

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA - UNB
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO STRICTO SENSU EM EDUCAÇÃO FÍSICA

**EFEITOS DAS CORRENTES DE MÉDIA E BAIXA
FREQUÊNCIA SOBRE A ARQUITETURA E O DESEMPENHO
NEUROMUSCULAR DO QUADRÍCEPS DE JOGADORES DE
FUTEBOL**

Pedro Ferreira Alves de Oliveira

BRASÍLIA

2018

EFEITOS DAS CORRENTES DE MÉDIA E BAIXA FREQUÊNCIA SOBRE A
ARQUITETURA E O DESEMPENHO NEUROMUSCULAR DO QUADRÍCEPS
DE JOGADORES DE FUTEBOL

PEDRO FERREIRA ALVES DE OLIVEIRA

Tese apresentada à Faculdade de Educação Física da
Universidade de Brasília, como requisito parcial para
obtenção do grau de Doutor em Educação Física.

ORIENTADOR: Prof. Dr. João Luiz Quagliotti Durigan

DEDICATÓRIA

A Deus: inteligência suprema.

AGRADECIMENTOS

Agradeço antes de tudo a Deus e a nosso Senhor Jesus Cristo por terem me guiado por esse caminho de prosperidade.

Agradeço também a minha família que vibra com as minhas conquistas.

Agradeço a todos as pessoas que me cercam, me apoiando e mandando pensamentos positivos, especialmente os meus amigos.

Sou grato também a toda a equipe da Faculdade de Educação Física – FEF da Universidade de Brasília - UnB, tanto aos professores quanto aos outros servidores, que foram sempre prestativos e dispostos no auxílio aos alunos e ao desenvolvimento da educação em nosso país.

Agradeço em especial ao meu orientador, João Durigan, que muito me fez crescer em seus erros e acertos. Entretanto, ressalto aqui todo a atenção, dedicação, educação e profissionalismo imprescindível para a minha formação.

Agradeço também à professora Rita e ao grupo coordenado por ela Rita e João, GPLasT. Grupo esse que me rendeu muitas alegrias e conquistas, além de todo o apoio técnico e científico necessário para que acontecesse esse trabalho.

Agradeço de forma muito carinhosa a participação de cada voluntário nas minhas pesquisas.

Agradeço a alguns professores, como é o caso Gracielle Ramos, Jonato Prestes e Martim Bottaro pela contribuição de sempre e por aceitarem o convite de participar de minha banca.

Un grand merci à mon frère Nicolas Babault. Un ange en ma vie.

Um muito obrigado a todos os colegas franceses por me oferecerem seu país como meu segundo lar.

Agradeço também ao Instituto Federal de Brasília - IFB por ter me dado a oportunidade de também exercer a arte de educar e me acolher como docente, incentivando na minha formação e diretamente no cumprimento de mais uma importante etapa da minha vida.

Agradeço também a CAPES pela fomento ao nosso trabalho. Em especial o Programa Ciência sem Fronteiras – Pesquisador Visitante Especial (PVE), processo n.:

88881.068106/2014-01. E a bolsa à mim ofertada no estágio sanduíche na França, processo n.: 88887.101663/2015-00.

Agradeço também à FAP/DF que proporcionou a apresentação de uma parte desse trabalho em importantes congressos internacionais durante o meu doutorado.

Por fim, agradeço a todos aqueles que de uma maneira ou de outra sabem promover e reconhecer as conquistas heróicas daqueles que se dedicam à desafiadora, porém satisfatória, vida acadêmica em nosso país.

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS.....	09
LISTA DE QUADROS.....	10
LISTA DE FIGURAS.....	11
LISTA DE ABREVIACÕES.....	12
RESUMO.....	13
ABSTRACT.....	15
1. INTRODUÇÃO.....	17
2. OBJETIVO.....	19
2.1. OBJETIVO ESTUDO 1.....	19
2.2. OBJETIVO ESTUDO 2.....	19
3. REVISÃO DE LITERATURA.....	20
3.1. Eletroestimulação Neuromuscular (EENM).....	20
3.2. EENM e seus Parâmetros.....	21
3.3. EENM e os Tipos de Correntes.....	22
3.4. Adaptações ao Treinamento com EENM.....	25
3.5. O Desconforto da EENM e o Perfil do Atleta.....	28
3.6. EENM no Esporte.....	29
3.7. EENM no Futebol de Campo.....	31
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	33
4.1. MATERIAL E MÉTODOS ESTUDO 1.....	33
4.1.1. Sujeitos.....	33

4.1.2. Desenho Geral	34
4.1.3. Procedimento Experimental	36
4.1.4. Análise de Dados	38
4.1.5. Análise Estatística.....	39
4.2. MATERIAL E MÉTODOS ESTUDO 2	39
4.2.1 Sujeitos	39
4.2.2 Cuidados Éticos	40
4.2.3 Desenho Experimental.....	40
4.2.4 Protocolo de Treinamento com EENM	41
4.2.5. Coleta de Dados.....	43
4.2.5.1 PT e PT EENM.....	43
4.2.5.2 Eletromiografia (EMG)	44
4.2.5.3 Arquitetura Muscular.....	45
4.2.6 Análise Estatística.....	46
5. RESULTADOS	46
5.1. RESULTADOS ESTUDO 1	46
5.2. RESULTADOS ESTUDO 2	48
6. DISCUSSÃO	51
6.1. DISCUSSÃO ESTUDO 1	51
6.2. DISCUSSÃO ESTUDO 2	54
7. CONCLUSÃO	58

8. REFERÊNCIAS	59
9. ANEXOS	70
9.1. Anexo I: Processo de Análise CEP	70
9.2. Anexo II: Registro Brasileiro de Ensaios Clínicos	71

LISTA DE TABELAS

TABELA 1. Ensaio clínico randomizado ou quase-randomizado com EENM.....	27
TABELA 2. Características de estimulação das correntes MF e PC.....	35
TABELA 3. Propriedades neuromusculares pré e pós cada sessão de EENM.....	47
TABELA 4. Características descritivas dos participantes (n= 33). Dados expressos em média (\pm) desvio padrão (DP).....	49
TABELA 5. Tabela comparativa contendo os dados dos momentos pré e pós de todas as variáveis para todos os grupos.....	50

LISTA DE QUADROS

Quadro 1. Treinamento de força com EENM em esportes competitivos.....	31
--	----

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1. Representação esquemática por trás da maioria dos estudos envolvendo EENM.....	21
FIGURA 2. Linha do tempo, ilustrando as diferentes etapas de protocolo de pesquisa proposto.....	34
FIGURA 3. A. Delineamento esquemático, ilustrando as 5 etapas que compõem o protocolo de avaliação. B. Representação esquemática do sinal de torque e EMG em resposta à estimulação neural evocada durante o procedimento executado nos passos 3 e 5 (antes e após a sessão de EENM).....	36
FIGURA 4. Delineamento esquemático, ilustrando as diferentes etapas de protocolo de pesquisa proposto. Primeira semana: familiarização. Segunda semana: avaliação 1 (pré). Terceira a oitava semana: intervenção com o treinamento de EENM. Nona semana: avaliação 2 (pós).....	41
FIGURA 5. Posicionamento dos eletrodos durante a aplicação da EENM sobre a região da musculatura do quadríceps.....	42
FIGURA 6. Posição de treinamento.....	43
FIGURA 7. Escala visual analógica.....	44
FIGURA 8. Comparação do torque evocado durante as sessões de EENM entre as cinco primeiras e cinco últimas contrações em ambos os grupos, PC e MF.....	48

LISTA DE ABREVIACÕES

ANOVA: *analysis of variance*

u.a.: unidade arbitrária

dB: decibéis

DP: desvio padrão

CEP: comitê de ética em pesquisa

cm: centímetro

CVM: contração voluntária máxima

EENM: estimulação elétrica neuromuscular

EMG: atividade eletromiográfica

EVA: escala visual analógica ou nível de desconforto sensorial

GC: grupo controle

Hz: hertz

Kg: quilograma

m: metro

MF: corrente alternada de média frequência

mm: milímetro

ms: milissegundos

NA: não aplicável

N.m: *Newton meters*

PC: corrente pulsada de baixa frequência

Pd: *peak doublet*

PT: pico de torque voluntário do quadríceps

PT EENM: pico de torque evocado do quadríceps

RAC: razão de ativação central

RMS: *root mean square*

s: segundos

VL: vasto lateral

μs: microssegundos

RESUMO

Introdução: A estimulação elétrica neuromuscular (EENM) é amplamente usada para ganho de força. As correntes alternadas de média frequência (MF) e as correntes pulsadas de baixa frequência (PC) são comumente usadas e têm efeitos semelhantes na força evocada do quadríceps e no nível de desconforto em adultos saudáveis. No entanto, pouco se sabe sobre os efeitos entre elas num programa de treinamento e sobre quais os melhores parâmetros para se induzir ganhos no desempenho muscular em atletas competitivos, incluindo-se jogadores de futebol. Dados comparativos sobre a fadiga causada pelas correntes também são escassos na literatura. **Objetivo:** **1)** Avaliar a fadiga e caracterizar sua origem induzida por uma única sessão clínica de EENM usando dois diferentes tipos de correntes, pulsada (PC) e alternada (MF), em jovens adultos saudáveis. **2)** Avaliar os efeitos de 6 semanas de treinamento, entre as mesmas correntes, sobre a arquitetura e o desempenho muscular de jogadores de futebol. **Métodos:** **1)** Onze homens saudáveis foram submetidos a 2 sessões de EENM, PC e MF, sobre o quadríceps muscular (15 min de duração, 6 segundos de contração e 18 segundos de intervalo). Contração voluntária máxima (CVM), razão de ativação central (RAC), atividade eletromiográfica do vasto lateral (EMG), e propriedades contráteis evocadas foram determinadas antes e após as sessões. Torque evocado e desconforto durante as sessões foram também mensurados. **2)** Além disso, um estudo experimental duplo-cego controlado e randomizado foi realizado com 33 atletas jogadores de futebol, divididos em 3 grupos: média frequência (MF, n = 12), baixa frequência (PC, n = 11) e grupo controle (GC, n = 10). Pico de torque voluntário (PT) e evocado (PT EENM) do quadríceps, arquitetura muscular, sinais de eletromiografia (EMG) do vasto lateral (VL) e nível de desconforto sensorial (EVA) foram avaliados antes e após a intervenção. O treinamento com EENM foi realizado 3 vezes por semana e composto por 18 sessões, 15 min/sessão, 6s de duração em cada contração com 18s de intervalo entre elas. **Resultados:** **1)** Ambas as correntes produziram os mesmos decréscimos na CVM, EMG e propriedades contráteis evocadas após as sessões. Nenhuma diferença foi encontrada entre as correntes para todas as variáveis ($p > 0.05$). Torque evocado durante as sessões diminuíram ($p < 0.05$). Nenhuma diferença foi encontrada na média do torque evocado e nível de desconforto ($p > 0.05$). **2)** Após o período de treinamento, a espessura muscular aumentou em ambos os grupos ($p < 0.05$). PT EENM aumentou somente no grupo PC ($p < 0.05$). Todas as correntes produziram níveis de desconforto similares ($p > 0.05$).

