

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA  
FACULDADE DE CEILÂNDIA

KARENINA ARRAIS GUIDA MODESTO

PROGRAMA DE TREINAMENTO COM CORRENTE RUSSA E BAIXA FREQUÊNCIA  
INDUZEM ADAPTAÇÕES NEUROMUSCULARES SIMILARES NO MÚSCULO  
QUADRICEPS DE JOGADORES DE FUTEBOL

DISSERTAÇÃO

BRASÍLIA

2017

KARENINA ARRAIS GUIDA MODESTO

PROGRAMA DE TREINAMENTO COM CORRENTE RUSSA E BAIXA FREQUÊNCIA  
INDUZEM ADAPTAÇÕES NEUROMUSCULARES SIMILARES NO MÚSCULO  
QUADRICEPS DE JOGADORES DE FUTEBOL

Dissertação apresentada ao Programa de Pós  
Graduação em Ciências da Reabilitação, como  
parte dos requisitos necessários à obtenção do  
título de Mestre.

Orientador: João Luiz Quagliotti Durigan

Brasília

2017

Ficha catalográfica elaborada automaticamente,  
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

M691p Modesto, Karenina Arrais Guida  
Programa de treinamento com corrente russa e baixa  
frequência induzem adaptações neuromusculares similares no  
músculo quadríceps de jogadores de futebol / Karenina Arrais  
Guida Modesto; orientador João Luiz Quagliotti Durigan. --  
Brasília, 2017.  
33 p.

Dissertação (Mestrado - Mestrado em Ciências da  
Reabilitação) -- Universidade de Brasília, 2017.

1. Estimulação elétrica. 2. Treinamento de resistência.  
3. Fisioterapia . 4. Esportes. 5. Adaptação muscular. I.  
Durigan, João Luiz Quagliotti, orient. II. Título.

# **FOLHA DE APROVAÇÃO**

**KARENINA ARRAIS GUIDA MODESTO**

**PROGRAMA DE TREINAMENTO COM CORRENTE RUSSA E BAIXA FREQUÊNCIA  
INDUZEM ADAPTAÇÕES NEUROMUSCULARES SIMILARES NO MÚSCULO  
QUADRICEPS DE JOGADORES DE FUTEBOL**

Brasília 18 /12 /2017

## **BANCA EXAMINADORA**

---

Prof.Dr. João Luiz Quagliotti Durigan

Faculdade de Ceilândia – Universidade de Brasília

---

Prof.Dr.Bruno Manfredini Baroni

Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre

---

Prof.Dr. Gerson Cipriano Jr

Faculdade de Ceilândia – Universidade de Brasília

## **DEDICATÓRIA**

Dedico este trabalho primeiramente a Deus, por ser essencial para mim, autor da minha vida, meu guia, socorro presente na hora da angústia. Ao meu pai Agnus Modesto de Sousa, à minha mãe Regina Célia Arrais Guida Modesto, ao meu irmão Kaio Graco Arrais Guida Modesto e ao meu marido Johnny Prado. Dedico a toda minha família, meus tios, tias, ao meu avô Dalmo Modesto de Sousa e avó Joana Lustosa Arrais Guida. Dedico de forma especial á três pessoas que hoje já não se encontram neste meio, à minha querida avó Maria do Socorro Modesto de Sousa, á qual sinto uma profunda saudade, e sei que lá do céu guarda meus caminhos e torce por mim. Ao meu querido avô Pedro Guida a quem muito amei e guardo este amor ainda aqui dentro. E ao meu amado tio Pedro Guida Júnior.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a Deus criador de todas as coisas, por cuidar e guiar os meus passos, por me dar fortaleza nos momentos mais difíceis e por nunca me permitir perder a fé. Aos meus pais Agnus e Regina e ao meu irmão Kaio que sempre me apoiaram com muito amor e compreensão, por cuidarem e zelarem de mim, por sempre estarem ao meu lado de forma incondicional. Serei eternamente grata a Deus por ter me concedido uma família tão maravilhosa que sempre me ensinaram o amor. Agradeço em especial ao meu melhor amigo e marido Johnny, que de forma incontável e imensurável me ajudou, em vários âmbitos da minha vida. A esta universidade com destaque ao Laboratório de Força da Faculdade de Educação Física, em especial ao professor Martim Bottaro e a Flavia Regina, pelo apoio e ajuda no desenvolvimento deste trabalho. Agradeço a Gracielle por me dar suporte no início deste projeto e aos alunos de iniciação científica, Klaus e Hellora que estiveram comigo nesta caminhada. Aos voluntários que se disponibilizaram a participar deste projeto. Ao meu orientador João Luiz Quagliotti Durigan, pelos ensinamentos que me passou, por acreditar em mim quando eu mesma duvidei, por sempre me tirar da minha zona de conforto e me mostrar que eu posso ser minha melhor versão a cada dia. Aos meus amigos, os quais eu não citarei nomes, pois talvez possa me falhar a memória e ser injusta ao esquecer-me de algum, agradeço de todo coração toda a ajuda e incentivo que me deram, pois está registrado em minha mente cada um que cedeu seu tempo e veio em meu auxílio. Por fim agradeço a Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) por fomentar a pesquisa científica, através de bolsas, e outros incentivos. A todos o meu muito obrigado!

*“Em uma grande vitória, o que existe de melhor,  
é que ela tira do vencedor o receio de uma  
derrota.”*

*(Friedrich Nietzsche)*

## RESUMO

**Desenho do estudo:** Estudo randomizado, controlado e cego. **Introdução.** A estimulação elétrica neuromuscular (EENM) é amplamente utilizada para induzir aumento da força muscular, no entanto, nenhum estudo comparou os efeitos da corrente russa (CR) com uma corrente pulsada (CP) após um programa de treinamento. **Objetivos.** Avaliar os efeitos das correntes russa e pulsada no sistema neuromuscular após um período de treinamento de seis semanas. **Métodos.** Vinte e sete jogadores de futebol do sexo masculino foram randomizados em três grupos: 1) grupo controle, 2) CR (2500 Hz, burst 100 Hz, duração da fase 200  $\mu$ s) e 3) CP (100 Hz e 200  $\mu$ s). Os grupos experimentais foram treinados durante seis semanas, com três sessões por semana. Torque voluntário máximo e torque evocado, arquitetura muscular, desconforto sensorial e atividade eletromiográfica foram avaliados antes e após o período de seis semanas. **Resultados.** O torque evocado aumentou nos grupos CR ( $169,5 \pm 78,2\%$ ,  $p < 0,01$ ) e CP ( $248,7 \pm 81,1\%$ ,  $p < 0,01$ ) sem diferença entre eles. A espessura muscular e o ângulo de penetração aumentaram em CR ( $8,7 \pm 3,8\%$  e  $16,7 \pm 9,0\%$ ,  $p < 0,01$ ) e CP ( $16,1 \pm 8,0\%$  e  $27,4 \pm 11,0\%$ ,  $p < 0,01$ ). CP demonstrou valores mais baixos para EVA ( $38,8 \pm 17,1\%$ ,  $p < 0,01$ ). Não há diferença significativa para CIVM e RMS ( $p > 0,05$ ). **Conclusão.** Embora o uso generalizado de CR na prática clínica, os programas de treinamento de CR e CP produziram adaptações neuromusculares semelhantes em jogadores de futebol. No entanto, a CP gerou menor desconforto percebido.

**Palavras-chave:** Estimulação elétrica; Treinamento de resistência; Fisioterapia, Esportes, Adaptação muscular.

## ABSTRACT

**Study design:** Blinded randomized controlled trial. **Background.** Neuromuscular electrical stimulation (NMES) is widely used to induce muscular strength increase, however, no study has compared Russian current (RC) with Pulsed current (PC) effects after a training program. **Objectives.** To evaluate the effects of RC and PC NMES currents on the neuromuscular system after a six-week training period. **Methods.** Twenty-seven male soccer players were randomized in three groups: 1) control group, 2) RC (2500 Hz, burst 100 Hz, phase duration 200  $\mu$ s) and 3) PC (100 Hz and 200  $\mu$ s). Experimental groups were trained during six weeks, with three sessions per week. Maximal voluntary and evoked torque, muscle architecture, sensory discomfort and electromyographic activity were evaluated before and after the six weeks period. **Results.** Evoked torque increased in RC ( $169.5 \pm 78.2$  %,  $p < 0.01$ ) and PC groups ( $248.7 \pm 81.1$  %,  $p < 0.01$ ) without difference amongst them. Muscle thickness and pennation angle increased in RC ( $8.7 \pm 3.8$  % and  $16.7 \pm 9.0$ %,  $p < 0.01$ ) and PC ( $16.1 \pm 8.0$  % and  $27.4 \pm 11.0$  %,  $p < 0.01$ ). PC demonstrated lower values for VAS ( $38.8 \pm 17.1$  %,  $p < 0.01$ ). There is no significant difference for MVIC and RMS ( $p > 0.05$ ). **Conclusion.** Although the widespread use of RC in clinical practice, RC and PC training programs produced similar neuromuscular adaptations in soccer players. Nonetheless, PC generated less perceived discomfort.

