividade física (AAGAARD, 2000; SCAGLIONI *et al.*, 2002; LAGERQUIST *et al.*, 2006; HOLTERMANN *et al.*, 2007).

A presente pesquisa corrobora com os resultados dos grupos pré e pós treino admitidos para as análises de Barrué-Belou e colaboradores, que avaliaram ajustes neurais através da relação  $H_{\max}/M_{\max}$  de contrações isométricas, concêntricas e

excêntricas do músculo sóleo com treinos submáximos (BARRUÉ-BELOU, 2016). Entretanto, Como as análises da relação elétrica  $H_{máx}/M_{máx}$  antes e após o treinamento foram realizadas em repouso, é razoável presumir que essas pequenas variações não revelem os ajustes neurais durante a realização de um exercício (LAGERQUIST *et al.*, 2006). É possível que as mudanças identificadas a partir do presente protocolo indiquem adaptações crônicas; que envolvam mudanças bioquímicas ou estruturais e que sejam diferentes das adaptações durante o movimento. Os ajustes durante a tarefa executada, sugerem que exista uma plasticidade dependente do exercício (HOLTERMANN *et al.*, 2007), mas, devido ao envolvimento de vias aferentes e eferentes presentes na circuitaria neural, a identificação do *loco* que sofreu o ajuste e o fator preponderante responsável pelas mudanças sobre o reflexo H é muito mais custoso.

A ausência de modulações significativas sugere que o equilíbrio entre a medula e a inibição recíproca em facilitar o movimento, possivelmente permaneceu inalterado. Por um lado, é possível que o programa de treinamento utilizado no presente estudo, assim como outros (DUCLAY *et al.*, 2008; EKBLÖM, 2010), não tenha modificado significativamente a excitabilidade espinal, atribuído principalmente à mecanismos inibidores durante a contração muscular (DUCLAY & MARTIN 2005; PINNIGER *et al.*, 2001). Por outro lado, a ausência de variações na relação  $H_{máx}/M_{máx}$  pode sugerir que as contrações evocadas combinadas ao treinamento oclusivo restringem os ajustes neurais às adaptações supra-medulares, com diferentes protocolos de análises. A diferença de protocolos é suficiente para promover sensíveis alterações na amplitude dos reflexos. Portanto, a comparação entre este estudo e outros deve ser feita com cautela. Assim, a hipótese 3, em que haveria aumento da relação  $H_{máx}/M_{máx}$  do membro treinado comparado às análises pré-treino, não foi confirmada.

---

## 6. CONCLUSÕES

O presente estudo investigou os efeitos morfológicos e neurais decorrentes da combinação de estímulos elétricos evocados por eletroestimulação neuromuscular e restrição de fluxo sanguíneo em jovens saudáveis. Não foram encontradas variações significativas de força e espessura muscular no segmento treinado após o experimento. A ausência de resultados pode estar diretamente relacionada às características cito/histológicas do músculo sóleo, como a predominância de fibras oxidativas e baixa porcentagem de aquaporinas, que o torna pouco responsável ao treinamento proposto.

Não foram encontradas variações na frequência mediana e relação  $H_{m\acute{a}x}/M_{m\acute{a}x}$  pós treino e entre os grupos. Assim, os protocolos aplicados não desencadeiam ajustes medulares, nem modularam a frequência de disparos neurais, restringindo possíveis variações à adaptações corticais.

O treino combinado a partir de eletroestimulação neuromuscular e restrição de fluxo sanguíneo, a partir dos protocolos aplicados, não é adequado para promover ajustes medulares, tampouco força e hipertrofia.