Conclusão: Ambas as correntes induziram a mesma fadiga neuromuscular. Ademais, ambas produziram os mesmos efeitos na arquitetura e desempenho neuromuscular de atletas jogadores de futebol. Profissionais da saúde e treinadores podem escolher tanto MF quanto PC para alcançarem os mesmos resultados quando o objetivo for gerar ganhos na força muscular.

Palavras Chave: Treinamento de força, arquitetura muscular, torque evocado, fadiga, atleta.

ABSTRACT

Introduction: Neuromuscular electrical stimulation (NMES) is widely used for strength gains. Frequency alternating (MF) currents and low frequency pulsed currents (PC) are commonly used and have similar effects on quadriceps evoked strength and level of discomfort in healthy adults. However, little is known about the effects between them in a training program and about the best parameters for inducing gains in muscle performance in competitive athletes, including soccer players. Comparative data on fatigue caused by currents are also scarce in the literature. **Aim: 1)** To evaluate fatigue and to characterize its origin induced by a single clinical session of NMES using two different types of currents, pulsed (PC) and alternate (MF), in young healthy adults. **2)** Evaluate the effects of 6 weeks of training, among the same currents, on the muscle architecture and neuromuscular performance of soccer players. **Methods: 1)** Eleven healthy men randomly underwent 2 NMES sessions, PC and MF, on quadriceps muscle (15-minute duration, 6 seconds on and 18 seconds off). Maximal voluntary contraction (MVC), central activation ratio (CAR), vastus lateralis electromyographic activity (EMG), and evoked contractile properties were determined before and after the sessions. Evoked torque and discomfort during the sessions were also measured. **2)** A double-blind controlled and randomized experimental study was carried out with 33 athletes, divided into 3 groups: mid-frequency current (MF, n = 12), pulsed current (PC, n = 11) and the control group (CG, n = 10). Quadriceps maximal voluntary peak torque (PT) and corresponding vastus lateralis electromyographic activity, evoked torque (PT-NMES), vastus lateralis muscle thickness, fascicle length, pennation angle, and level of discomfort were assessed before and after the interventions. NMES training was performed 3 times per week and consisted of 18 sessions, 15 min/session, 6 s duration in each contraction interspersed with 18 s rest. **Results: 1)** Both currents produced decreases in MVC, EMG, and evoked contractile properties after the sessions. No difference was found between currents for all variables ($P > 0.05$). Evoked torque during sessions decreased ($P < 0.05$). No difference was observed in mean evoked torque and discomfort ($P > 0.05$). **2)** After the training period, muscle thickness increased in the MF and PC groups ($p < 0.05$). PT-NMES increased only in the PC group ($p < 0.05$). All currents produced similar levels of discomfort ($p > 0.05$). **Conclusion:** Both currents induced the same neuromuscular fatigue. In addition, both produced the same effects in the muscle architecture and

neuromuscular performance of soccer players. Health professionals and coaches can choose both MF and PC to achieve the same results when the goal is to generate gains in muscle strength.

Keywords: Strength training, muscle architecture, evoked torque, fatigue, athlete.

1. INTRODUÇÃO

Estimulação elétrica neuromuscular (EENM) é amplamente usada na redução de atrofia, diminuição da dor e aumento da força muscular em indivíduos com desordens neuromusculares (BABAULT et al., 2011; MEDEIROS et al., 2017). A EENM também é aceita em contextos clínicos como uma ferramenta de reabilitação, independentemente ou como parte de uma estratégia de intervenção mais ampla (BABAULT et al., 2011; MEDEIROS et al., 2017). Além disso, ela também é usada em indivíduos saudáveis e atletas para se promover o ganho de força muscular e desempenho esportivo, incluindo o futebol (BILLOT et al., 2010; DA SILVA et al., 2015; FILIPOVIC et al., 2011).

Na maioria dos casos, a eficiência da EENM está diretamente relacionada com o grau de tensão muscular e, por essa razão, a intensidade da corrente deve-se ser a mais alta possível (BABAULT et al., 2007; MAFFIULETTI, 2010). Não obstante, o forte desconforto associado com a estimulação periférica limita a intensidade e a dose da estimulação, e consequentemente a produção de força muscular. Além disso, uma limitação significativa da EENM é a diminuição geral da eficiência de contração e propensão para o desenvolvimento da fadiga neuromuscular (ZORY et al., 2005). Isso poderia reduzir os ganhos de força muscular após o treino (DELITTO et al., 1992; MAFFIULETTI et al., 2011; SALVINI et al., 2012) e estratégias deveriam ser concebidas como parte dos programas de EENM para compensar o alto grau de fadiga durante os procedimentos de reabilitação (BISTOLFI et al., 2017). Portanto, esforços tem sido realizados para se encontrar a dose ideal de estimulação para se alcançar ganhos máximos de força muscular com a mínima fadiga neuromuscular e desconforto percebido (MAFFIULETTI et al., 2011).

Entre as diferentes correntes de EENM, duas (convencionais) são predominantemente usadas: corrente pulsada de baixa frequência (PC) e corrente alternada de média frequência (MF) (WARD; SHKURATOVA, 2002). PC é entregue a uma frequência variando entre 1-120 Hz com uma duração de pulso de 100-600 μ s (DA SILVA et al., 2015; WARD; ROBERTSON, 2000). Normalmente, MF é entregue a uma frequência variando entre 1 kHz e 10 kHz, aplicada a uma frequência de *burst* entre 1 kHz e 120 kHz, e um ciclo de trabalho de 10% ou mais (MAFFIULETTI et al., 2011; WARD; SHKURATOVA, 2002). Teoricamente, o MF tem a vantagem de diminuir a impedância da pele, o que permite que menos energia elétrica se dissipe de maneira periférica e que mais energia elétrica penetre no músculo (ROBERTSON, 2006). Além disso, MF tem *bursts* mais longos, os quais podem ativar múltiplos potenciais de ações por

burst em fibras nervosas, produzindo frequências de disparos que são múltiplas das frequências de *burst* (WARD; SHKURATOVA, 2002). Carregadas em conjunto, gerariam contrações mais fortes com menos desconforto. No entanto, como o tamanho de *burst* é muito longo, menos potenciais de ação seriam evocados devido à depleção de neurotransmissores, falha de propagação ou mesmo bloqueio de condução nervosa, o que poderia estar associado à fadiga muscular de alta frequência.

Apesar dessas vantagens hipotéticas, pesquisas prévias têm mostrado resultados conflitantes comparando MF e PC em termos de torque evocado e desconforto percebido (LAUFER et al., 2001; VAZ; FRASSON, 2017; WARD; OLIVER; BUCCELLA, 2006). Alguns autores têm demonstrado que PC e MF apresentaram torques evocados similares (FILIPOVIC et al., 2011; MEDEIROS et al., 2017; PAILLARD et al., 2008) enquanto outros obtiveram maiores torques usando PC quando comparados com MF (DA SILVA et al., 2015; LAUFER et al., 2001; SNYDER-MACKLER; GARRETT; ROBERTS, 1989). Na realidade, esses estudos investigaram os efeitos de apenas algumas contrações de EENM e não apresentaram com clareza qual corrente é a melhor para se evocar alto torque com menos fadiga muscular após um sessão clínica completa de EENM.

Nesse sentido, o desempenho da EENM está relacionado com a habilidade de se manter um alto nível de força com o mínimo de fadiga neuromuscular durante uma sessão (BOERIO et al., 2005; COMETTI; BABAULT; DELEY, 2016; ZORY et al., 2005). Fadiga é definida como um declínio no desempenho muscular durante e após contrações repetitivas e dependente da tarefa executada (BARRY; ENOKA, 2007; ENOKA; STUART, 1992). Geralmente, seu mecanismo de ação é classificado em central (proximal ao axônio motor para a ativação da unidade motora) e periférica (dentro do músculo) (BARRY; ENOKA, 2007; ENOKA; STUART, 1992). Em estudos prévios, Zory et al. (2005) caracterizaram a fadiga neuromuscular induzida por 30 contrações dos músculos extensores do joelho evocados por uma sessão típica de EENM (frequência: 75 Hz, 6.25 s ligado, 20 desligado). Os autores concluíram que a intervenção com EENM induziu a falha na propagação neuromuscular, enquanto que o acoplamento na excitação-contração não foi significativamente afetado (ZORY et al., 2005). Entretanto, nada se sabe em relação à origem da fadiga central e periférica com uso das correntes PC e MF.

De acordo com esses resultados conflitantes, uma dependência do tipo de EENM sobre a fadiga muscular, desconforto e torque evocado do quadríceps muscular precisariam ser

investigados visando a determinação dos melhores parâmetros para se induzir o máximo em torque evocado, com o mínimo de fadiga muscular. Além disso, a maioria dos estudos que avaliaram força e desconforto com EENM usaram somente a corrente PC e reportaram um aumento considerável de força muscular em atletas treinados após a intervenção (BROCHERIE et al., 2005; MALATESTA et al., 2003). Por exemplo, autores observaram ganhos no PT variando entre 14 – 65% após várias semanas de treinamento (BABAULT et al., 2007; MAFFIULETTI et al., 2009). Mais especificamente no futebol esses ganhos variaram entre 14 – 27% (BILLOT et al., 2010). Ganhos similares foram observados no tamanho do músculo e na atividade neural após algumas semanas de treinamento (GONDIN et al., 2005; STEVENSON; DUDLEY, 2001). Entretanto, até onde se sabe, nenhum estudo ainda avaliou os efeitos do treinamento com a corrente MF sobre o desempenho neuromuscular de atletas, incluindo jogadores de futebol.