**Keywords:** Electrical stimulation; Resistance Training; Physiotherapy, Sports, Muscle adaptation.

## LISTA DE FIGURAS

**FIGURA 1.** Desenho experimental do estudo 1 - Arquitetura muscular (espessura muscular, ângulo de penação e comprimento do fascículo), contração isométrica voluntária máxima (CIVM), atividade eletromiográfica (EMG), torque evocado, escala visual analógica (EVA).

**FIGURA 2.** Posicionamento dos eletrodos 2 – Colocações dos eletrodos durante a aplicação da EENM.

**FIGURA 3.** Escala visual analógica 3 – Escala utilizada para mensuração do índice de desconforto sensoria

**FIGURA 4.** Fluxograma 4 - Diagrama de fluxo do estudo randomizado controlado. 3 grupos: grupo controle, corrente russa (CR) e corrente pulsada (CP)

## TABELAS

**TABELA 1.** Arquitetura muscular (espessura muscular, ângulo de penetração e comprimento do fascículo) para a avaliação de pré-treinamento e avaliação pós-treinamento do estudo

**TABELA 2.** Contração isométrica voluntária máxima (CIVM) e *Mean value of the square root (RMS)* para a avaliação de pré-treinamento e avaliação pós-treinamento do estudo.

**TABELA 3.** Torque evocado e escala visual analógica (EVA) para a avaliação de pré-treinamento e avaliação pós-treinamento do estudo.

## SIGLAS

**EENM:** Estimulação elétrica neuromuscular

**CR:** Corrente Russa

**CP:** Corrente Pulsada

**EVA:** Escala visual analógica

**CIVM:** Contração isométrica voluntária máxima

**RMS:** *Mean value of the square root*

**EMG:** Atividade eletromiográfica

**KFAC:** *Kilohertz frequency alternating current*

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>13</b>
<b>2 JUSTIFICATIVA .....</b>	<b>14</b>
<b>3 MÉTODOS.....</b>	<b>15</b>
3.1 SUJEITOS.....	15
3.2 DESENHO DO ESTUDO .....	16
3.3 TREINAMENTO COM EENM.....	17
3.4 AVALIAÇÃO .....	19
3.4.1 <i>Arquitetura muscular</i> .....	19
3.4.2 <i>Contração isométrica voluntária máxima (CIVM)</i> .....	19
3.4.3 <i>Atividade eletromiográfica</i> .....	20
3.4.4 <i>Torque evocado</i> .....	20
3.4.5 <i>Escala visual analógica</i> .....	20
3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA .....	21
<b>4 RESULTADOS .....</b>	<b>21</b>
4.1 ARQUITETURA MUSCULAR .....	22
4.2 CIVM E RMS .....	23
4.3 TORQUE EVOCADO E EVA.....	23
<b>5 DISCUSSÃO .....</b>	<b>24</b>
<b>6 CONCLUSÃO.....</b>	<b>27</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>29</b>
<b>ANEXO.....</b>	<b>32</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A estimulação elétrica neuromuscular (EENM) é amplamente utilizada para induzir o fortalecimento muscular e reduzir a atrofia muscular pelo incremento da área de secção transversa das fibras musculares <sup>1, 2, 3, 4</sup>. A corrente alternada de frequência em kilohertz (KFAC) e a corrente pulsada de baixa frequência (CP) são comumente usadas na prática clínica <sup>5,6</sup>. A KFAC é caracterizada por ondas sinusoidais ou retangulares, bifásicas e não polarizadas, entregues em uma faixa de 1 a 10 KHz, geralmente moduladas dentro de uma faixa biológica entre 10 a 200 Hz <sup>7,6</sup>. A CP oferece pulsos intermitentes geralmente entre 1 e 200 Hz <sup>8,9</sup>.

A EENM tem sido usada para fortalecer os músculos, uma vez que Kots em 1971 defendeu a “Corrente Russa” (CR, 2,5 kHz, KFAC sinusoidal) para sua eficácia no aumento da força muscular nos anos 70 <sup>10,7</sup>. Kots afirmou que CR poderia produzir ganhos de força, apresentando aumentos de 30% a 40% em atletas de elite após sessões de treino de 10 minutos realizadas em vários dias, quando comparadas às produzidas pelo treinamento voluntário máximo <sup>7</sup>. Outra razão para o uso da CR na reabilitação está relacionada às intensidades supralimiares com longas durações de bursts, que podem ativar múltiplas fibras nervosas por bursts, produzindo taxas de disparo que são múltiplas frequências de bursts. Essa longa duração do burst, teoricamente, maximizariam o torque muscular através da soma de contração das fibras musculares, minimizando o desconforto <sup>7,6</sup>. No entanto, o estudo de Kots não foi reproduzido, já que o protocolo utilizado não estava completamente disponível <sup>7</sup>. Mesmo assim, o uso do CR tornou-se amplamente popular, apesar da falta de confirmação de seus benefícios para o fortalecimento muscular <sup>6</sup>.

Os efeitos agudos da CR (ou diferentes formas de onda KFAC) e da CP foram estudados e, aparentemente, estão sendo estabelecidos atualmente <sup>7,11</sup>. Dantas e colaboradores <sup>12</sup> compararam o torque evocado e o desconforto sensorial de quatro formas de onda diferentes: duas KFACs (russa e australiana) e duas CPs. Eles mostraram que, apesar do desconforto semelhante, a CR evocou torque de extensão do joelho inferior em relação às demais correntes <sup>12</sup>. Em contraste, Szecsi e Fornusek <sup>13</sup> demonstraram que a CR evocava torque no quadríceps equivalente a estimulação pela CP. Mais recentemente, Medeiros e colaboradores <sup>14</sup> demonstraram que durações de pulso mais longas induziram maior torque evocado pela EENM, independentemente dos parâmetros de frequência portadora (KFAC em relação a CP). Finalmente, Da Silva e colaboradores <sup>6</sup>, em uma revisão sistemática com meta-análise, sugeriram que as diferentes formas de KFAC (incluindo CR) e de CP têm efeitos

semelhantes no torque evocado do quadríceps e desconforto auto relatado em indivíduos saudáveis. Os estudos incluídos nesta meta-análise focaram apenas nos efeitos agudos das diferentes correntes de EENM <sup>6</sup>.

A EENM tem sido usada em programas de treinamento para atletas, no entanto, não há consenso definitivo sobre a melhor corrente para aumentar o desempenho muscular <sup>15,16,17</sup>. Filipovic e colaboradores <sup>17</sup> após um período de estimulação de 3-6 semanas por EENM encontraram ganhos significativos na força máxima, potência e velocidade. A EENM oferece uma alternativa promissora ao treinamento de força tradicional para aumentar a força e as habilidades motoras <sup>17</sup>. Apesar disso, apenas um estudo investigou os efeitos de um programa de treinamento com EENM em atletas jogadores de futebol de campo <sup>18</sup>. Após 5 semanas de treinamento por EENM (CP a 100 Hz, 400  $\mu$ s), o torque excêntrico, isométrico e concêntrico, bem como a velocidade da bola foram significativamente melhorados <sup>18</sup>. No entanto, faltam estudos que investiguem os efeitos de treinamento crônico com EENM com diferentes formas de KFAC e CP. A maioria dos estudos que analisam os efeitos do NMES em atletas avaliam a força e o desempenho funcional. Dentro do nosso conhecimento, nenhum estudo com um programa de treinamento por EENM avaliou a arquitetura muscular, embora esta variável esteja profundamente relacionada com a geração de força, potência e velocidade da atividade da fibra muscular <sup>21</sup>.