## 7. REFERÊNCIAS

- AAGAARD P, SIMONSEN EB, ANDERSEN JL, MAGNUSSON P, HALKJÆR-KRISTENSEN J, AND DYHRE-POULSEN P. Neural inhibition during maximal eccentric and concentric quadriceps contraction: effects of resistance training. **J Appl Physiol** 89: 2249– 2257, 2000.
- ABE T, KEARNS CF, 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**,100(5):1460-6, 2006.
- AGNE JE. **Eletroterapia teoria e prática**. Santa Maria: Orium; 2005.
- ALTUBASI, M., I., The effect of neuromuscular electrical stimulation (NMES) in inducing muscle hypertrophy and improvement in muscle torque within the quadriceps muscle of elderly people. **University of Pittsburgh**, 2012, 110 pages.
- ANTONIO J. Nonuniform Response of Skeletal Muscle to Heavy Resistance Training: Can Bodybuilders Induce Regional Muscle Hypertrophy? **Journal of Strength and Conditioning Research**. Vo1.14, n° 1, pp:102-113, 2000.
- ANTUNES NETO, J. M. F.; MELO, P.; AGOSTINHO FILHO, J. P.; MAGALHÃES, N. P.; PILATTI, L. S.; SOLDIER, M. O. Desmistificando a ação do lactato nos eventos de or muscular tardia induzida pelo exercício físico: proposta de uma aula prática. **Revista Brasileira de Ensino de Bioquímica e Biologia Molecular**, v. 2, p. A1-A15, 2006.
- ARATA TSUTAKI, RIKI OGASAWARA, KOJI KOBAYASHI, KIHUYUK LEE, KARINA KOUZAKI, KOICHI NAKAZATO. Effect of Intermittent Low-Frequency Electrical Stimulation on the Rat Gastrocnemius Muscle. **BioMed Research International**. Volume 2013.
- ARMSTRONG, R. B. Initial events in exercise-induced muscular injury. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 22, n. 4, p. 429-435, 1990.
- BARRUÉ-BELOU S., AMARANTINI D., MARQUE P., DUCLAY J. Neural adaptations to submaximal isokinetic eccentric strength Training. **Eur J Appl Physiol** -016-3367-1, 2016.
- BERGQUIST AJ, CLAIR JM, LAGERQUIST O, MANG CS, OKUMA Y, COLLINS DF Neuromuscular electrical stimulation: implications of the electrically-evoked sensory volley. **Eur J Appl Physiol**, 2011.
- BICHLER E, CELICHOWSKI J. Mechanomyographic signals generated during unfused tetani of single motor units in the rat medial gastrocnemius muscle. **Eur J Appl Physiol** 85(6): 513– 520, 2001.
- BIGLAND-RITCHIE B, JONES D, WOODS J. Excitation frequency and muscle fatigue: electrical responses during human voluntary and stimulated contractions. **Experimental neurology**. 64(2):414-27,1979.
- BODINE-FOWLER S. Skeletal muscle regeneration after injury: an overview. **Journal Voice** Vol.8, n° 1, pp:53-62, 1994.
- BROCHERIE F, BABAULT N, COMETTI G, MAFFIULETTI N, CHATARD JC. Electrostimulation training effects on the physical performance of ice hockey players. **Med Sci Sports Exerc** 37:455–460, 2005.