Para se responder todos esses questionamentos e lacunas encontradas na literatura, esforços foram feitos para se combinar os parâmetros de ambas as correntes e propiciar as possíveis comparações entre elas. Esses achados podem ajudar as equipes de reabilitação e treinamento a desenhar modelos mais eficientes de intervenções com fins de fortalecimento e hipertrofia muscular.

2. OBJETIVO

2.1. OBJETIVO ESTUDO 1

Avaliar a fadiga e caracterizar sua origem induzida por uma única sessão clínica de EENM usando dois diferentes tipos de correntes, pulsada (PC) e alternada (MF), em jovens adultos saudáveis.

2.2. OBJETIVO ESTUDO 2

Avaliar os efeitos de 6 semanas de treinamento com diferentes tipos de corrente EENM, pulsada (PC) e alternada (MF), sobre a arquitetura muscular e sinais eletromiográficos (EMG) do vasto lateral (VL) e sobre o PT dos extensores do joelho de atletas de futebol competitivo.

3. REVISÃO DE LITERATURA

3.1. Eletroestimulação Neuromuscular (EENM)

A EENM é uma técnica de corrente elétrica que vem sendo utilizada na área da saúde com diferentes finalidades e por um número cada vez maior de fisioterapeutas, profissionais de educação física e demais profissionais dessa área (MAFFIULETTI, 2010; MAFFIULETTI et al., 2011). Essa ferramenta envolve uma série de estímulos aplicados superficialmente através de eletrodos fixados na pele e o alcance do objetivo almejado com essa técnica parece ser dependente da escolha do tipo de corrente, do tipo de onda empregada e da aplicação dos parâmetros apropriados (BAX; STAES; VERHAGEN, 2005; GONDIN et al., 2005; MAFFIULETTI, 2010).

Também conhecida por mioeletroestimulação, a EENM, é mundialmente usada na reabilitação para auxiliar na recuperação de força (STEVENS-LAPSLEY et al., 2012), reeducação muscular (GULICK et al., 2011), prevenção de atrofia (BALDI et al., 1998), redução de limitações funcionais (VAZ et al., 2013), entre outras finalidades. Além disso, ela também é usada entre indivíduos saudáveis e atletas para o aumento de força muscular e desempenho esportivo (BAX et al., 2005; DUCHATEAU; HAINAUT, 1988; ENOKA, 1988; LAKE, 1992; VOELZKE et al., 2012; WAHL et al., 2014). A figura 1 ilustra uma representação esquemática do racional teórico por trás dos vários artigos publicados sobre essa ferramenta (MAFFIULETTI et al., 2011).

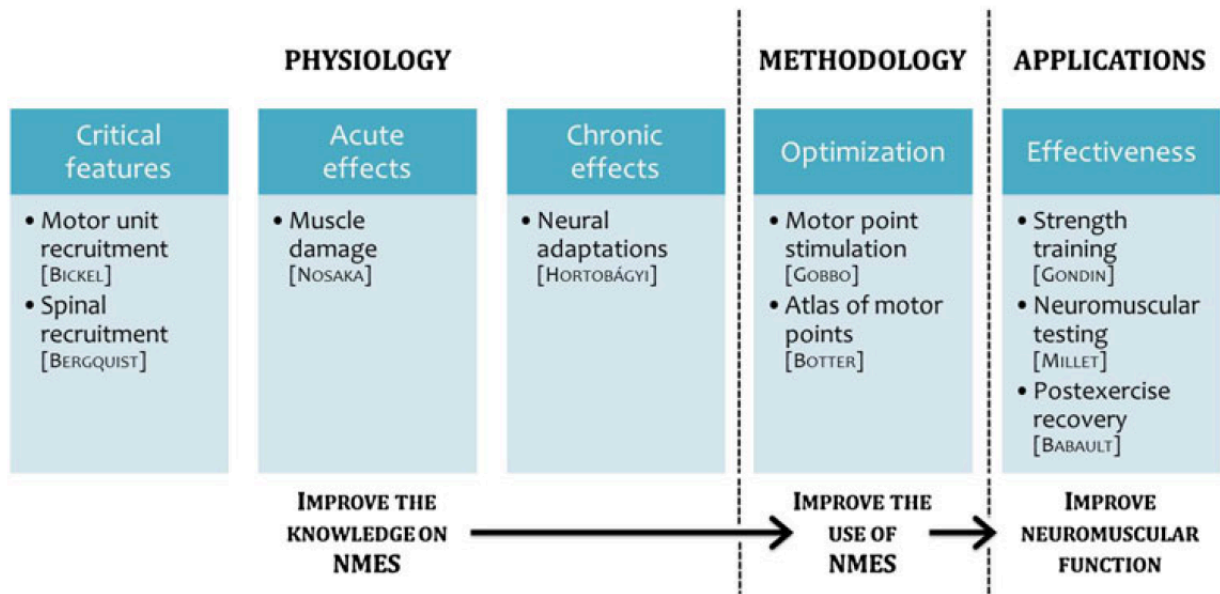


Figura 1. Representação esquemática por trás da maioria dos estudos envolvendo EENM. FONTE: Maffiuletti et al., 2011.

Entre os diversos métodos de treinamento, a EENM, vem se destacando progressivamente. Esse método tem sido descrito e difundido na literatura desde de décadas atrás até os dias atuais (BAX et al., 2005; DUCHATEAU; HAINAUT, 1988; ENOKA, 1988; LAKE, 1992; VOELZKE et al., 2012; WAHL et al., 2014). Embora ainda haja resultados contraditórios em relação à evidências científicas que comprovem as vantagens da EENM comparado ao exercício voluntário (BAX et al., 2005; GONDIN; COZZONE; BENDAHAN, 2011), programas de treinamento que incluem EENM tem sido investigados com uma frequência cada vez maior (ARNOLD; PERRIN; HELLWIG, 1993; BABULT et al., 2007; BROCHERIE et al., 2005; FILIPOVIC et al., 2012; MAFFIULETTI et al., 2000). Porém, mais investigações são necessárias para se examinar a estimulação adequada com os parâmetros apropriados de protocolos de força (LIEBANO; WASZCZUK; CORREA, 2013).

3.2. EENM e Seus Parâmetros

Sabe-se que a qualidade de uma contração muscular eliciada por EENM é diretamente dependente dos parâmetros físicos utilizados (DREIBATI et al., 2010; WARD; ROBERTSON; IOANNOU, 2004), assim como a efetividade de um treinamento por EENM também depende

destes ajustes (DREIBATI et al., 2011; GONDIN et al., 2011). A eficácia da EENM para o ganho de força muscular é refletida pela relação entre o torque evocado pelo estímulo elétrico e o nível de desconforto eliciado (torque/ desconforto) (SZECSI; FORNUSEK, 2014). Porém, atualmente verifica-se que não há consenso quanto às melhores características de corrente a serem utilizadas (GONDIN et al., 2011).

Diversos autores tem demonstrado a influência dos parâmetros de estimulação como, por exemplo, a posição dos eletrodos (GOBBO et al., 2011), frequência do pulso (SELKOWITZ; ROSSMAN; FITZPATRICK, 2009; WARD; ROBERTSON, 2000;2001; WARD et al., 2004), amplitude da corrente – intensidade (BINDER-MACLEOD; HALDEN; JUNGLES, 1995; GORGEY et al., 2009; SELKOWITZ et al., 2009), duração do pulso (GORGEY et al., 2009; GORGEY; DUDLEY, 2008), frequência do burst/interburst (MCLODA; CARMACK, 2000; PARKER; KELLER; EVENSON, 2005; WARD et al., 2004) e o tipo de corrente (BANKOV; DASKALOV, 1981; BAX et al., 2005; FILIPOVIC et al., 2011;2012; LAUFER; ELBOIM, 2008; OGURA et al., 2014; PAILLARD et al., 2008; WARD et al., 2006) no torque eletricamente induzido.

De acordo com Medeiros et al. (2016), dentre todos os parâmetros de configuração das correntes de EENM, a duração de pulso parece ser uma das mais importante para a produção de torque (MEDEIROS et al., 2016). Nesse sentido, se a duração do pulso for semelhante e comparável, espera-se alcançar níveis de intensidade e desconforto similares e, consecutivamente, uma equivalência de eficiência entre as correntes. Essa última, a eficiência da corrente, é uma forma eficaz de se avaliar a efetividade que cada corrente apresenta de forma relativa na produção de torque. (MEDEIROS et al., 2016). Através desses e outros métodos, estudos prévios têm buscado estabelecer qual o tipo de corrente, a forma de onda e sob quais parâmetros de modulação o estímulo elétrico se torna mais apropriado para otimizar a sua eficiência (LIEBANO et al., 2013).

3.3. EENM e os Tipos de Correntes

O tipo de corrente é um importante parâmetro de EENM e pode afetar diretamente a produção de torque evocado (FILIPOVIC et al., 2011; OGURA et al., 2014). Dois tipos de corrente de EENM são frequentemente utilizados atualmente: a corrente alternada (média frequência) e a corrente pulsada (baixa frequência). A corrente pulsada é tipicamente fornecida a

uma frequência que varia entre 1 a 100 Hz com uma duração de pulso de 100 a 500 μ s (WARD, 2009; WARD; ROBERTSON, 2000). A corrente alternada é caracterizada por ser uma corrente bifásica carregada de média frequência, podendo apresentar onda senoidal ou retangular. Esse tipo de corrente é fornecida a uma frequência carregada que varia entre 1 e 10 kHz, com uma frequência de *burst* de 1 a 200 Hz e um *burst duty cycle* (BDC) de 10% ou mais (MAFFIULETTI et al., 2011; WARD; SHKURATOVA, 2002). Alguns autores recomendam uma frequência carregada de 1 a 2.5 kHz para a produção do máximo torque evocado (WARD et al., 2004).