Dentro do nosso conhecimento, nenhum estudo comparou os programas de treinamento por EENM com a CR e a CP mantendo todos os parâmetros o mais próximo possível. Uma dependência das correntes russa e pulsada em ganhos de força muscular do quadríceps deve ser investigada para determinar os melhores parâmetros para induzir adaptações neuromusculares máximas com mínimo desconforto para uma aplicação ótima da EENM em medicina esportiva. O objetivo deste estudo foi testar a hipótese de que, em comparação com a CR com a mesma duração do pulso, a CP não diferiria em termos de ganhos de força, adaptação da arquitetura muscular, atividade muscular e desconforto percebido, no músculo quadríceps após um período de seis semanas de treinamento em jogadores de futebol.

## **2 JUSTIFICATIVA**

O presente estudo se justifica devido à procura cada vez maior dos possíveis benefícios da EENM, em que tal recurso vem sendo usado por um número cada vez maior de profissionais da saúde seja para fisioterapeutas, educadores físicos e demais profissionais desta área <sup>2,19</sup>, seja para fins estéticos, reabilitativos ou de rendimento esportivo <sup>20,2</sup>, é

importante a busca dos melhores parâmetros para os diversos objetivos presentes na prática clínica. Em relação ao aumento de força muscular com menor desconforto as correntes alternadas de média frequência são mais utilizadas dentro do mercado, mesmo não existindo consenso na literatura se este tipo de corrente é mais eficaz quando comparada a corrente pulsada de baixa frequência já que outros estudos apresentam resultados distintos quanto a esta escolha <sup>14</sup>. Assim como também o pouco conteúdo existente na literatura quanto aos benefícios do uso da EENM no treinamento de força em atletas jogadores de futebol de campo, fazem-se necessários novos estudos os quais apresentem o uso da EENM em atletas com o controle dos parâmetros de forma eficiente. O uso da EENM em atletas jogadores de futebol está reduzido em um único estudo realizado por Billot e colaboradores <sup>18</sup>, onde é realizado um treinamento de 5 semanas com EENM, com 20 jogadores de futebol amadores, os resultados deste estudo mostram que o treinamento com EENM traz benefícios às habilidades específicas do futebol, onde é necessário um tempo mínimo de 3 semanas para se observar o início destes benefícios. Porém neste estudo apenas um tipo de corrente foi utilizada, limitando possíveis resultados quanto aos parâmetros mais indicados para o ganho de tais habilidades. Também não é possível basear-se apenas em um único estudo para indicar o uso de EENM em jogadores de futebol para o ganho de força muscular. O presente estudo utilizará uma das correntes, mais conhecidas e utilizadas largamente na prática clínica, a Corrente Russa, devido seu uso ter sido destacado em um dos primeiros estudos para o aumento de força muscular. Também será usada para comparação dos parâmetros uma corrente pulsada de baixa frequência comumente usada dentro da prática clínica.

### **3 MÉTODOS**

#### **3.1 SUJEITOS**

Vinte e sete atletas de futebol de campo universitário participaram deste estudo. Os atletas foram recrutados no time de futebol da Universidade de Brasília. O tamanho da amostra foi determinado a priori usando G \* Power (versão 3.1.3, Universidade de Trier, Trier, Alemanha) com o nível de significância definido em  $P = 0,05$  e potência  $(1-\beta) = 0,95$  para detectar um grande efeito ( $f^2 > 0,45$ ). Realizamos um estudo piloto com cinco participantes para avaliar o tamanho do efeito para a variável dependente principal (torque evocado de todas as correntes). Com base nesses cálculos a priori e no estudo piloto, estabelecemos o tamanho final da amostra em 27 participantes.

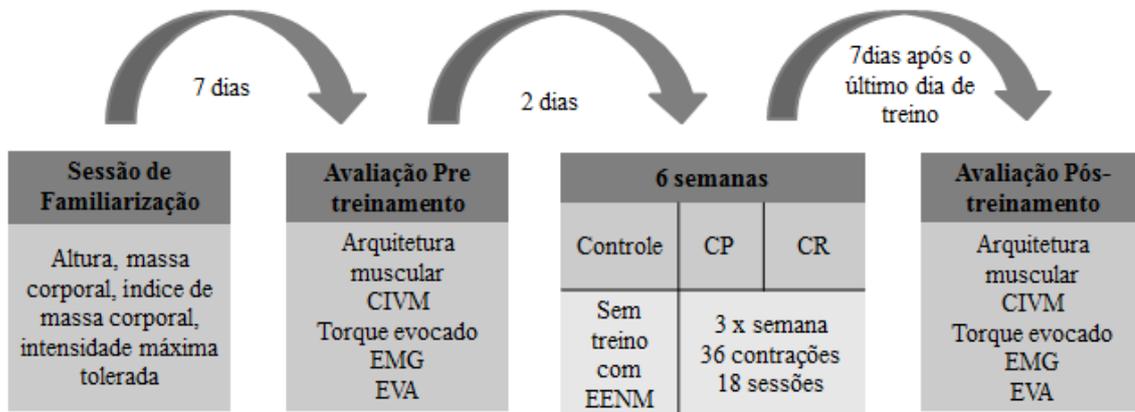
Todos os jogadores relataram treinamento regular de futebol e todos participavam de competições a nível nacional. Todos os atletas treinaram 2 a 3 vezes por semana em dias alternados para o treinamento com EENM. Os voluntários não participaram de treinamento de resistência por pelo menos três meses antes do início do estudo e não tiveram experiência prévia com a EENM. Além disso, eles possuíam os seguintes critérios: saudável, masculino, entre 18 e 30 anos, apresentando amplitude de movimento normal do quadril, do joelho e do tornozelo, atingindo pelo menos 30% do torque evocado pela EENM, não tomavam analgésicos, tranquilizantes, antidepressivos ou qualquer tipo de medicamento de ação central, não possuíam disfunção músculo esquelético como comprometimento por lesões e cirurgias nos membros inferiores, não apresentaram intolerância a EENM ou problemas vasculares cardiovasculares ou periféricos, doenças crônicas, afecções neurológicas e musculares, portanto, não comprometeram o desenho do estudo.

Durante o período experimental, os voluntários foram convidados a não realizarem treinamentos de resistência, além de seu treinamento físico técnico, não usar medicamentos anti-inflamatórios ou consumir qualquer tipo de alimento estimulante. O protocolo experimental foi realizado sempre na mesma hora do dia, de modo a minimizar as possíveis variações relacionadas ao ritmo circadiano. Os voluntários foram informados de todos os procedimentos, propósitos, benefícios e riscos do estudo. A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética de acordo com a Declaração de Helsinki de 1975. Antes da participação, cada voluntário leu e assinou um termo de consentimento livre e esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa Humana na Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília.

### 3.2 DESENHO DO ESTUDO

Este estudo foi concebido como um ensaio randomizado controlado e cego. Os indivíduos realizaram 21 visitas ao laboratório: familiarização, avaliação pré-treinamento, 18 sessões de treinamento e avaliação pós-treinamento (Figura 1).

Desenho experimental do estudo 1 - Arquitetura muscular (espessura muscular, ângulo de penação e comprimento do fascículo), contração isométrica voluntária máxima (CIVM), atividade eletromiográfica (EMG), torque evocado, escala visual analógica (EVA).



A primeira visita serviu para familiarizar os sujeitos com a EENM, equipamentos e procedimentos de teste, e para realizar medidas antropométricas para determinar a altura, massa corporal e índice de massa corporal. Logo após, os indivíduos foram randomizados em três grupos com nove voluntários em cada grupo (site [www.randomization.com](http://www.randomization.com)): a) grupo controle, b) CR (200  $\mu$ s, 2500 Hz, duração do burst de 10 ms, 10 ms de interburst, 6 s/18 s - on/off) e c) CP (200 $\mu$ s, 100 Hz, 6 s/18 s - on/off). Na mesma visita, a intensidade máxima tolerada de EENM foi determinada aumentando gradualmente a intensidade até que os sujeitos indicassem ao operador que seu limite de tolerância foi atingido. O avaliador era cego para os tipos de correntes e para as avaliações.