- BICKEL C. S., C. M. GREGORY, AND J. C. DEAN, Motor unit recruitment during neuromuscular electrical stimulation: a critical appraisal. **European Journal of Applied Physiology**, vol. 111, no. 10, pp. 2399–2407, 2011.
- CARROLL TJ, RIEK S, CARSON RG. Neural adaptations to resistance training: implications for movement control. **Sports Med** 31:829–840, 2001.
- CARROLL TJ, HERBERT RD, MUNN J, LEE M, GANDEVIA SC. Contralateral effects of unilateral strength training: evidence and possible mechanisms. **J Appl Physiol**. 2006;101(5):1514–22.
- CHANG YJ, HSIEH TH, HUANG YM, HSU MJ, WONG AM-K. A lack of modulation of motor evoked potential in individuals with sensory impaired spinal cord injuries. **JMBE** 2011;31(1):37–43.
- CRENSHAW AG, HARGENS AR, GERSHUNI DH, RYDEVIK B. Wide tourniquet cuffs more effective at lower inflation pressures. **Acta Orthopaedica**.;59(4):447-51, 1988.
- DEBOLD EP. Recent insights into the molecular basis of muscular fatigue. **Med Sci Sports Exerc**. 2012.
- DUCHENE J, GOUBEL F. Surface electromyogram during voluntary contraction: processing tools and relation to physiological events. **Crit Rev Biomed Eng**;21:313–397, 1993.
- DUCLAY J, MARTIN A. Evoked H-reflex and V-wave responses during maximal isometric, concentric, and eccentric muscle contraction. **J Neurophysiol** 94(5):3555–3562, 2005.
- DUCLAY J, MARTIN A, ROBBE A, POUSSON M. Spinal reflex plasticity during maximal dynamic contractions after eccentric training. **Med Sci Sports Exerc** 40(4):722–734, 2008.
- EKBLOM MM. Improvements in dynamic plantar flexor strength after resistance training are associated with increased voluntary activation and V-to-M ratio. **J Appl Physiol** 109(1):19–26, 2010.
- FARTHING JP. Cross-education of strength depends on limb dominance: implications for theory and application. **Exerc Sport Sci Rev** 37:179–187, 2009.
- FRANCIULLI PM, A BIGONGIARI, F ANDRADE, RC ARAÚJO, L MOCHIZUKI A somatória de estímulos voluntários e eletricamente eliciados aumenta o torque articular? **Bioscience Journal**, 2008.
- FRIGERI A, NICCHIA GP, VERBAVATZ JM, VALENTI G, SVELTO M. Expression of aquaporin-4 in fast-twitch fibers of mammalian skeletal muscle. **Journal of Clinical Investigation**.;102(4):695, 1998.
- FUJIWARA K, ASAI H, TOYAMA H et al. Changes in muscle thickness of gastrocnemius and soleus associated with age and sex. *Aging clinical and experimental research*, 22(1):24-30, 2010.
- GABRIEL DA, KAMEN G, FROST G. Neural adaptations to resistive exercise: mechanisms and recommendations for training practices. **Sports Med** 36:133–149, 2006.
- GONDIN J, COZZONE PJ, BENDAHAN D. Is high-frequency neuromuscular electrical stimulation a suitable tool for muscle performance improvement in both healthy humans and athletes? **Eur J Appl Physiol**, Oct;111(10):2473-87, 2011.

- GREVE J, MUSZKAT R, SCHMIDT B, CHIOVATTO J, BARROS T, BATISTELLA L. Functional electrical stimulation (FES): muscle histochemical analysis. **Paraplegia**;31:764–770, 1993.
- GUISSARD, N. AND DUCHATEAU, J. Effect of static stretch training on neural and mechanical properties of the human plantarflexor muscles. **Muscle Nerve** 29, 248–255, 2004.
- HÅKANSSON CH. Action potentials recorded intra- and extracellularly from isolated frog muscle fibre in Ringer's solution and in air. **Acta Physiol Scand**;39:291–312, 1957.
- HAN BS, JANG SH, CHANG Y, BYUN WM, LIM SK, KANG DS. Functional magnetic resonance image finding of cortical activation by neuromuscular electrical stimulation on wrist extensor muscles. *Am J Phys Med Rehabil* 82:17–20, 2003.
- HAUSSINGER D, ROTH E, LANG F, GEROK W. Cellular hydration state: an important determinant of protein catabolism in health and disease. **Lancet**.;341(8856):1330-2. 1993.
- HAWKE, TJ & GARRY DJ. Myogenic satellite cells: Physiology to molecular biology. **Journal of Applied Physiology**. Vo1.91, n02, pp:534-551, 2001.
- HOLTERMANN, A. et al. "Enhanced H-reflex with resistance training is related to increased rate of force development." **Eur J Appl Physiol** 101(3): 301-12, 2007.
- HOUTMAN CJ, STEGEMAN DF, VAN DIJK JP, et al. Changes in muscle fiber conduction velocity indicate recruitment of distinct motor unit populations. **J Appl Physiol**.;95(3):1045–54, 2003.
- HUGON M. Methodology of the Hoffmann reflex in man. In: **New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology**, edited by Desmedt JE. Basel: Karger, , vol. 3, p. 277– 293, 1973.
- HULTBORN H, MEUNIER S, PIERROT-DESEILLIGNY E, AND SHINDO M. Changes in presynaptic inhibition of Ia fibres at the onset of voluntary contraction in man. **J Physiol** 389: 757 – 772, 1987.
- J M GREVE, R MUSZKAT PT, B SCHMIDT, J CHIOVATTO, T E P BARROS F, L R BATISTTELLA. Functional electrical stimulation (FES): muscle histochemical analysis. **J of parap.** 764-770, 1993.
- JOHNSON M. A., J. POLGAR, D. WEIGHTMAN AND D. APPLETON. Data on the Distribution of Fibre Types in Thirty-six Human Muscles An Autopsy Study. *Journal of the neurological Sciences*, 18, 111-129, 1973.
- K. HAKKINEN, W. J. KRAEMER, R. U. NEWTON; M. ALLEN. Changes in electromyographic activity, muscle fibre and force production characteristics during heavy resistance/power strength training in middle-aged and older men and women. **Acta Physiol Scand**, 2001.
- K. KOBAYASHI, R. OGASAWARA, A. TSUTAKI, K. LEE, E. OCHI, AND K. NAKAZATO, "Genetic strain-dependent protein metabolism and muscle hypertrophy under chronic isometric training in rat gastrocnemius muscle," **Physiological Research**, vol. 61, no. 5, pp. 527–535, 2012.
- KIMBERLEY TJ, LEWIS SM, AUERBACH EJ, DORSEY LL, LOJOVICH JM, CAREY JR. Electrical stimulation driving functional improvements and cortical changes in subjects with stroke. **Exp Brain Res** 154:450–460, 2004.