Prévias pesquisas têm tentado determinar qual dos tipos de correntes – pulsada ou alternada – seria a mais eficaz, i. e. qual delas eliciaria maiores ganhos de força muscular com uma menor intensidade da corrente, entretanto, os resultados dessas pesquisas não apresentam um claro consenso (DA SILVA et al., 2015; MEDEIROS et al., 2016; WARD et al., 2006). Recentemente, em um ensaio clínico randomizado realizado por Medeiros et al. (2016), foi observado que não existem diferenças significantes entre as correntes de média e baixa frequência. Os autores compararam os efeitos de quatro diferentes correntes, duas de média e duas de baixa frequência, na produção de torque isométrico do joelho de 25 mulheres jovens. Esses relataram que ambos os tipos de correntes produzem efeitos similares para esse fim quando estão configuradas com a mesma duração de pulso (MEDEIROS et al., 2016).

Em um outro recente estudo, uma revisão sistemática com meta-análise, da Silva et al. (2015) mostraram que a corrente alternada e a corrente pulsada também apresentam efeitos semelhantes no PT evocado do quadríceps e no nível de desconforto em adultos saudáveis. Essa conclusão foi baseada em outros resultados prévios conflitantes, os quais apresentaram bastantes limitações como: falhas de protocolo (não cegados e não randomizados); diferentes articulações/musculaturas avaliadas (punho e quadríceps); dificuldade de controle no recrutamento amostral (sem considerar respostas individuais de gênero); e deficiência de se manter homogeneidade nos parâmetros da EENM (DA SILVA et al., 2015).

Nesse contexto, estudos com resultados distintos tem adotado metodologias também distintas, aplicando diferentes tipos de corrente de EENM entre eles. Alguns pesquisadores encontraram em seus resultados que o tipo de corrente aplicada não interfere de forma significativa no torque eliciado pela EENM (ALDAYEL et al., 2010; ALDAYEL et al., 2011; LAUFER; ELBOIM, 2008). Entretanto, há relatos de observação que o tipo de corrente interfere tanto na produção do torque, quanto no nível de desconforto eliciado, podendo interferir nos demais testes

dependentes desta técnica de treinamento (FORNUSEK et al., 2004). A diversidade na combinação entre os vários parâmetros de modulação dificulta a comparação entre os estudos existentes e o estabelecimento de um protocolo ideal para se atingir o objetivo almejado. De modo geral, para correntes de média frequência, a frequência de 2,5 KHz tem sido mais comumente aplicada sob a alegação de que este parâmetro encontra menor impedância do tecido cutâneo, permitindo que maior magnitude de corrente atinja o tecido muscular e estimule um número maior de unidades motoras. Porém, foram encontradas poucas pesquisas que tenham usado este parâmetro para comparação com correntes de baixa frequência.

Resultados interessantes têm sido apresentados com relação à corrente média frequência (MF), também conhecida como australiana, a qual, de acordo com estudo desenvolvido por Ward e colaboradores (WARD et al., 2006; WARD et al., 2004), quando modulada com frequência de 1 a 2,5 KHz e burst de 2 ms, é mais adequada para evocar maior torque (WARD et al., 2004), e quando modulada com frequência de 4 KHz e burst de 4 ms, torna-se mais apropriada para eliciar maior conforto (WARD; LUCAS-TOUMBOUROU, 2007; WARD et al., 2006). Recentemente, Ogura et al. (OGURA et al., 2014) mostraram em seu estudo que tanto a corrente MF, quanto a de baixa frequência e a russa podem ser usadas para produzir força. Entretanto, a corrente russa mostrou-se menos indicada para este fim que as demais. Os três tipos de corrente eliciaram semelhante nível de desconforto porém, a corrente russa evocou menor torque articular, não havendo diferença na magnitude do torque evocado pelas correntes MF e as pulsadas (OGURA et al., 2014).

Dentre as correntes de média frequência, acima de 1 KHz, tem-se como mais populares as comercialmente conhecidas como MF-200 (russa), com frequência portadora de 2.500Hz modulados em bursts de 50Hz (duração de 10ms e intervalo interburst de 10 ms), e a corrente MF (australiana), modulada com frequência de 1 a 4kHz e burts de 2 a 4 ms. Estas foram desenvolvidas com justificativa teórica de que poderiam gerar uma estimulação mais intensa e profunda, e, conseqüentemente, eliciar maior força de contração muscular, sendo que a corrente australiana seria capaz de eliciar um maior torque articular com menor desconforto para o indivíduo (WARD; LUCAS-TOUMBOUROU, 2007; WARD et al., 2004; WARD; SHKURATOVA, 2002). As correntes pulsadas, de baixa frequência, são amplamente utilizadas nos estudos que investigam a influência da EENM em força muscular e desempenho esportivo, porém, com

grandes variações nos parâmetros de frequência, desde 45 Hz até 150 Hz, e larguras de pulso comumente encontradas entre 200 μ s e 500 μ s (BAX et al., 2005; PORCARI et al., 2002).

Estudos vem mostrando que não há diferença no PT entre as correntes de baixa e média frequência (ALDAYEL et al., 2010; BAX et al., 2005), com a possibilidade de a corrente russa gerar um PT inferior às correntes de baixa frequência e corrente australiana, sem que haja diferenças no desconforto proporcionado por cada corrente (ALDAYEL et al., 2010). Poucos estudos parecem investigar a diferença entre modulações de corrente e seus efeitos na performance esportiva. Paillard et al (2008) encontrou melhoras semelhantes no desempenho do salto agachado ao comparar um programa de 5 semanas de treinamento de força por EENM, com uma frequência de 80 Hz, 6 segundos de contração e 18 segundos de intervalo entre contrações, a um programa de treinamento de resistência de mesma duração, com 25 Hz, 10 segundos de contração e 6 segundos de intervalo. Ambos programas possuíam largura de pulso igual a 450 μ s (PAILLARD et al., 2008). Desta forma, vê-se necessária a comparação não só do PT eliciado pelas correntes, mas também se há diferença entre as adaptações ao treinamento realizado com cada tipo de corrente.

3.4. Adaptações ao treinamento com EENM

É sabido que um programa de treinamento regular de exercícios físicos - principalmente o treinamento de força - pode causar adaptações (i. e. plasticidade neuromuscular) importantes ao sistema nervoso e também ao sistema muscular (AMERICAN COLLEGE OF SPORTS, 2009; BABAULT et al., 2011; BABAULT et al., 2007; BOTTARO et al., 2010; DURIGAN et al., 2014). Dessa maneira, o músculo (i. e. células e matriz extracelular) pode se adaptar a um treinamento físico e apresentar, como consequência, hipertrofia muscular, redução de gordura e aumento na produção de força (COLADO et al., 2012; DA SILVA et al., 2015).

Todas essas alterações levaria os indivíduos a apresentarem uma melhoria na arquitetura muscular – tamanho do fascículo, ângulo de penação e espessura muscular (BLAZEVIK et al., 2003; BLAZEVIK; GILL; ZHOU, 2006) e na ativação neural (GUILHEM; CORNU; GUEVEL, 2010; LINNAMO et al., 2003) da musculatura recrutada. Apesar disso, é possível que se encontre diferenças significativas nos resultados, quando se trata do uso da EENM como

método de treinamento físico (i. e. como uma alternativa ao treinamento de força tradicional), entre indivíduos atletas e não atletas (LIEBANO et al., 2013).

Claramente, dentre todas as adaptações a que se torna mais evidente e frequente é o ganho de força na musculatura treinada com esse tipo de intervenção que, em grande parte dos estudos, se limita aos extensores do joelho (i. e. quadríceps) (DA SILVA et al., 2015; MAFFIULETTI et al., 2011). Programas de treinamento que variam, em média, entre 5 e 12 semanas, trazem ganhos expressivos na contração voluntária isométrica máxima de indivíduos saudáveis (KAYVAN; MAFFIULETTI, 2011). Numa revisão sistemática com meta-análise, da Silva et. al. (2015) demonstraram nitidamente que existem poucos estudos de qualidade com essa temática (ensaios clínicos randomizados ou quasi-randomizados), mas que entre eles seria unanimidade a força isométrica como desfecho principal analisado por cada intervenção com EENM (tabela 1) (DA SILVA et al., 2015).

Dentre essas adaptações, seria também importante citar àquelas relativas à hipertrofia muscular. O aumento da espessura muscular é um achado já relatado por outros autores, que observaram um aumento significativo no tamanho do músculo quadríceps após o treinamento com EENM (GONDIN et al., 2005; STEVENSON; DUDLEY, 2001). Na realidade, é sabido que uma única série de EENM é suficiente para se estimular as respostas moleculares e tais mudanças indicariam o início de processos hipertróficos (BICKEL et al., 2003). Dessa forma, alterações a nível muscular são geralmente obtidas após múltiplas sessões de treinamento com EENM (GONDIN et al., 2005). Mesmo assim, os efeitos de um programa de treinamento com EENM sobre a hipertrofia muscular continuam ambíguo na literatura, uma vez que a duração do treinamento adotado e os parâmetros escolhidos são muito heterogêneos (GONDIN et al., 2005; STEVENSON; DUDLEY, 2001). Logo, a hipertrofia muscular pode vir a ocorrer como um resultado de um programa de treinamento que dure mais que 4 semanas (GONDIN et al., 2005).

Tabela 1. Ensaios clínicos randomizados ou quasi-randomizados com EENM.