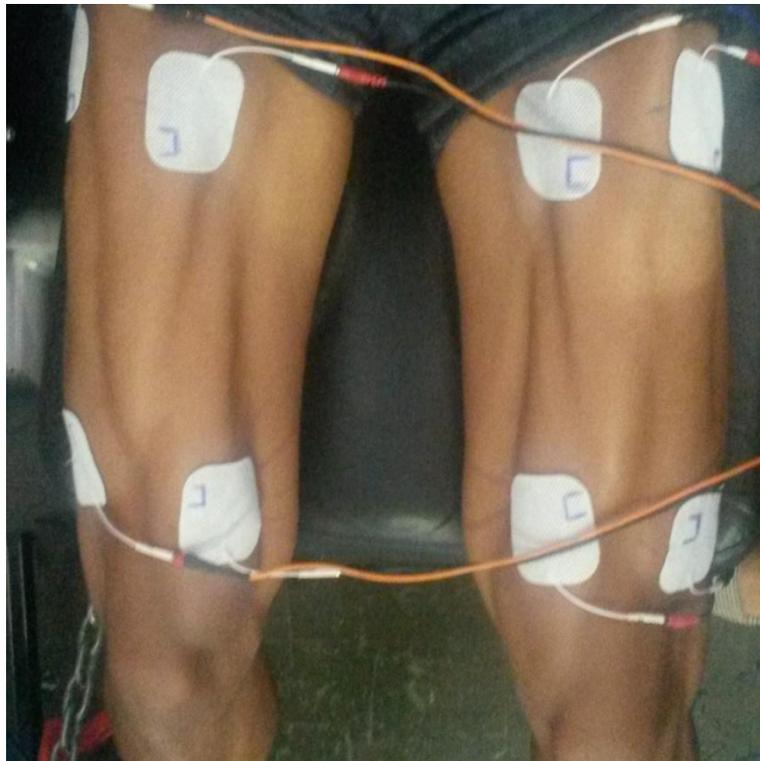
Sete dias após a familiarização, a pré-avaliação foi realizada. Foi composta pela seguinte sequência: arquitetura muscular, contração isométrica voluntária máxima (CIVM) acompanhada da atividade eletromiográfica (EMG) concomitante, torque evocado pela EENM e escala visual analógica (EVA). Após dois dias da pré-avaliação, os indivíduos dos grupos CR e PC iniciaram o programa de treinamento de 6 semanas. Então, sete dias após a última sessão de treino, a sessão de pós-avaliação foi realizada. Incluía as mesmas medidas da sessão de pré-avaliação.

### 3.3 TREINAMENTO COM EENM

O treinamento com EENM foi realizado usando uma unidade de estimulação Neurodyn 2.0 (Ibramed - Indústria Brasileira de Equipamentos Médicos EIRELI, São Paulo, Brasil). Todos os parâmetros físicos do estimulador foram verificados usando um osciloscópio digital (DS1050E, Rigol, Ohio, EUA). O estimulador estava conectado a cabos isolados, que estavam conectados a dois pares de eletrodos auto adesivos de 25 cm<sup>2</sup> (Valutrode, São Paulo, Brasil). O primeiro eletrodo distal foi anexado a 80% da linha formada

entre a espinha íliaca anterior superior e o espaço articular onde o ligamento medial se localiza. O eletrodo proximal foi colocado no ponto motor correspondente, identificado com um eletrodo tipo caneta, no músculo vasto medial<sup>14</sup>. O outro eletrodo distal foi posicionado a 2/3 da linha que se forma a partir da espinha íliaca anterior superior até o lado lateral da patela, enquanto o eletrodo proximal foi anexado no ponto motor correspondente, identificado com um eletrodo tipo caneta, no ventre muscular do músculo vasto lateral<sup>14</sup>. Os eletrodos foram posicionados bilateralmente (Figura 2).

Posicionamento dos eletrodos 2 – Colocações dos eletrodos durante a aplicação da EENM.  
Fonte: Imagem do autor



O treinamento foi realizado durante 6 semanas, três sessões por semana, totalizando 18 sessões. Cada sessão durou cerca de 15 minutos, com uma média total de 36 contrações. Durante o treinamento, os participantes permaneceram sentados em uma cadeira extensora com flexão de joelho a 60°. No início, os participantes realizaram um exercício de aquecimento, composto por seis contrações voluntárias submáximas, cada uma com duração de seis segundos e um descanso de 10 segundos entre elas. Após um minuto, os participantes realizaram uma contração isométrica voluntária máxima CIVM, seguida de um minuto de descanso. Uma célula de carga (Aeph - EP-001, São Paulo, Brasil) foi acoplada à cadeira

extensora para medir a CIVM e os 36 torques evocados pela EENM. A média dos torques evocados ao final de cada sessão foi utilizada para verificar se o treinamento por EENM correspondia a pelo menos 40% da CIVM do mesmo dia <sup>2</sup>. A intensidade foi aumentada até o limite tolerável de cada voluntário e registrada no final de cada sessão.

### 3.4 AVALIAÇÃO

#### 3.4.1 Arquitetura muscular

A espessura muscular, o ângulo de penação e o comprimento do fascículo do músculo vasto lateral (VL) foram avaliados utilizando um equipamento de ultrassom B-mode (Philips-VM, Ultra Vision Flip, modelo BF, Minas Gerais, Brasil) com 10 cm, matriz linear de 7,5-MHz. O voluntário permaneceu em repouso de 10 a 20 minutos antes da coleta de dados, em posição supina com o joelho dominante flexionado em aproximadamente 45° <sup>21</sup>. O ponto de medição para o VL foi de 39% da distância entre a borda superior da patela e a espinha íliaca anterosuperior <sup>21</sup>. O transdutor foi posicionado perpendicularmente à superfície da pele e longitudinalmente as fibras, usando gel à base de água, obtendo imagens para arquitetura muscular. Foram obtidas três imagens para cada voluntário. Para realizar a análise da espessura muscular, ângulo de penação e comprimento do fascículo, utilizou-se o software Image J (Image J versão 1.43, National Institutes of health, EUA). A espessura muscular foi considerada como a distância entre a aponeurose superficial e profunda do VL. O ângulo de penação foi considerado como o ângulo que se forma entre a aponeurose profunda e o fascículo que sobe da mesma aponeurose. Para o comprimento do fascículo, as correções foram feitas de acordo com as recomendações de Blazeovich e colaboradores <sup>21</sup>. Três valores para espessura muscular, ângulo de penação e comprimento do fascículo foram medidos para cada imagem. Um valor médio foi utilizado para análise.

#### 3.4.2 Contração isométrica voluntária máxima (CIVM)

O voluntário foi posicionado no dinamômetro isocinético (sistema BIODEx 3, Biodex Corporation, Shirley, NY) para testar sua perna dominante, com o quadril posicionado a 100° de flexão e o joelho em flexão de 60° ( 0° sendo extensão total). O braço da alavanca foi fixado aproximadamente a 2 cm acima do maléolo lateral e o eixo de rotação do dinamômetro alinhado ao epicondilo lateral do fêmur. Os indivíduos primeiro realizaram um aquecimento, que foi composto de seis contrações isométricas submáximas de seis segundos intercaladas com dez segundos de repouso. Então, após um minuto de repouso, os sujeitos realizaram duas

CIVMs de seis segundos com um intervalo de 1 minuto entre elas. O torque voluntário máximo de cada contração foi registrado e o valor médio foi calculado para análise.

### **3.4.3 Atividade eletromiografica**

As atividades da EMG foram registradas de forma síncrona com a avaliação do CIVM. Um eletromiógrafo de superfície portátil (Miotool, Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda, Porto Alegre, Brasil) foi usado para coletar sinais eletromiográficos, com resolução de 14 bits, <2LSB nível de ruído e 110db de rejeição comum. Os eletrodos foram posicionados com base no SENIAM - Electromiografia de superfície para avaliação não invasiva de músculos<sup>22</sup>. Os eletrodos foram posicionados paralelamente às fibras musculares do VL, abaixo do eletrodo distal/lateral da EENM, e o eletrodo de referência foi anexado à patela, da mesma perna. As atividades da EMG foram coletadas concomitantemente a CIVM e ao torque evocado. O EMG foi quantificado usando o valor quadrático médio (RMS) que foi calculado durante uma janela de 500 ms que correspondeu ao mesmo momento do que o torque voluntário máximo e torque evocado.