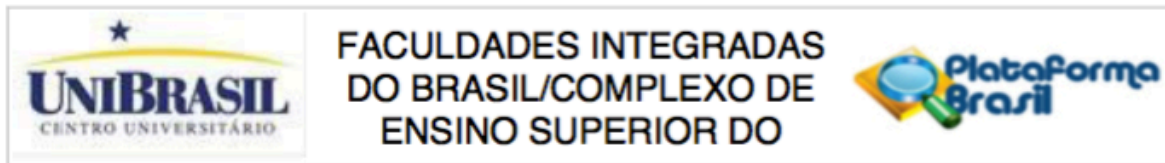
- KRAEMER WJ & HAKKINEN K. *Treinamento de força para o esporte*. São Paulo, **Artmed Editora**, 2004.
- KRAEMER WJ, ADAMS K, CAFARELLI E, DUDLEY GA, DOOLY C, FEIGENBAUM MS, FLECK SJ, FRANKLIN B, FRY AC, HOFFMAN JR, NEWTON RU, POTTEIGER J, STONE MH, RATAMESS NA, TRIPLETT-MCBRIDE T; ACSM. **American College of Sports Medicine** position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. Vol.34, n02, pp:364-80, 2002.
- KUBO K, KOMURO T, ISHIGURO N, TSUNODA N, SATO Y, ISHII N, KANEHISA H, FU KUNAGA T. Effects of low-load resistance training with vascular occlusion on the mechanical properties of muscle and tendon. **J Appl Bio mech**; 22:112–119, 2006.
- LAGERQUIST, O. et al. "Increased spinal reflex excitability is not associated with neural plasticity underlying the cross-education effect." *J Appl Physiol* 100(1): 83-90, 2006.
- LAUGHMAN RK, YODAS JW, GARRETT TR, CHAO EYS. Strength changes in the normal quadriceps femoris muscle as a result of electrical stimulation. **Phys Ther**; 63:494-499, 1983.
- LAURENTINO G, UGRINOWITSCH C, AIHARA AY ET AL. Effects of strength training and vascular occlusion. **International journal of sports medicine**.;29(8):664-7, 2008.
- LAURENTINO GC, UGRINOWITSCH C, ROSCHEL H et al. Strength training with blood flow restriction diminishes myostatin gene expression. **Medicine and science in sports and exercise**.;44(3):406-12, 2012.
- LIXANDRAO ME, UGRINOWITSCH C, LAURENTINO G et al. Effects of exercise intensity and occlusion pressure after 12 weeks of resistance training with blood-flow restriction. **European journal of applied physiology**.;115(12):2471-80, 2015.
- LOENNEKE J. P, CHRISTOPHER A. FAHS, LINDY M. ROSSOW, ROBERT S. THIEBAUD, KEVIN T. MATTOCKS, TAKASHI ABE AND MICHAEL G. BEMBEN. Blood flow restriction pressure recommendations: a tale of two cuffs. *Front Physiol*.; 4: 249, 2013.
- LOENNEKE JP, WILSON GJ, WILSON JM. A mechanistic approach to blood flow occlusion. *International journal of sports medicine*.;31(1):1-4, 2010.
- LUNDBERG, A. The excitatory control of the Ia inhibitory pathway. Excitatory synaptic mechanisms. Universitetsforlaget, **Oslo**, p. 333-340, 1970.
- LYONS, G. M.; LEANE, G. E.; CLARKE-MOLONEY, M.; O'BRIEN, J. V.; GRACE, P. A. An investigation of the effect of electrode size and electrode location on comfort during stimulation of the gastrocnemius muscle. **Med Eng Phys**. v. 26, n. 10: p. 873-8, 2004.
- MADARAME H, KURANO M, TAKANO H et al. Effects of low-intensity resistance exercise with blood flow restriction on coagulation system in healthy subjects. **Clinical physiology and functional imaging**.;30(3):210-3, 2010.
- MAFFIULETTI, N.A. et al. Electrical and mechanical H(max)-to-M(max) ratio in power and endurance-trained athletes. **J Appl Physiol** 90(1): 3-9, 2001.
- MCDUGALL ID, SALE DG, ALWAYS SE, SUTTON IR. Muscle fiber number in biceps brachii in bodybuilders and control subjects. **Journal of Applied Physiology**. Vo1.57, n01, pp:1399-1403, 1984.
- MCMIKEN DF, TODD-SMITH M, THOMPSON C. Strengthening of human quadriceps muscles by cutaneous electrical stimulation. **Scand J Rehabil Med** 15:25–28, 1983.