Author (years)	Subjects				Intervention characteristics				Outcomes			
	Design	Sample size (n)	Age (years)	Gender	Current characteristics	Width (µs)	Frequency (Hz)	Duty cycles	Electrode size (cm)	Intensity (mA)	Muscle trained	Main outcomes
Aldayel (2010)	RCT	12	31.2 ± 5.5	M	PC = biphasic symmetrical rectangular; KFAC = poliphasic alternating sinusoidal	Both 400	PC = 75; KFAC = 2500	5 s on/15 s off in all contractions	5 × 5	Maximum tolerable by each subject	QF	Muscle soreness (discomfort level); %MVIC; blood analysis
Aldayel (2011)	RCT	9	34 ± 7	M	PC = biphasic symmetrical rectangular; KFAC = poliphasic alternating sinusoidal	Both 400	PC = 75; KFAC = 2500	5 s on/15 s off in all contractions	5 × 5	Maximum tolerable by each subject	QF	%MVIC; blood lactate; NIRS
Holcomb, Golestani, and Hill (2000)	RCT	10	24	M-F	PC = biphasic symmetrical rectangular; KFAC = poliphasic alternating sinusoidal	PC = 200; KFAC = 5.6 ms (burst duration) with 90 bursts/sec	PC = 90; KFAC = 2500	2-s ramp on	5 × 5	Maximum comfortable intensity	QF	%MVIC
Laufer, Ries, Leininger, and Alon (2001)	QRCT	30	28.2 ± 5.2	M-F	PC = biphasic symmetrical rectangular and monophasic rectangular; KFAC = poliphasic alternating sinusoidal	Both 200	PC = 50; KFAC = 50 Hz bursts	2 s on/5 s off	7 × 12	PC = 0–150; KFAC = 0–100	QF	%MVIC; fatigue test; normalized mean QF torque
Liebano (2009)	RCT	45	21.8	F	PC = biphasic symmetrical rectangular; KFAC = symmetrical rectangular	PC = 350; KFAC = 400	PC = 50; KFAC = 2500	10 s on	5 × 10	Minimum to achieve full knee extension	QF	Current intensity; discomfort level
Ogura Dantas et al. (2015)	RCT	21	21.6 ± 2.6	F	PC = biphasic symmetrical rectangular; KFAC = poliphasic alternating sinusoidal (Russian and Aussie currents)	PC = phase duration 200 and 500 µs; KFAC: Aussie: 10 ms burst duration and interburst interval of 16 ms, with phase duration of 500 ms; Russian: 10 ms of burst interval; phase durations of 200 ms	PC = 50 Hz KFAC: Aussie (1000 Hz modulated in bursts of 50 Hz); Russian: (2500 Hz modulated in bursts of 50 Hz)	10 s on – 3 s of ramp up and 3-min rest interval	5 × 5	maximum tolerable by each subject	QF	MVIC; discomfort level
Snyder-Mackler, Garrett, and Roberts (1989)	QRCT	20	28.7 (21–40)	M-F	PC = square biphasic symmetrical; KFAC = poliphasic alternating sinusoidal	PC = 200 µs; KFAC: 200 µs and 125 µs	PC = 50 Hz; KFAC = 2500 Hz and 4000 Hz	PC = not described; KFAC = 10 msec	7 × 12	maximum tolerable by each subject	QF	MVIC

RCT, randomized controlled trials; QRCT, quasi-randomized controlled trials; M, male individuals; F, female individuals; PC, low-frequency pulsed current; KFAC, kilohertz-frequency alternating current; QF, quadriceps femoral; MVIC, maximal voluntary isometric contraction; NIRS, near-infrared spectroscopy

FONTE: DA SILVA et al., 2015.

Por fim, um programa de treinamento com EENM pode induzir algumas adaptações neuromusculares os quais o mundo esportivo também poderia se beneficiar. O principal interesse de se usar EENM no esporte é que esse método de treinamento poderia ser considerado um estímulo adicional no intuito de favorecer tanto a plasticidade, quanto o estresse neuromuscular e metabólico. Logo, EENM poderia ser útil para atletas de diversas modalidades que tivessem atingido seu platô de desempenho neuromuscular após várias temporadas de treinamento, mas isso deveria ser suplementar, e não substitutivo, às formas convencionais de treinamento (KAYVAN; MAFFIULETTI, 2011).

3.5. O Desconforto da EENM e o Perfil do Atleta

Além disso, nota-se também que, existe uma relação positiva entre a intensidade da corrente, geração de torque e ganhos de força isométrica em decorrência da EENM (GONDIN et al., 2011; STEVENS-LAPSLEY et al., 2012). A medida que a intensidade da corrente aumenta, um maior número de unidades motoras são ativadas, mas o desconforto também aumenta (BINDER-MACLEOD et al., 1995; GORGEY et al., 2006). Desse modo, o desconforto gerado durante a eletroestimulação é considerado um fator limitante para o uso da EENM (DELITTO et al., 1992).

Na maioria dos casos, a eficiência da EENM está diretamente relacionada com o grau de tensão muscular e, por essa razão, a intensidade da corrente deve-se ser a mais alta possível (BABAULT et al., 2007; MAFFIULETTI, 2010). Não obstante, o forte desconforto associado com a estimulação periférica limita a intensidade e a dose da estimulação, e conseqüentemente a produção de força muscular. Portanto, esforços tem sido realizados para se encontrar a dose ideal de estimulação para se alcançar ganhos máximos de força muscular com a mínima fadiga neuromuscular e desconforto percebido (MAFFIULETTI et al., 2011).

No entanto, quando se faz referência a atletas essa pode ser uma técnica viável, uma vez que, o exercício físico regular é associado a mudanças específicas na percepção de dor – fatores psicológicos e biológicos podem ser responsáveis por essas mudanças (TESARZ et al., 2012). Logo, atletas competitivos, que são motivados a se adaptarem constantemente a certos níveis de desconforto oriundos do treinamento físico e competições, apresentam maiores limiares e tolerância à dor do que indivíduos que não são atletas, o que, teoricamente, levaria esses

indivíduos a suportar mais o desconforto oriundo da corrente elétrica de EENM e, conseqüentemente, a obterem maiores benefícios com esse método, quando comparados à indivíduos não-atletas (JOHNSON et al., 2012; MANNING; FILLINGIM, 2002; TESARZ et al., 2012).

3.6. EENM no Esporte

Além de ser um importante recurso terapêutico e avaliativo, como já dito, a EENM tem se revelado nos últimos anos como uma intervenção cada vez mais frequente no meio esportivo, empregada na recuperação pós-exercício e, também, como um relevante método de treinamento físico, proporcionando, em alguns casos, significativos ganhos de força e melhorias na performance de habilidades específicas presentes nas diversas modalidades esportivas (BABAULT et al., 2007; BILLOT et al., 2010; BROCHERIE et al., 2005; MAFFIULETTI et al., 2009; MAFFIULETTI et al., 2011; VAZ et al., 2013; VOELZKE et al., 2012).

Apesar de não ser uma unanimidade, alguns estudos mostraram que um programa de treinamento de força (TF), independentemente do método utilizado, pode vir a acarretar num aumento significativo da força e dos resultados de alguns testes específicos indicadores de desempenho físico e esportivo, e que treinar a musculatura do quadríceps com esse tipo de intervenção também pode vir a significar algum tipo de ganho no desempenho (CARBI, 1991; KUBO et al., 2006). O TF consiste em uma atividade voltada para o desenvolvimento das funções musculares através da aplicação de sobrecargas, podendo esta ser imposta através de pesos livres (halteres, barras e anilhas), máquinas específicas, elásticos, a própria massa corporal e etc. (AMERICAN COLLEGE OF SPORTS, 2009), além da própria EENM (MAFFIULETTI, 2010). Estudos demonstraram que a força muscular desempenha uma importante função para a realização de tarefas motoras, influenciando na saúde, longevidade, qualidade de vida e, inclusive, no próprio desempenho físico e desportivo (AMERICAN COLLEGE OF SPORTS, 2009; CADORE et al., 2012; FLORES et al., 2011).

A exemplo disso, tem-se o estudo de Kubo et al. (2006) que, em um programa de treinamento com TF tradicional (contrações isométricas voluntárias) de 12 semanas, praticado a 4 vezes por semana, proporcionou um aumento significativo da altura alcançada no teste de salto

vertical, em jovens adultos (KUBO et al., 2006). No caso de esportes como o futebol, outros estudos tem demonstrado melhorias na execução de atividades específica do esporte, tais como a ação de correr (i. e. *sprint*) e chutar também em decorrência do treinamento de força (EENM) (BRITO et al., 2014; CARBI, 1991; DEPROFT, 1988). Logo, um programa de treinamento de força pode induzir importantes benefícios no desempenho físico e em habilidades específicas esportivas, incluindo-se aquelas presentes no futebol de campo (BILLOT et al., 2010; BRITO et al., 2014).

Além disso, alguns estudos tais como o de Wisloff et al. (2004), observaram a existência de correlação positiva entre a performance de alguns movimentos comuns em várias modalidades esportivas com a força máxima no agachamento (WISLOFF et al., 2004). Outros autores, tais como o de Mognoni et al. (1994), encontraram correlação positiva entre a contração voluntária máxima do quadríceps e a velocidade máxima da bola após a ação do chute sobre ela (BILLOT et al., 2010; MOGNONI et al., 1994). Dessa maneira, nota-se a importância que algumas tarefas específicas assumem no desempenho físico e, por consequência, na prática de algumas modalidades esportivas como o futebol, sendo também notório a relevância que a musculatura do quadríceps assume na indução de alterações positivas no desempenho de atletas competitivos (APRIANTONO et al., 2006; BILLOT et al., 2010).

Visto isso, é importante mencionar que o aumento da produção de força é algo evidente em vários grupos musculares também após o treinamento com a EENM (KAYVAN; MAFFIULETTI, 2011). Em se tratando da musculatura do quadríceps, vem sendo relatado na literatura ganhos de até quase cinquenta por cento a mais no PT após a intervenção com a eletroestimulação (BABAULT et al., 2007; BROCHERIE et al., 2005; GONDIN; DUCLAY; MARTIN, 2006; GONDIN et al., 2005; MAFFIULETTI et al., 2000; MALATESTA et al., 2003). Alguns estudos analisaram treinamento pliométrico concomitante ao treinamento por EENM, encontrando resultados positivos na força e no desempenho de habilidades esportivas como, por exemplo, nos saltos verticais (HERRERO et al., 2006; MAFFIULETTI et al., 2002; MARTINEZ-LOPEZ et al., 2012; VOELZKE et al., 2012). Ademais, ao analisar os efeitos de 4 semanas de treinamento do músculo quadríceps apenas por eletroestimulação, Paillard et al (2012) encontraram melhoras tanto no salto agachado quanto no salto com contra-movimento. Sendo comum esses resultados em outros estudos (HERRERO et al., 2006; PAILLARD, 2012).