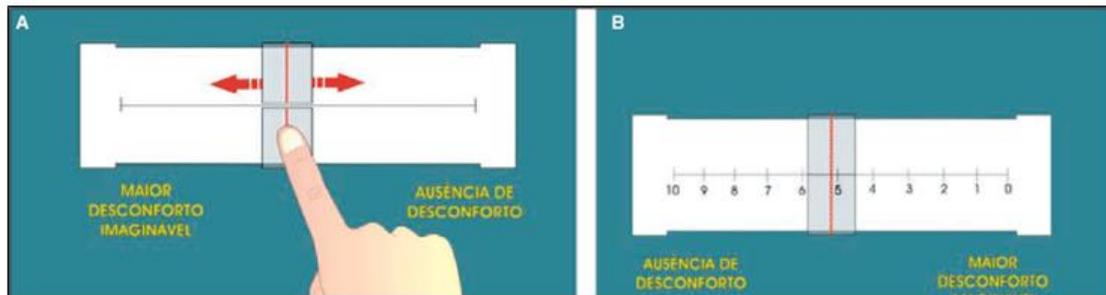
### **3.4.4 Torque evocado**

Esta análise foi realizada dois minutos após o final da avaliação da CIVM, atingindo a intensidade máxima da EENM tolerada pelos sujeitos, identificada na sessão de familiarização. Foi utilizado o valor médio de duas contrações. Os participantes usaram a mesma corrente aplicada no período de treinamento. Este procedimento não foi conduzido para o grupo controle.

### **3.4.5 Escala visual analógica**

Utilizou-se uma escala visual analógica de dor (EVA) para medir o desconforto sensorial. A EVA foi apresentada aos voluntários após a última contração provocada pela EENM, em sessões de familiarização, pré-avaliação e pós-avaliação. No momento em que a intensidade máxima da corrente tolerada foi percebida, o voluntário apontou o nível máximo de desconforto provocado pelo estímulo fornecido (Figura 3).

Escala visual analógica 3 – Escala utilizada para mensuração do índice de desconforto sensorial



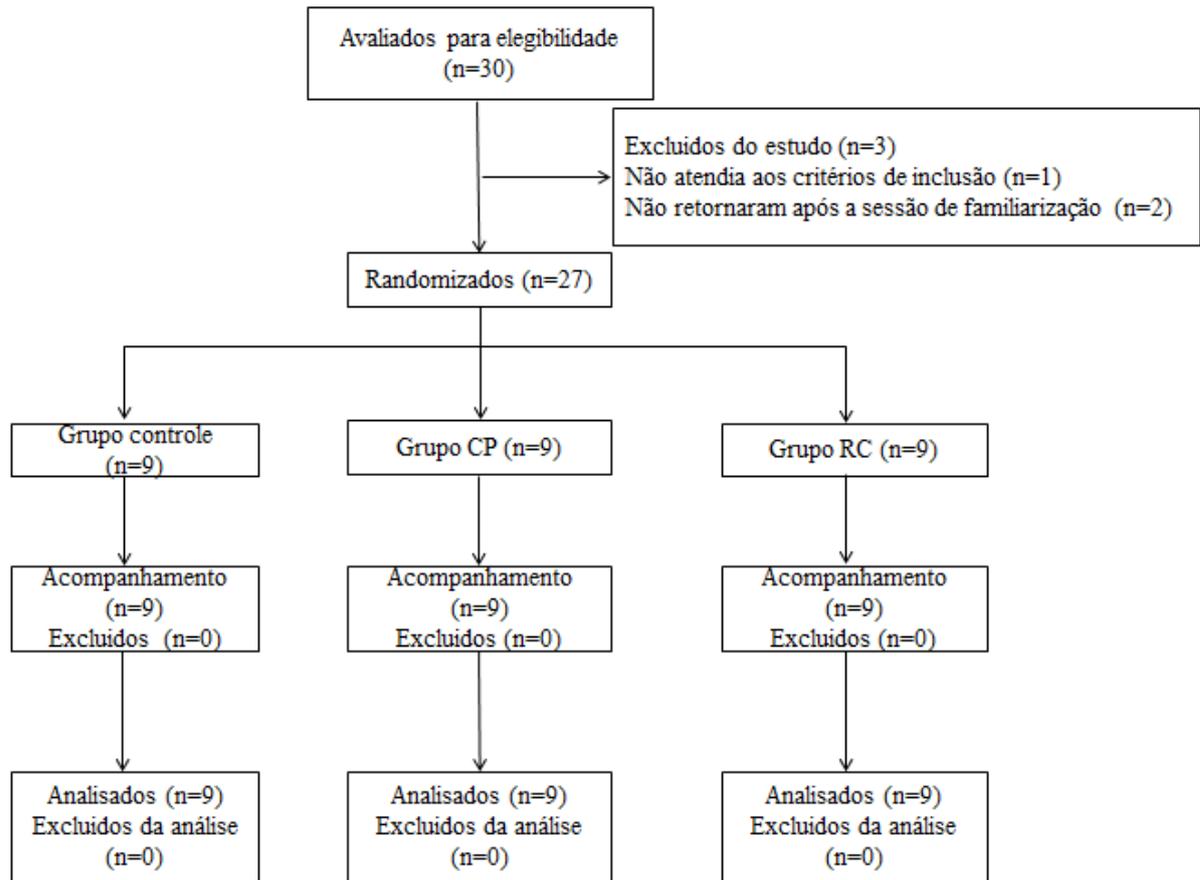
### 3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os valores da CIVM, torque evocado, EVA, RMS, arquitetura muscular e intensidade de estimulação foram relatados como média e desvio padrão ( $\pm$  DP). Utilizamos testes paramétricos visto que os dados foram normalmente distribuídos (teste Shapiro-Wilk) e apresentaram variações homogêneas (teste Levene). Foi realizada uma ANOVA de modelo misto bidirecional (grupo X tempo) e, no caso de efeitos principais ou interações significativas, o teste post-hoc de Tukey foi utilizado. Além disso, foram calculados o poder e tamanho do efeito (relatados como partial eta square,  $\eta^2$ ). Todas as análises estatísticas foram realizadas utilizando SPSS 21 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA). O limiar de significância foi definido em  $p < 0,05$  para todos os procedimentos.

## 4 RESULTADOS

Foram avaliados trinta atletas quanto à elegibilidade. Um sujeito não atendia aos critérios de inclusão, dois outros não retornaram após a sessão de familiarização (Figura 4). Assim, 27 sujeitos foram incluídos nas análises. A média  $\pm$  DP da idade, massa corporal, altura e IMC foram:  $22,2 \pm 2,2$  anos,  $74,2 \pm 10,0$  kg,  $177 \pm 0$  cm, IMC:  $23,7 \pm 2,9$  kg/cm para o grupo controle,  $22,1 \pm 3,1$  anos,  $69,7 \pm 5,7$  kg,  $174 \pm 0$  cm,  $23,0 \pm 2,5$  kg/cm para o grupo CP e  $23,0 \pm 3,4$  anos,  $72,1 \pm 10,7$  kg,  $175 \pm 0$  cm,  $23,5 \pm 3,4$  kg/cm para o grupo CR. Não houve diferença significativa entre os grupos na linha de base para todas as variáveis. Ambos os grupos de CR e CP treinaram com uma intensidade de 55% da CIVM sem diferenças entre eles ( $p > 0,05$ ).

Fluxograma 4 - Diagrama de fluxo do estudo randomizado controlado. 3 grupos: grupo controle, corrente russa (CR) e corrente pulsada (CP). Fonte: dados do autor.



#### 4.1 ARQUITETURA MUSCULAR

Foi obtida uma interação significativa na espessura muscular [ $F=5,69$ ,  $p<0,01$ , poder=0,8, parcial  $\eta^2=0,3$ ], bem como para o ângulo de penação [ $F=7,1$ ,  $p<0,01$ , poder=0,8, parcial  $\eta^2=0,3$ ]. Houve aumento na espessura muscular para os grupos CP e CR após o treinamento por EENM em comparação com o grupo controle ( $16,1 \pm 8,0\%$  e  $8,7 \pm 3,8\%$ , respectivamente). O ângulo de penação aumentou nos grupos CP e CR ( $27,4 \pm 11,0\%$  e  $16,7 \pm 9,0\%$ , respectivamente) em comparação ao grupo controle (Tabela 1). O comprimento do fascículo mostrou um efeito significativo no tempo [ $F=10$ ,  $p<0,01$ , poder=0,8, parcial  $\eta^2=0,2$ ] com uma diminuição média de  $10,7 \pm 15,8\%$  (média dos 3 grupos) (Tabela 1).