- MILLER KJ, GARLAND SJ, IVANOVA T, et al. Motor-unit behavior in humans during fatiguing arm movements. **J Neurophysiol.**;75(4):1629–36, 1996.
- MORITANI T AND DEVRIES HA. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. **Am J Phys Med Rehabil** 58: 115–130, 1979.
- MORITANI T, SHERMAN WM, SHIBATA M, et al. Oxygen availability and motor unit activity in humans. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol.**;64(6):552–6, 1992.
- NATSUME T, OZAKI H, SAITO AI, ABE T, NAITO H. Effects of Electrostimulation with Blood Flow Restriction on Muscle Size and Strength. **Medicine and science in sports and exercise**, 2015.
- NIELSEN, J. et al. "H-reflexes are smaller in dancers from The Royal Danish Ballet than in well-trained athletes." **Eur J Appl Physiol Occup Physiol** 66: 116-121,1993.
- OCHI E., NAKAZATO K., AND ISHII N., "Effects of eccentric exercise on joint stiffness and muscle connectin (Titin) isoform in the rat hindlimb," **Journal of Physiological Sciences**, vol. 57, no. 1, pp. 1–6, 2007.
- OGASAWARA, K. KOBAYASHI, A. TSUTAKI et al. mTOR signaling response to resistance exercise is altered by chronic resistance training and detraining in skeletal muscle, **Journal of Applied Physiology**, vol. 114, no. 7, pp. 934–940, 2013.
- ORIZIO C, PERINI R, DIEMONT B, MARANZANA FIGINI M, VEICSTEINAS A. Spectral analysis of muscular sound during isometric contraction of biceps brachii. **J Appl Physiol** 68(2):508–512, 1990.
- OZAKI H, SAKAMAKI M, YASUDA T ET AL. Increases in thigh muscle volume and strength by walk training with leg blood flow reduction in older participants. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, 2010.
- PADILLA COLON CJ, SANCHEZ COLLADO P, CUEVAS MJ. Benefits of strength training for the prevention and treatment of sarcopenia. **Nutr Hosp.** 1;29(5):979-88. doi: 10.3305/nh.2014.29.5.7313, 2014.
- PATTEN, C., G. KAMEN AND D. M. ROWLAND. Adaptations in maximal motor unit discharge rate to strength training in young and older adults. **Muscle Nerve** 24(4): 542-550, 2001.
- PEARSON S. J. HUSSAIN SR. A Review on the Mechanisms of Blood-Flow Restriction Resistance Training-Induced Muscle Hypertrophy. **Sports Med**; 45(2):187-200, 2015.
- PICHON F, CHATARD JC, MARTIN A, COMETTI G. Electrical stimulation and swimming performance. **Med Sci Sports Exerc** 27:1671–1676, 1995.
- PIERCE JR, CLARK BC, PLOUTZ-SNYDER LL, KANALEY JA. Growth hormone and muscle function responses to skeletal muscle ischemia. **Journal of applied physiology.**;101(6):1588-95, 2006.
- PINNIGER GJ, NORDLUND M, STEELE JR, CRESSWELL AG. H-reflex modulation during passive lengthening and shortening of the human triceps surae. **J Physiol** 534(Pt 3):913–923, 2001.
- POPE, ZK, WILLARDSON, JM, AND SCHOENFELD, BJ. Exercise and blood flow restriction. **J Strength Cond Res** 27(10): 2914– 2926, 2013.