Por fim, sabe-se que não é de hoje que a EENM vem sendo usada como um método de treinamento de força. Estudos que remetem à década de 90 vindo aplicando a EENM no contexto esportivo fins esportivos, entretanto sabe-se que estudos muito mais antigos já adotavam esse método – há até mesmo relato de melhoras em performance de atletas olímpicos – (LIEBANO et al., 2013). A fundamentação desses ganhos se deu supostamente pelas contrações musculares eliciadas pela EENM, que já foram aplicadas em diversas modalidades esportivas como, por exemplo, o basquetebol, o voleibol, a natação, tênis, entre outros (KAYVAN; MAFFIULETTI, 2011; WARD; SHKURATOVA, 2002). No quadro 1, podemos identificar importantes estudos com EENM em atletas, tendo, em sua grande maioria, o ganho de força e salto como principais achados (KAYVAN; MAFFIULETTI, 2011).

Quadro 1. Treinamento de força com EENM em esportes competitivos.

Year	1st author	Sport	Muscle	Weeks (x/wk)	Type of EMS (settings; frequency [Hz])	Main findings
1989	Delitto (8)	Weightlifting	Q	6 (3)	I-LE; 2500	↑ weightlifting
1989	Wolf (40)	Tennis	Q	3 (4)	C-S; 75	↑ strength, sprint, jump
1995	Pichon (29)	Swimming	LD	3 (3)	I-OC; 80	↑ strength, swimming
1996	Willoughby (38)	Basketball	BB	6 (3)	I-PC; 2500	↑ strength
1998	Willoughby (39)	Track and field	Q	6 (3)	C/E-LE; 2500	↑ strength, jump
2000	Maffiuletti (24)	Basketball	Q	4 (3)	I-LE; 100	↑ strength, jump
2002	Malatesta (27)	Volleyball	Q + TS	4 (3)	I-S; 105–120	↑ strength, jump
2002	Maffiuletti (25)	Volleyball	Q + TS	4 (3)	I-LE/SC; 120	↑ strength, jump
2005	Brocherie (4)	Ice hockey	Q	3 (3)	I-LE; 85	↑ strength, sprint
2007	Babault (1)	Rugby	Q + TS + G	6 (1–3)	I-LE/CM; 100	↑ strength, jump
2009	Maffiuletti (23)	Tennis	Q	3 (3)	I-LE; 85	↑ strength, sprint, jump
2010	Billot (3)	Soccer	Q	5 (3)	I-LE; 100	↑ strength, shoot

↑ = increased; BB = biceps brachii; C = concentric; CM = calf machine; G = gluteus; E = eccentric; I = isometric; LD = latissimus dorsi; LE = leg extension; MT = motor threshold; OC = open chain; PC = preacher curl; Q = quadriceps; S = squat; SC = standing calf; TS = triceps surae; x/wk = training sessions per week.

Fonte: KAYAVAN; MAFFIULETTI, 2011.

3.7. EENM no Futebol de Campo

Desde a década de 70, a EENM vindo sendo usada para fins esportivos – em 1977 foi reportado o uso dessa técnica de treinamento com o intuito de se melhorar a performance de

atletas olímpicos – onde foi demonstrado ganhos de até 40% na força muscular de atletas de elite quando comparados com o treinamento tradicional isoladamente (LIEBANO et al., 2013). A fundamentação desses impressionantes ganhos se deu supostamente pelas contrações musculares supramáximas eliciadas pela EENM, que foram de 10% a 30% maiores do que a CVIM (WARD; SHKURATOVA, 2002).

Apesar da utilização da EENM com o objetivo de aprimoramento da performance esportiva ter ganhado notoriedade após esses relatos, que afirmavam que a EENM poderia produzir ganhos de força maiores do que aqueles produzidos pela contração voluntária em atletas de elite (WARD; SHKURATOVA, 2002), alguns dos autores continuaram estudando os efeitos da eletroestimulação e testaram o uso dessa ferramenta em outras populações também pertencentes ao contexto esportivo (BILLOT et al., 2010; MAFFIULETTI et al., 2009; MAFFIULETTI et al., 2002; PICHON et al., 1995). Portanto, embora ainda não haja uma quantidade suficiente de evidências científicas que comprovem as vantagens da EENM comparado ao exercício voluntário (BAX et al., 2005; GONDIN et al., 2011), programas de treinamento para atletas que incluem EENM tem sido investigados (ARNOLD et al., 1993; BABAULT et al., 2007; BROCHERIE et al., 2005; FILIPOVIC et al., 2012; MAFFIULETTI et al., 2000).

Estudos como os de Malatesta et al. (2003) tentaram encontrar essa contribuição que a EENM poderia dar ao rendimento de atletas competitivos. Logo após 4 semanas de treinamento com EENM aplicado no quadríceps, os autores relataram efeitos positivos sobre o desempenho do salto vertical em atletas jogadores de voleibol, não encontrando o mesmo resultado sobre o salto agachado e o salto com contra-movimento nesse período (MALATESTA et al., 2003). Ademais, Maffiuletti et al. (2000) observaram importantes melhorias no salto agachado logo após a realização de 4 semanas de treinamento com EENM sobre o quadríceps femoral em atletas jogadores de basquetebol, mas não encontraram incrementos nos valores do salto com contra movimento. Babault et al. (2007), apesar de terem observado melhorias na performance de saltos após 6 e 12 semanas de treinamento com EENM aplicado no quadríceps de jogadores de *Rugby*, não encontraram nenhuma mudança significativa em algumas habilidades esportivas específicas desse esporte, como o *scrumming*, por exemplo. Alguns outros achados semelhantes também

puderam ser notados em outras modalidades esportivas como a natação (PICHON et al., 1995), *hockey* no gelo (BROCHERIE et al., 2005), tênis (MAFFIULETTI et al., 2009), etc.

Outro exemplo seriam os resultados encontradas em atletas de futebol com a utilização desse método de treinamento (BILLOT et al., 2010). Os autores investigaram os efeitos de um programa de treinamento com EENM em atletas jogadores de futebol de campo, sendo avaliado o PT do quadríceps e a evolução específica da performance esportiva, i. e. o chute. Nesse estudo, quando comparado com o momento pré-intervenção, melhorou-se o PT do quadríceps (isométrico: $27.1 \pm 22.6\%$; excêntrico: $22.1 \pm 16.4\%$ a $-60^\circ.s^{-1}$; e concêntrico: $14.0 \pm 9.9\%$ a $60^\circ.s^{-1}$ e $23.2 \pm 18.9\%$ a $240^\circ.s^{-1}$). Também foi observado melhorias na velocidade da bola após o chute (sem: $9.6 \pm 10.6\%$ e com corrida: $5.6 \pm 4.0\%$) depois de 5 semanas de treinamento com EENM, não havendo alteração significativa no salto agachado, no salto com contra-movimento (com e sem os braços livres) e também no teste de *sprint* de 10 m. Esse estudo avaliou somente um tipo de corrente elétrica, se fazendo necessário estudos mais completos que avaliem diferentes tipos de eletroestimulação para se verificar resultados mais consistentes sobre os efeitos desse tipo de intervenção entre as diversas modalidades esportivas.

Até onde se sabe esse havia sido o único estudo presente na literatura, avaliando os efeitos de um programa de treinamento com eletromioestimulação em jogadores de futebol de campo, havendo uma carência de estudos envolvendo esse método de treinamento de força aplicado a essa modalidade esportiva.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 MATERIAL E MÉTODOS ESTUDO 1

4.1.1 Sujeitos

Onze homens adultos saudáveis, sem histórico prévio de lesões nos membro inferiores, participaram desse estudo (idade: 24.5 ± 5.4 anos, massa corporal: 77.0 ± 8.4 kg, estatura: 176 ± 4.0 cm, 24.8 ± 2.6 kg.m⁻²). Nenhum deles estavam participando de testes ou treinos envolvendo o dinamômetro isocinético e todos apresentaram normal função motora nas articulações. Cada sujeito leu e assinou o termo de consentimento livre e esclarecido contendo todas as informações

a cerca do experimento. O estudo foi conduzido de acordo com a declaração de Helsinki e a aprovação do projeto foi obtida pelo comitê de ética local (UnB/FS Parecer n.:1.062.995). Os voluntários foram informados que poderiam encerrar sua participação no projeto a qualquer momento que desejassem.

4.1.2 Desenho Geral

Este foi um ensaio randomizado, duplo cego e controlado. Os sujeitos realizaram 3 visitas ao Laboratório de Força da Faculdade de Educação Física – UnB. Cada visita foi realizada em dias separados e com um intervalo mínimo de sete dias entre elas: 1) Familiarização, 2) Avaliação I e 3) Avaliação II (Figura 2).

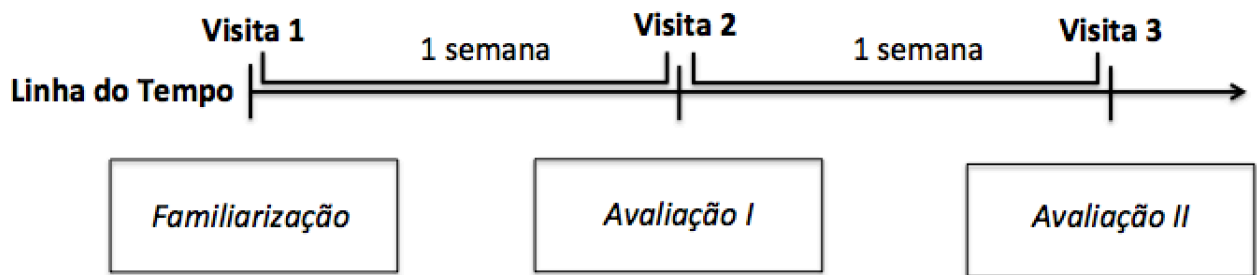


Figura 2. Linha do tempo, ilustrando as diferentes etapas de protocolo de pesquisa proposto.

A primeira visita serviu para familiarizar os sujeitos com EENM, procedimentos, testes e também para obter-se suas as medidas antropométricas (massa corporal e estatura). Durante a segunda e a terceira visita cada voluntário teve seus músculos extensores da perna direita aleatoriamente testado com um dos dois diferentes tipos de corrente EENM: 1) PC (frequência de pulso: 100 Hz, duração de pulso: 500 microssegundos, tempo de estímulo: 6s, tempo de descanso: 18s) e MF (frequência de pulso: 1000 Hz, duração de pulso: 500 microssegundos, frequência de burst: 100 Hz, duração de bust/interbust: 2/18, tempo de estímulo: 6s, tempo de descanso: 18s (Tabela 2). Cada sessão de EENM teve aproximadamente 15 minutos de duração, composta por 36 contrações isométricas. A intensidade máxima da corrente de EENM foi determinada pelo seu aumento gradativo até o limite subjetivo de desconforto alcançado por cada voluntário. Isso ocorreu entre a quarta e nona contração.