Tabela 3. Arquitetura muscular (espessura muscular, ângulo de penação e comprimento do fascículo) para avaliação pre treinamento e avaliação pós treinamento do estudo.

Grupos		Pre avaliação	Pós avaliação
Controle	Espessura muscular	$2,51 \pm 0,49$	$2,54 \pm 0,48$
	Ângulo de penação	$14,59 \pm 1,35$	$14,70 \pm 1,12$
	Comprimento do fascículo	$13,44 \pm 5,37$	$12,24 \pm 2,73$

Tabela 3. Arquitetura muscular (espessura muscular, ângulo de penação e comprimento do fascículo) para avaliação pre treinamento e avaliação pós treinamento do estudo.

Grupos		Pre avaliação	Pós avaliação
CP	Espessura muscular	2,24 ± 0,15	2,60 ± 0,20*
	Ângulo de penação	12,75 ± 1,76	16,24 ± 2,39*
	Comprimento do fascículo	13,51 ± 2,47	11,32 ± 1,67
CR	Espessura muscular	2,42 ± 0,27	2,63 ± 0,32*
	Ângulo de penação	12,91 ± 2,06	15,07 ± 1,32*
	Comprimento do fascículo	14,74 ± 3,89	12,45 ± 1,58

Valores em média e SD. \*Diferença significativa entre avaliação pre treinamento e avaliação pós treinamento ( $p < 0,05$ ). Fonte: Dados do autor.

#### 4.2 CIVM e RMS

Foram observadas pequenas alterações de torque para CIVM ( $-12,0 \pm 11,0\%$ ,  $6,0 \pm 1,3\%$  e  $9,8 \pm 5,3\%$  para o controle, CP e CR, respectivamente) e RMS ( $5,0 \pm 15,2\%$ ,  $-4,0 \pm 16,1\%$  e  $2,9 \pm 17,3\%$  para controle, CP e CR, respectivamente). No entanto, as alterações não atingiram um nível de significância e não foram observados efeitos principais significativos ou interações ( $p > 0,05$ ) (Tabela 2).

Tabela 2. Contração isométrica voluntária máxima (CIVM) e *Mean value of the square root (RMS)* para avaliação pre treinamento e avaliação pós treinamento do estudo.

Grupos		Pre avaliação	Pós avaliação
Controle	CIVM	244,55 ± 53,74	215,09 ± 44,91
	RMS	783,84 ± 180,76	823,64 ± 149,35
CP	CIVM	233,04 ± 57,18	247,04 ± 33,98
	RMS	691,26 ± 236,63	657,33 ± 325,01
CR	CIVM	195,89 ± 42,09	215,17 ± 61,84
	RMS	562,35 ± 165,84	578,71 ± 195,36

Valores em média e SD. Sem diferença significativa. Fonte: Dados do autor.

#### 4.3 TORQUE EVOCADO E EVA

O torque evocado mostrou um efeito significativo no tempo [ $F=63,29$ ,  $p < 0,01$ , poder=1, parcial  $\eta^2=0,7$ ]. Houve um aumento nos grupos experimentais,  $248,7 \pm 81,1\%$  e  $169,5 \pm 78,1\%$  para CP e CR, respectivamente (Tabela 3). A EVA mostrou uma interação significativa [ $F=7,39$ ,  $p < 0,01$ , poder=0,7, parcial  $\eta^2=0,3$ ]. A CP apresentou valores

significativamente mais baixos no desconforto sensorial em relação ao pré valor ( $25,4 \pm 17,1\%$ ,  $p < 0,05$ ) e comparados aos valores de CR após o treinamento ( $38,8 \pm 2,9\%$ ,  $p < 0,01$ ) (Tabela 3). A intensidade mostrou um efeito significativo de tempo principal [ $F=34,10$ ,  $p < 0,01$ ,  $\text{poder}=0,9$ ,  $\text{parcial } \eta^2=0,5$ ]. Houve um aumento na intensidade em ambos os grupos experimentais, CP demonstrou aumentos de  $26,7 \pm 33,6\%$  (de  $141,1 \pm 30,6$  para  $178,9 \pm 3,3$  mA) e CR  $43,6 \pm 33,0\%$  (de  $118,3 \pm 25,4$  para  $170 \pm 31,8$  mA).

Tabela 3. Torque evocado e escala visual analógica (EVA) para avaliação pré treinamento e avaliação pós treinamento do estudo.

Grupos		Pre avaliação	Pós avaliação
CP	Torque evocado	$44,06 \pm 11,82$	$153,66 \pm 51,76^*$
	EVA	$8,14 \pm 0,92$	$6,07 \pm 0,83^*$
CR	Torque evocado	$75,65 \pm 36,00$	$203,94 \pm 7,45^*$
	EVA	$7,72 \pm 1,22$	$8,43 \pm 0,94^{**}$

Valores em média e SD. \*Diferença significativa para avaliação pré treinamento avaliação pós treinamento ( $p < 0,05$ ). \*\*Diferença significativa para pós avaliação entre os grupos ( $p < 0,05$ ). Fonte: Dados do autor.

## 5 DISCUSSÃO

De acordo com o que sabemos, este é o primeiro estudo que comparou os efeitos de diferentes correntes (CR e CP) aplicadas durante 6 semanas de treinamento em jogadores de futebol. De acordo com nossa hipótese, ambas as correntes induziram adaptações semelhantes do sistema neuromuscular. Embora nos primeiros estudos da década de 1970, a CR foi aclamada como vantajosa em termos de conforto e intensidade de contração<sup>10,7</sup>, os resultados de estudos recentes (agudos) que comparam KFAC e CP são inconsistentes e não confirmam essa afirmação<sup>23,12,14</sup>. Aqui isto é claramente demonstrado visto que ambas as modalidades de EENM induziram adaptações benéficas e semelhantes na arquitetura muscular. Ambas as correntes devem, portanto, ser usadas para treinamento.

As principais adaptações observadas em nosso estudo após o treinamento por EENM foram aumentos significativos na espessura muscular e ângulo de penação sem alterações significativas no comprimento do fascículo. Nossos resultados estão de acordo com relatórios anteriores que encontraram aumentos da área de secção transversa do quadríceps ou espessura muscular após 8 semanas de treinamento por EENM<sup>24,25,4</sup>. Em contraste com nossos resultados e com respeito à arquitetura muscular, Vaz e colaboradores<sup>4</sup> observaram aumentos na espessura muscular e comprimento do fascículo, sem alterar o ângulo de penação após o

treinamento por EENM em pacientes com osteoartrite de joelho. Esta aparente descoberta conflitante poderia estar relacionada aos diferentes ângulos articulares utilizados durante o treino. Na verdade, usamos um ângulo de flexão de joelho de 60°, enquanto os autores usaram ângulo de flexão de 90°<sup>4</sup>. Usando um ângulo de articulação quase semelhante ao nosso, alguns autores obtiveram aumento da espessura muscular sem alteração no comprimento do fascículo após o treinamento isométrico voluntário com flexão de joelho a 50°<sup>26</sup>. De fato, está bem estabelecido que as adaptações musculares dependem da posição angular utilizada durante o treinamento, isto é, o comprimento do músculo<sup>27,26,28</sup>. Quanto maior o comprimento do músculo, maior a adaptação do comprimento do fascículo<sup>26</sup>. Mesmo assim, as adaptações da arquitetura muscular permaneceram para serem determinadas após o treinamento por EENM como resultado da falta de padronização dos parâmetros de EENM utilizados em diferentes populações<sup>24,6</sup>.

A adaptação da arquitetura muscular está diretamente relacionada à geração de força muscular, em que o ângulo de penação é geralmente associado ao número de sarcomeros em paralelo<sup>21</sup>. Apesar do incremento da espessura muscular e ângulo de penação, observados aqui, tais adaptações não foram associadas ao aumento da CIVM. Embora os aumentos de ~8% tenham sido registrados após um treinamento de 6 semanas para ambas as correntes, os valores não atingiram um nível de significância. Essa conclusão contrasta com a maioria dos estudos que apresentaram aumentos na CIVM após várias semanas de treinamento por EENM em atletas<sup>16,29,18</sup>. Várias hipóteses podem explicar a falta de diferença entre as correntes e a ausência de incremento na CIVM e pode ser atribuída a uma ou a ambas as correntes utilizadas no treinamento de EENM e aspectos metodológicos.