- R. OGASAWARA, K. KOBAYASHI, A. TSUTAKI ET AL., "mTOR signaling response to resistance exercise is altered by chronic resistance training and detraining in skeletal muscle," *Journal of Applied Physiology*, vol. 114, no. 7, pp. 934–940, 2013.
- RONALD D. LOCICERO, MS, . The effect of electrical stimulation on isometric and isokinetic knee extension torque: Interaction of the Kinestim Electrical Stimulator and the Cybex II+. electrical stimulation during exercise. **JOSPT** 13:3,1991.
- SAHLIN K, SODERLUND K, TONKONOOGI M, et al. Phosphocreatine content in single fibers of human muscle after sustained sub- maximal exercise. **Am J Physiol.**;273, 1997.
- SALE DG, MACDOUGALL JD, UPTON A, AND MCCOMAS AJ. Effect of strength training upon motoneuron excitability in man. **Med Sci Sports Exerc** 15: 57 – 62,1983.
- SALE DG. Neural adaptation to resistance training. **Med Sci Sports Exerc** 20:S135–S145, 1988.
- SATO, A. YOSHITOMI, T. ABE. Acute growth hormone response to low-intensity KAATSU resistance exercise: Comparison between arm and leg.**Int. J. KAATSU Training Res**; 1: 45-50, 2005.
- SCAGLIONI, G. et al. Plantar flexor activation capacity and H reflex in older adults: adaptations to strength training. **J Appl Physiol** 92(6): 2292-302, 2002.
- SCHABRUN SM, RIDDING MC, GALEA MP, HODGES PW, CHIPCHASE LS. Primary sensory and motor cortex excitability are co-modulated in response to peripheral electrical nerve stimulation. **PLoS ONE** 2012.
- SCHIEPPATI M. The Hoffmann reflex: a means for assessing spinal reflex excitability and its descending control in man. **Prog Neurobiol** 28: 345 – 376, 1987.
- SCHOENFELD, B., J. Potential Mechanisms for a Role of Metabolic Stress in Hypertrophic Adaptations to Resistance Training. **Sports Med** 43:179–194, 2013.
- SOLOMONOW, M. et al. "Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies." **J Appl Physiol** 68: 1177-1185, 1990.
- SUGA T, OKITA K, MORITA N et al. Intramuscular metabolism during low-intensity resistance exercise with blood flow restriction. *Journal of applied physiology*.;106(4):1119-24, 2009.
- suitable tool for muscle performance improvement in both healthy humans and athletes? *Eur J Appl Physiol*; 111(10):2473-8, 2011.
- SUNDBERG CJ. Exercise and training during graded leg ischaemia in healthy man with special reference to effects on skeletal muscle. **Acta Physiol Scand Suppl.**;615:1–50, 1994.
- SWEARINGEN, J. V. "Estimulação elétrica para aprimorar e restabelecer a performance muscular". In: NELSON, R.M.; HAYES, K. W.; CURRIER, D. P. **Eletroterapia clinica**. 3a ed. Ed. Manole, p. 143-181, 2003.
- T. HORTOBAGYI N. A. MAFFIULETTI. Neural adaptations to electrical stimulation strength training. 111:2439–2449 DOI 10.1007/s00421-011-2012-2 **Eur J Appl Physiol**, 2011.
- TAKAHASHI M, TAKEDA K, OTAKA Y, OSU R, HANAKAWA T, GOUKO M, et al. Event related desynchronization-modulated functional electrical stimulation system for stroke rehabilitation: a feasibility study. **J Neuroeng Rehab**, 2012.