Tabela 2. Características de estimulação das correntes MF e PC.

<u>Características da Estimulação</u>	PC	MF
Frequência de Pulso (Hz)	100	NA
Duração de Pulso (μs)	500	500
Frequência Carreada (Hz)	NA	1000
Frequência de Burst (Hz)	NA	100
Duração de Burst/Interburst (ms)	NA	2/18
Tempo de Estimulação (subida/descida) (s)	6 (1/1)	6 (1/1)
Tempo de Descanso (s)	18	18

Hz: Hertz. **μ s:** microssegundo. **ms:** milissegundo. **s:** segundo. **NA:** não aplicável. **MF:** média frequência. **PC:** corrente pulsada.

Torque durante a contração voluntária máxima (CVM), atividade eletromiográfica do vasto lateral (EMG VL), razão de ativação central (RAC), potenciação e propriedades contráteis evocadas pelos impulsos duplos ou *doublets* (Pd em repouso e Pd potenciado) foram determinados antes e imediatamente após às sessões de EENM. As visitas de avaliação foram compostas por cinco etapas (Figura 3A). Etapa 1: cada sessão começou com a determinação da intensidade utilizada na neuroestimulação (impulsos simples). Etapa 2: os sujeitos realizaram um aquecimento padronizado composto de 10 contrações voluntárias isométricas com intensidade crescente até atingirem uma CVM. Cada contração teve 6s de duração com 10s de descanso entre elas. Etapa 3: os sujeitos realizaram uma CVM (pré-teste). Impulsos pareados foram aplicados antes, durante e imediatamente após a CVM para se determinar a RAC, potenciação e propriedades contráteis evocadas pelos doublets. Etapa 4: os voluntários executaram uma sessão de EENM (PC ou MF, aleatório). Etapa 5: CVM (pós-teste) foi realizado seguindo o mesmo procedimento aplicado na etapa 3.

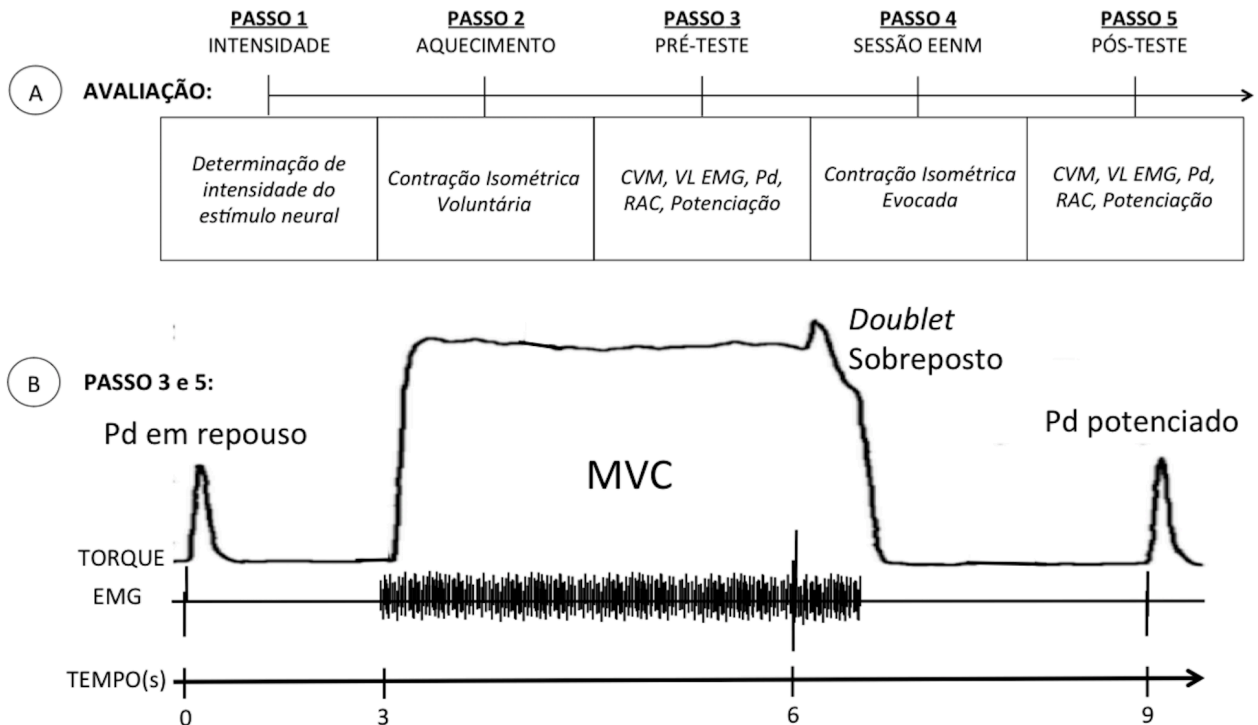


Figura 3: A. Delineamento esquemático, ilustrando as 5 etapas que compõem o protocolo de avaliação. B. Representação esquemática do sinal de torque e EMG em resposta à estimulação neural evocada durante o procedimento executado nos passos 3 e 5 (antes e após a sessão de EENM).

4.1.3 Procedimento Experimental

Todas as avaliações e as sessões de EENM foram realizadas no dinamômetro isocinético Biodex 3 (Biodex, Shirley, NY). Os sujeitos ficaram sentados a uma angulação de 100° no quadril sobre a cadeira do dinamômetro. Cintos foram posicionados cruzando o tórax e a pelves e a parte distal da perna direita dos voluntários, fixando-os ao aparelho. O eixo de rotação do dinamômetro foi alinhado com a parte lateral do côndilo femoral, indicando o eixo anatômico de articulação do joelho. Torque foi então mensurado e registrado instantaneamente. Contrações isométricas foram realizadas com o joelho fletido a 60° . A fadiga foi quantificada depois das sessões de EENM usando MVC e também durante as sessões de EENM usando o torque produzido pelas cinco primeiras e cinco últimas contrações evocadas.

As sessões de EENM foram executadas com um estimulados Nerodyn (Neurodyn 2.0; Ibramed, São Paulo, Brasil) e eletrodos autoadesivos (2mm de espessura). Para cada membro inferior, 2 eletrodos positivos (5 x 5 cm) foram colocado sobre o ponto motor dos músculos vasto medial e vasto lateral, com um eletrodo negativo (10 x 5 cm) posicionado perto da inserção

proximal da musculatura do quadríceps (3-5 cm abaixo do ligamento inguinal) (MAFFIULETTI et al., 2009). Todas as modalidades de corrente foram entregues com um tempo de estimulação de 6s, com tempo de subida de 1s e tempo de descida também de 1s, e tempo de descanso de 18s. A intensidade da corrente começou com 0 mA e foi manualmente aumentada até se alcançar a intensidade máxima tolerada de cada sujeito, todos eles foram instruídos a permanecerem o mais relaxado possível durante esse procedimento. O estudo foi conduzido como um experimento duplo cego, onde tanto o voluntário como o operador do estimulador desconheciam a corrente aplicada. Para isso, uma cobertura preta foi usado para manter display do equipamento cegado, exceto a intensidade da corrente. Uma escala visual analógica (EVA) – de 0 (muito confortável) a 10 (muito desconfortável) – foi usada para medir o nível de desconforto ao longo de toda sessão de EENM.

As neuroestimulações foram aplicadas usando-se um estimulador de alta voltagem (Nicolet Viking Quest EMG, Madison, USA) para se determinar: 1) as propriedades mecânicas dos extensores do joelho e 2) o RAC pelo uso da técnica de interpolação de contração muscular. A neuroestimulação foi realizada através de um eletrodo pressionado no nervo do triângulo femoral, cujo posicionamento foi considerado o correto após sua movimentação até a realização da melhor contração visível de toda a musculatura quadríceps femoral. Para se determinar a intensidade máxima subjetiva de cada voluntário, uma série de estímulos simples (1ms de duração, 400V de voltagem máxima) foram entregues através aumentos progressivos da intensidade até que não houvesse mais nenhum aumento do torque gerado por essa contração (60° de flexão do joelho). O platô dessa contração, i.e. pico de contração, foi oriundo dessa intensidade máxima de estimulação. A partir disso, estimulações supramáximas (intensidade máxima + 10%) foram aplicadas estritamente com estímulos pareados (10ms de intervalo entre estímulos) sob condições isométricas (BABAULT et al., 2003).

Antes e imediatamente após cada sessão de EENM, foi executado uma CVM. *Doublets* foram aplicados antes (Pd em repouso), durante (*doublet* sobrepostos) e 3s após (Pd potenciado) a CVM (Figura 3B). A RAC foi quantificada com uma fórmula, $RAC (\%) = [\text{torque máximo voluntário}/(\text{torque máximo voluntário} + \text{torque sobreposto})] \times 100$. Tal metodologia tem sido frequentemente usada na literatura para medição da fadiga central (KENT-BRAUN, 1999; PAJOUTAN; GHESMATY SANGACHIN; CAVUOTO, 2017). Durante a CVM, *doublets* sobrepostos foram provocados ~1s após o platô da CVM ter sido alcançado. Para todas as

medidas de torque, correções apropriadas foram feitas pelo efeito gravitacional da perna pelo torque, subtraindo e registrando o torque resistido com a perna dos sujeitos completamente relaxadas. Torque, posição angular e sinais de EMG foram digitalizados ligados em rede (frequência de amostragem 2,000 Hz), usando um computador digital, e armazenados em um disco rígido para posterior análise.