O treinamento por EENM foi realizado usando dois programas diferentes de treinamento por EENM. Pode-se questionar que ambas as correntes foram suficientemente eficientes para produzir força durante o treinamento e conseqüentemente adaptações neuromusculares. Na verdade, autores sugeriram anteriormente que a força evocada pela EENM durante cada sessão de treinamento deve ser pelo menos de 40% da CIVM para induzir hipertrofia muscular e ganhos de força<sup>7</sup>. De acordo, as duas correntes que utilizamos produziram uma força de ~55% da CIVM. Esse resultado está de acordo com a maioria dos estudos durante os quais, o treinamento por EENM produziu força muscular variando de 50 a 70% da CIVM<sup>5</sup>. A intensidade das contrações durante o treinamento permite rejeitar a hipótese de durações de pulso inadequadas. De fato, está bem estabelecido que quanto maior for a duração do pulso, maior o torque evocado<sup>14,30</sup>. No entanto, mesmo que as durações de fase de 200  $\mu$ s possam parecer curtas em comparação com estudos anteriores<sup>14,30</sup>, a força foi

grande o suficiente para potencializar ganhos de força após o treinamento. Além disso, ambas as correntes usaram a mesma duração de pulso (energia corrente correspondente). Finalmente, alguns autores relataram que a KFAC e a CP agudamente têm efeitos semelhantes no torque evocado do quadríceps e no nível de desconforto auto relatado de indivíduos saudáveis <sup>6</sup>. Outros também concluíram que a CR com 50% do ciclo de trabalho (o mesmo que usamos aqui) era equivalente ao CP em termos de torque evocado durante uma única sessão <sup>13</sup>. Portanto, não é surpreendente observar força semelhante durante cada sessão de treinamento e, portanto, adaptações neuromusculares semelhantes após o treinamento <sup>13,6,14</sup>. Tomados em conjunto, a afirmação clássica de que CR é ideal para o fortalecimento muscular é incerto. Portanto, as adaptações semelhantes do sistema neuromuscular não podem ser atribuídas às diferentes correntes. Seja qual for a corrente utilizada (CR ou CP), as adaptações neuromusculares estão diretamente relacionadas à intensidade das contrações evocadas durante o treinamento (isto é, a mesma carga de treinamento).

É interessante notar que os estudos anteriores não mostraram dependência das formas de onda EENM (KFAC e CP) na percepção de desconforto induzido por EENM em sessões agudas de EENM <sup>23,5,12,14</sup>. Da Silva e colaboradores <sup>6</sup>, em uma meta-análise, mostraram que não há diferença no desconforto sensorial ao comparar KFACs e CPs. No entanto, eles resumiram os estudos com resultados a curto prazo, ou seja, eles não demonstraram se os efeitos agudos sobre o desconforto permaneceriam após o programa de treinamento por EENM. Portanto, este estudo foi o primeiro a mostrar que o CP gerou menos desconforto quando comparado ao pré-treinamento e quando comparado o grupo CR após o treinamento. Considerando o fato de que os estimuladores com CP são menos caros e mais portáteis do que um estimulador elétrico que pode fornecer o KFAC, o CP pode ser mais vantajoso, especialmente quando é usado para treinamento muscular <sup>5</sup>. Além disso, o aparente desacordo entre os estudos pode ser explicado pelo fato de que a avaliação do desconforto sensorial é subjetiva. Assim, o desconforto não está apenas relacionado às características dos parâmetros da EENM e à ativação de estruturas como os nociceptores <sup>31</sup>. Os fatores metodológicos também podem influenciar essa percepção, uma vez que estudos que avaliam o desconforto sensorial causado pela EENM não possuem avaliações padronizadas, além de diferirem no período de tempo em que os voluntários são questionados <sup>23,5,12,14</sup>.

Como indicado anteriormente, as correntes não podiam explicar a falta de alterações significativas na CIVM. Pode resultar de diferenças no procedimento experimental. Entre os aspectos metodológicos, pode-se questionar sobre as avaliações realizadas para se verificar o aumento da força. Por exemplo, Brocherie e colaboradores. <sup>16</sup> treinou jogadores de hóquei no

gelo 3 vezes por semana durante 3 semanas com EENM. O treinamento foi realizado em condições isométricas, enquanto as alterações de força só foram registradas em condições concêntricas e excêntricas. No entanto, alguns autores registraram níveis de força previamente registrados em condições isométricas<sup>15,18</sup>. Portanto, a hipótese da modalidade de avaliação pode ser rejeitada. No entanto, a duração entre o final do período de treinamento e a avaliação pós-treinamento poderia ser um candidato. De fato, esse período geralmente não é padronizado e ainda não está descrito claramente na seção de métodos<sup>15,16,18</sup>. No entanto, é bem sabido que esta duração é de suma importância para permitir adaptações ótimas. Por exemplo, os autores sugeriram usar intervalos de tempo prolongados após o treinamento (pelo menos 10 dias) para observar o ajuste ótimo das propriedades neuromusculares<sup>32</sup>. É provável que os 7 dias utilizados no presente estudo não tenham sido suficientemente longos para obter tais adaptações e para aliviar a fadiga muscular produzida pelo período de treinamento de 6 semanas.

Finalmente, a duração do treinamento e as características dos participantes sob investigação poderiam explicar a falta de aumento da CIVM. Por exemplo, em um estudo anterior realizado em jogadores de rugby de elite e altamente qualificados, os autores não conseguiram observar ganhos de força após 6 semanas de treinamento<sup>29</sup>. Os ganhos de força só foram obtidos no final do programa de treinamento (após 12 semanas). Em contraste, outros observaram ganhos de força após 5 semanas de treinamento por EENM em jogadores de futebol da divisão regional<sup>18</sup>. Em conjunto, esses resultados demonstram a influência da duração do treinamento em função do status treinado. Maiores adaptações podem ser obtidas em um período de tempo mais curto em participantes não treinados. Com a modalidade de treinamento voluntário, observaram-se aumentos maiores na área de secção transversa muscular em indivíduos que anteriormente não estavam envolvidos em treinamento de resistência em comparação com indivíduos mais acostumados<sup>33</sup>. Portanto, podemos especular que a ausência de adaptação na CIVM também pode ser atribuída ao status de treinamento dos atletas, uma vez que nossos sujeitos foram recrutados da equipe de futebol da universidade realizando competições a nível nacional e já realizaram treinamento de resistência antes do ingresso no estudo.

## **6 CONCLUSÃO**

Em conclusão, embora a CR seja amplamente utilizada na prática clínica, devido aos achados de Kots em atletas de elite após um programa de treinamento com a corrente russa, a CR e a CP promoveram adaptações neuromusculares semelhantes no jogador de futebol. Os

fisioterapeutas poderiam escolher indiferentemente a CR ou a CP para esperar força muscular semelhante e adaptação morfológica no músculo quadríceps em jogadores de futebol. No entanto, o CP pode ser preferida, pois permite diminuir o desconforto percebido após várias sessões de treinamento.