- TAKARADA Y, TAKAZAWA H, SATO Y, et al. Effects of resistance exercise combined with moderate vascular occlusion on muscular function in humans. **J Appl Physiol.**;88(6):2097–106, 2000.
- TRAPPE T, RAUE U, TESCH PA. Human soleus muscle protein synthesis following resistance exercise. **Acta physiologica scandinavica**;182(2):189-96, 2004.
- TRICOLI, W., Mechanisms involved in delayed onset muscle soreness etiology. **Rev. Bras. Ciên. e Mov.** 9 (2): 39-44, 2001.
- TRIMBLE MH, ENOKA RM. Mechanisms underlying the training effects associated with neuromuscular electrical stimulation. **Phys Ther.** Apr;71(4):273-80, 1991.
- VERKMAN A, MITRA AK. Structure and function of aquaporin water channels. **American Journal of Physiology-Renal Physiology.**;278(1):F13-F28, 2000.
- VOLLESTAD NK, VAAGE O, HERMANSEN L. Muscle glycogen depletion patterns in type I and subgroups of type II fibres during prolonged severe exercise in man. **Acta Physiol Scand.**;122(4):433–41, 1984.
- YASUDA T, ABE T, SATO Y, et al. Muscle fiber cross-sectional area is increased after two weeks of twice daily KAATSU-resistance training. **Int J KAATSU Train Res.**;1(2):65–70, 2005.
- YASUDA T, FUJITA T, MIYAGI Y, KUBOTA Y, SATO Y, NAKAJIMA T, BEMBEN MG, ABE T Electromyographic responses of arm and chest muscle during bench press exercise with and without KAATSU. **Int J KAATSU Training Res** 2:15-18, 2006.
- YASUDA T, LOENNEKE JP, THIEBAUD RS, ABE T. Effects of blood flow restricted low-intensity concentric or eccentric training on muscle size and strength. **PloS one.**;7(12):e52843, 2012.
- ZEHR, P.E. Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies. **European J Appl Physiol** 86(6): 455-468, 2002.
- ZHOU S. Chronic neural adaptations to unilateral exercise: mechanisms of cross education. **Exerc Sport Sci Rev** 28:177–184, 2000.

## 8. ANEXO 1

**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP****DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** ADAPTAÇÕES NEURAIS MEDULARES EM HUMANOS TREINADOS COM ELETROESTIMULAÇÃO E RESTRIÇÃO PARCIAL DO FLUXO SANGUÍNEO

**Pesquisador:** Sérgio Luiz Ferreira Andrade

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 41411114.5.0000.0095

**Instituição Proponente:** Faculdades Integradas do Brasil/Complexo de Ensino Superior do

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 983.273

**Data da Relatoria:** 04/03/2015

**Apresentação do Projeto:**

Texto adequado.

**Objetivo da Pesquisa:**

Texto adequado.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Texto adequado.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Texto adequado.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Texto adequado.

**Recomendações:**

Substituir a sigla CEPE por CEP no projeto detalhado e nas informações básicas.

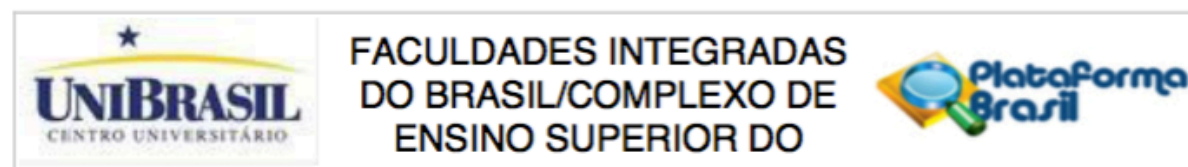
**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

O projeto atende as exigências do CEP.

**Situação do Parecer:**

**Aprovado**

<b>Endereço:</b> Rua Konrad Adenauer, 442	<b>CEP:</b> 82.821-020
<b>Bairro:</b> Tarumã	
<b>UF:</b> PR	<b>Município:</b> CURITIBA
<b>Telefone:</b> (41)3361-4323	<b>Fax:</b> (41)3361-4200
	<b>E-mail:</b> cep@unibrasil.com.br



Continuação do Parecer: 983.273

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

O Colegiado acata o parecer dos relatores, com a recomendação de substituir a sigla CEPE por CEP no projeto detalhado e nas informações básicas.

CURITIBA, 12 de Março de 2015

---

**Assinado por:**  
**Maria Regina Pinheiro de Andrade Tizzot**  
**(Coordenador)**