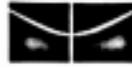
## REFERÊNCIAS

1. Bax L; Staes F; Verhagen A. Does neuromuscular electrical stimulation strengthen the quadriceps femoris? A systematic review of randomised controlled trials. *Sports Med.* 2005;35:191-212.
2. Maffiuletti NA. Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation. *Eur J Appl Physiol.* 2010; 110: 223-34. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1502-y>
3. Salvini TF; Durigan, João LQ ; Peviani SM, et al. Effects of electrical stimulation and stretching on the adaptation of denervated skeletal muscle: implications for physical therapy. *Rev Bras Fisioter.* 2012;16:175-83. <http://doi.org/10.1590/S1413-35552012005000027>
4. Vaz MA; Baroni, BM; Geremia JM, et al. Neuromuscular electrical stimulation (NMES) reduces structural and functional losses of quadriceps muscle and improves health status in patients with knee osteoarthritis. *J Orthop Res.* 2013;31:511-6. <http://doi.org/10.1002/jor.22264>
5. 2. Aldayel A, Jubeau M, McGuigan M, Nosaka K, et al. Comparison between alternating and pulsed current electrical muscle stimulation for muscle and systemic acute responses. *J Appl Physiol.* 2010;109: 735-44. <http://doi.org/10.1152/jappphysiol.00189.2010>
6. Da Silva V. Z. M, Durigan JLQ, Arena R, et al. Current evidence demonstrate similar effects of Kilohertz-frequency and low-frequency current on quadriceps evoked torque and discomfort in healthy individuals: A systematic review with meta-analysis. *Physiother Theory Pract.* 2015; 31: 533-539. <https://doi.org/10.3109/09593985.2015.1064191>
7. Ward AR, Shkuratova N. Russian electrical stimulation: the early experiments. *Phys Ther.* 2002;82:1019-30. <https://doi.org/10.1093/ptj/82.10.1019>
8. Ward AR, Robertson VJ. The variation in fatigue rate with frequency using kHz frequency alternating current. *Med Eng Phys.* 2000;22:637-46. [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(00\)00085-0](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(00)00085-0)
9. Ward AR, Chuen WLH. Lowering of Sensory, Motor, and Pain-Tolerance Thresholds With Burst Duration Using Kilohertz-Frequency Alternating Current Electric Stimulation: Part II. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009;90:1619-27. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.02.022>
10. Kots YM, Xvilon VA. Treirovka mishechnoj sili metodom elektrostimuljatsii: soobschenie 2, treirovka metodom elektricheskogo razdrazenii mishechi. *Teor Pract Fis Cult.* 1971;4:66-72.
11. Liebano RE; Waszczuk SJR; Correa JB. The effect of burst-duty-cycle parameters of medium-frequency alternating current on maximum electrically induced torque of the quadriceps femoris, discomfort, and tolerated current amplitude in professional soccer players. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2013; 43:920-6. <http://doi.org/10.2519/jospt.2013.4656>
12. Dantas LO, Vieira A, Junior ALS, et al. Comparison Between the Effects of Four Different Electrical Stimulation Current Waveforms on Isometric Knee Extension Torque and Perceived Discomfort in Healthy Women. *Muscle & nerve.* 2015; 51: 76-82. <http://doi.org/10.1002/mus.24280>

13. Szecsi J, Fornusek C. Comparison of torque and discomfort produced by sinusoidal and rectangular alternating current electrical stimulation in the quadriceps muscle at variable burst duty cycles. *Am J Phys Med Rehabil.* 2014;93:146-59.  
<http://doi.org/10.1097/PHM.0000000000000008>
14. Medeiros FV, Bottaro M, Vieira A, et al. Kilohertz and Low-Frequency Electrical Stimulation With the Same Pulse Duration Have Similar Efficiency for Inducing Isometric Knee Extension Torque and Discomfort. *Am J Phys Med Rehabil.* 2017;96:388-394.  
<http://doi.org/10.1097/PHM.0000000000000631>
15. Maffiuletti NA, Cometti G, Amiridis IG, et al. The Effects of Electromyostimulation Training and Basketball Practice on Muscle Strength and Jumping Ability. *Int J Sports Med.* 2000; 21: 437–443. <http://doi.org/10.1055/s-2000-3837>
16. Brocherie F, Babault N, Cometti G, et al. Electrostimulation training effects on the physical performance of ice hockey players. *Med Sci Sports Exerc.* 2005; 37: 455-60.
17. Filipovic A, Heinz K, Ulrike D, et al. Electromyostimulation--a systematic review of the effects of different electromyostimulation methods on selected strength parameters in trained and elite athletes. *J Strength Cond Res.* 2012; 26: 2600-14.  
<http://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31823f2cd1>
18. Billot M, Maertin A, Paizis C, et al. Effects of an electrostimulation training program on strength, jumping, and kicking capacities in soccer players. *J Strength Cond Res.* 2010; 24:1407-13. <http://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181d43790>
19. Maffiuletti N, Minetto M, Farina D, Bottinelli R. Electrical stimulation for neuromuscular testing and training: state-of-the art and unresolved issues. *European J Appl Phys.* 2011; 111: 2391-7. <http://doi.org/10.1007/s00421-011-2133-7>
20. Currier DP, Mann R. Muscular strength development by electrical stimulation in healthy individuals. *Phys Ther.* 1983; 63: 915-21.
21. Blazevich AJ, Gill ND, Zhou S. Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo. *J Anat.* 2006; 209:289-310.  
<http://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2006.00619.x>
22. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000; 10: 361-74.  
[https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4)
23. Liebano RE, Alves LM. Comparação do Índice de Desconforto Sensorial Durante a Estimulação Elétrica Neuromuscular com Correntes Excitomotoras de Baixa e Média Frequência em Mulheres Saudáveis. *Rev Bras Med do Esporte.* 2009; 15: 50-53.  
<http://doi.org/10.1590/S1517-86922009000100011>.
24. Gondin J, Guette M, Ballay Y, et al., Electromyostimulation Training Effects on Neural Drive and Muscle Architecture. *Med Sci Sports Exerc.* 2005;37:1291-9.  
<https://doi.org/10.1249/01.mss.0000175090.49048.41>
25. Stevenson SW, Dudley GA. Creatine loading, resistance exercise performance, and muscle mechanics. *J Strength Cond Res.* 2001;15:413-9.

26. Alegre LM, · Ferri-Morales A, · Rodriguez-Casares R, et al. Effects of isometric training on the knee extensor moment–angle relationship and vastus lateralis muscle architecture. *Eur J Appl Physiol*. 2014;114:2437–2446. <https://doi.org/10.1007/s00421-014-2967-x>
27. Kubo K, Ohgo K, Takeishi R, et al. Effects of isometric training at different knee angles on the muscle–tendon complex in vivo. *Scand J Med Sci Sports*. 2006;16: 159–167. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2005.00450.x>
28. Noorkõiv M, Nosakaa K, Blazevich AJ. Effects of isometric quadriceps strength training at different muscle lengths on dynamic torque production. *J Sports Sci*. 2015;33:1952-61. <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1020843>
29. Babault, N, Cometti G, Bernardin M, et al. Effects of electromyostimulation training on muscle strength and power of elite rugby players. *J Strength Cond Res*. 2007;2:431-7. <https://doi.org/10.1519/R-19365.1>
30. Barss TS, Ainsley EN, Claveria-Gonzalez FC, et al. Utilizing Physiological Principles of Motor Unit Recruitment to Reduce Fatigability of Electrically-Evoked Contractions: A Narrative Review. *Arch Phys Med Rehabil*. 2017.<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2017.08.478>
31. Delitto, A. Strube M J, Shulman AD, et al. A study of discomfort with electrical stimulation. *Phys Ther*.1992;72:410-21.<https://doi.org/10.1093/ptj/72.6.410>
32. Malatesta D, Cattaneo F, Dugnani S, et al. Effects of Electromyostimulation Training and Volleyball Practice on Jumping Ability. *J Strength Cond Res*. 2003;17:573-9.
33. Ahtiainen JP, Pakarinen A, Alen M, et al. Muscle hypertrophy, hormonal adaptations and strength development during strength training in strength-trained and untrained men. *Eur J Appl Physiol*. 2003;89:555-63. <https://doi.org/10.1007/s00421-003-0833-3>

## ANEXO



Universidade de Brasília  
Faculdade de Ciências da Saúde  
Comitê de Ética em Pesquisa – CEP/FS

**PROCESSO DE ANÁLISE DE PROJETO DE PESQUISA**

**Título do Projeto:** “A INFLUÊNCIA DE CORRENTES DE MÉDIA E BAIXA FREQUÊNCIA SOBRE O DESEMPENHO FUNCIONAL DE JOGADORES DE FUTEBOL”.

**Pesquisadora Responsável:** PEDRO FERREIRA ALVES DE OLIVEIRA

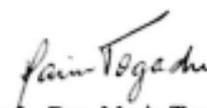
**Data de Entrada:** 06/04/2015

**CAAE:** 41559415.1.0000.0030

Com base na Resolução 466/12, do CNS/MS, que regulamenta a ética em pesquisa com seres humanos, o Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, após análise dos aspectos éticos e do contexto técnico-científico, resolveu APROVAR o projeto intitulado: “A INFLUÊNCIA DE CORRENTES DE MÉDIA E BAIXA FREQUÊNCIA SOBRE O DESEMPENHO FUNCIONAL DE JOGADORES DE FUTEBOL”. Parecer nº 1.062.995, em 13/05/2015.

Notifica-se o(a) pesquisador(a) responsável da obrigatoriedade da apresentação de um relatório semestral e relatório final sobre o desenvolvimento do projeto, no prazo de 1 (um) ano a contar da data de aprovação.

Brasília, 29 de julho de 2015.

  
Prof. Dra. Marie Togashi  
Coordenador do CEP-FS/UnB