O sinal de EMG foi registrado por um aparelho eletromiográfico miotool 400 USB (Miotec, Porto Alegre, Brasil) usando um par de eletrodos de cloreto de prata posicionados sobre a porção média do ventre do músculo vasto lateral. Essa musculatura foi escolhida pois é considerada representativa de toda a musculatura dos extensores do quadríceps (ALKNER; TESCH; BERG, 2000). Baixa impedância da interface eletrodo-pele ($< 2 \text{ k}\Omega$) foi obtida através da raspagem, abrasamento e limpeza da pele. A distância entre os eletrodos foi de 2 cm (centro ao centro). O eletrodo referência foi fixado na patela da perna oposta. Sinais de EMG foram amplificados com uma largura de banda da frequência variando entre 10 e 2,000 Hz (razão de rejeição de modo comum $> 110 \text{ dB}$; impedância de entrada = $100 \text{ M}\Omega$; ganho = 1,000). A amplitude da *root mean square* (RMS) foi calculada durante a CVM pré e pós sobre um período de 500-ms precedendo a estimulação elétrica (BABAULT et al., 2006). Os valores de RMS foram normalizados com a amplitude pico a pico da onda-M. O atraso foi determinado durante a rampa de neuroestimulação inicial usando impulsos simples até a intensidade máxima de estimulação.

4.1.4 Análise de Dados

Atividade EMG e torque obtido durante a CVM e também as contrações eletricamente evocadas (*doublets* evocados) obtidas antes e imediatamente após as sessões de EENM foram usadas para distinguir fadiga central da periférica. Os dados de RMS/onda-M foram obtidos através das medidas de EMG. Propriedades contráteis evocadas eletricamente bem como potenciação foram obtidos através das contrações evocadas de *doublets* antes e após cada CVM. Para se calcular a potenciação de *doublet*, Pd em repouso (Pd1) e Pd potenciado (Pd2) foram usados. Potenciação de *doublet* foi calculada usando a fórmula a seguir: potenciação de *doublet* (%) = $[(\text{Pd2}-\text{Pd1})/\text{Pd1}]*100$. Ademais, o torque evocado das cinco primeiras e cinco últimas contrações de ambas as correntes, juntamente com os valores de EVA, foram obtidos a partir das

sessões de EENM. Fadiga durante EENM (ou eficiência da sessão) foi quantificado a partir de mudanças percentuais entre as cinco primeiras e cinco últimas contrações.

4.1.5 Análise Estatística

Métodos ordinários de estatística, incluindo média e desvio padrão (DP), foram calculados para cada parâmetro. A normalidade foi checada usando o teste de Shapiro-Wilk. Teste t de *student* para amostras independentes foi usado para se examinar diferenças nos valores brutos e percentuais de EVA entre ambas as condições (PC x MF). ANOVA *Two Way* com medidas repetidas e teste de post-hoc de Tukey foram usados para comparar as outras medidas entre diferentes condições (PC x MF) e momentos (pré x pós). As análises estatísticas foram realizadas usando STATISTICA 7 (StatSoft Inc., Tulsa, OK, USA). A significância estatística aceita foi de $p < 0.05$ para todos os procedimentos.

4.2 MATERIAIS E MÉTODOS ESTUDO 2

4.2.1 Sujeitos

Trinta e três homens adultos (22.2 ± 2.6 anos, 74.7 ± 9.8 kg, 176.8 ± 6.0 cm) sem nenhum histórico de lesão participaram do estudo. Todos os participantes foram instruídos a manter sua rotina de treinamento esportivo como de costume durante o experimento (treinamento desportivo de futebol de campo – 3 vezes por semana). Nenhum deles jamais participaram de qualquer programa de treinamento de força ou de treinamento com EENM. Todos apresentaram uma função motora normal de seus membros inferiores.

O tamanho da amostra foi determinado pelo G* Power (versão 3.13; Universidade de Trier, Alemanha). Considerando o PT como variável principal do estudo, foi calculado o mínimo amostral de 5 sujeitos por grupo, de acordo com estudo previamente publicado (BILLOT et al., 2010). Para isso, o nível de significância foi estabelecido em 5% ($p = 0,05$) e um *power* ($1 - \beta$) = 0,95, a fim de detectar um grande efeito ($f^2 > 0,1$). O recrutamento dos sujeitos da amostra foi realizado de acordo com os critérios de inclusão e exclusão a seguir:

Critérios de inclusão:

- Sexo masculino

- Idade entre 18-30 anos
- Ser atleta de futebol competitivo.
- Não ter praticado ou não estar praticando treinamento de força ou com EENM.

Critérios de exclusão:

- Apresentar algum tipo de disfunção músculo esquelética que pudesse interferir nos testes;
- Apresentar intolerância à eletroestimulação neuromuscular;
- Histórico de lesões ou cirurgias nos membros inferiores que afetassem a aplicação da eletroestimulação.
- Fazer uso contínuo de analgésicos, tranquilizantes, antidepressivos ou qualquer outro agente central;
- Problemas cardiovasculares ou vasculares periféricos, doenças crônicas, afecções neurológicas ou musculares que viessem a prejudicar a execução completa do delineamento desse estudo por parte do voluntário.

4.2.2 Cuidados Éticos

A participação na pesquisa foi voluntária e ocorreu mediante assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), após os sujeitos serem informados dos objetivos, protocolos de intervenção e de avaliações, bem como sobre possíveis riscos e benefícios do estudo. Os procedimentos desenvolvidos e executados nesse estudo foram submetidos e aprovados (CAAE: 41559415.1.0000.0030 - Parecer n. 1.062.995) pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Faculdade de Ciências da Saúde – CEP/FS da Universidade de Brasília – UnB, de acordo com a Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde (CNS), que regulamenta as pesquisas envolvendo seres humanos. O estudo também foi conduzido de acordo com a declaração de Helsinki.

4.2.3 Desenho Experimental

Esse foi um estudo experimental randomizado duplo-cego e controlado. Os sujeitos foram divididos em 3 grupos: grupo MF (n=12), grupo PC (n=11) e grupo controle (GC) (n=10). O

estudo foi dividido em: familiarização, avaliação 1 (pré-treino), treinamento com EENM e avaliação 2 (pós-treino) (figura 4). A primeira semana serviu para familiarizar os sujeitos com os equipamentos e os procedimentos de avaliação para todos os 3 grupos. Mais precisamente, durante essa primeira visita, foram coletados dados antropométricos (estatura e massa corporal). Ademais, contrações voluntárias isométricas foram executadas no dinamômetro isocinético. Além disso, os grupos MF e PC também se familiarizaram com EENM. Esse procedimento consistiu-se em um aumento da intensidade de estimulação até a máxima tolerada, completando de 5 a 10 contrações nessa mesma intensidade. Durante as avaliações pré e pós, cada indivíduo teve avaliado, como variável dependente: espessura muscular, dimensão fascicular, ângulo de penação e atividade EMG do VL, PT articular dos músculos extensores do joelho e nível de desconforto sensorial. Foi considerada como variável independente a própria intervenção com a eletroestimulação neuromuscular (EENM).

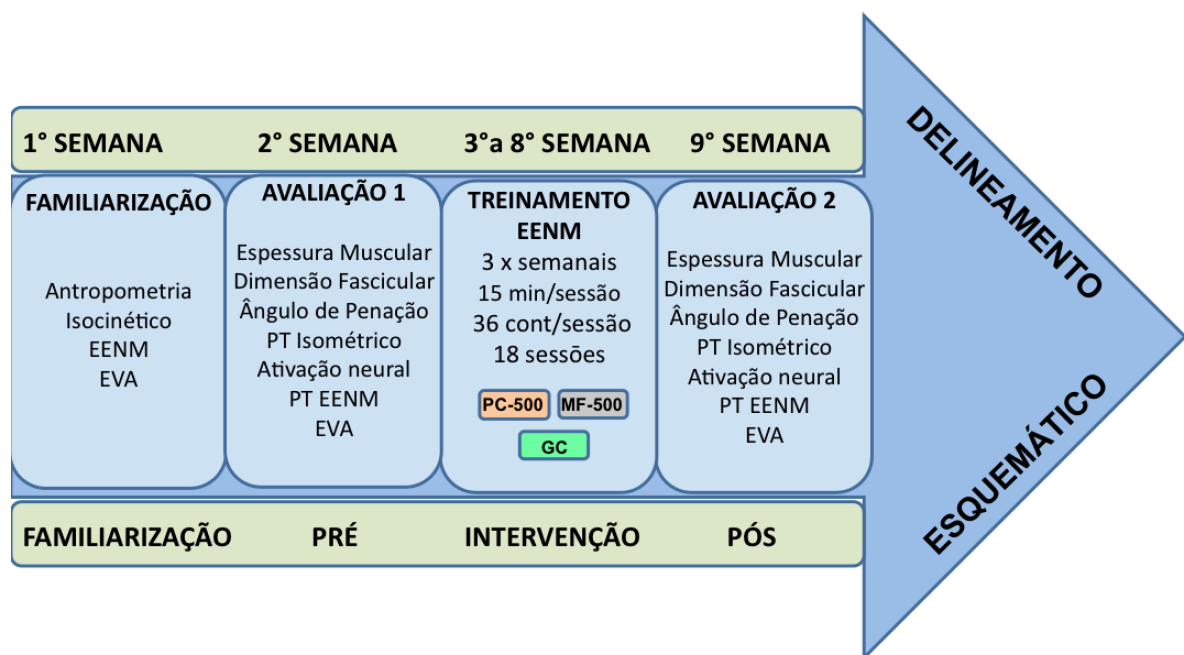


Figura 4. Delineamento esquemático, ilustrando as diferentes etapas de protocolo de pesquisa proposto. Primeira semana: familiarização. Segunda semana: avaliação 1 (pré). Terceira a oitava semana: intervenção com o treinamento de EENM. Nona semana: avaliação 2 (pós).

4.2.4 Protocolo de Treinamento EENM

Todos os procedimentos relativos ao treinamento foram executados através de um estimulador elétrico Neurodyn (Neurodyn 2.0; Ibramed, São Paulo, Brazil) e também de eletrodos autoadesivos de superfície. Para cada membro inferior, 2 eletrodos positivos (5 x 5 cm)

foram colocados sobre o ponto motor dos músculos vasto medial e lateral, com um eletrodo negativos (10 x 5 cm) posicionados próximos à inserção proximal do músculo quadríceps (3-5 cm abaixo do ligamento inguinal), conforme figura 5 (MAFFIULETTI et al., 2009). Os sujeitos foram sentados de forma ereta formando um ângulo de 100° no quadril e 60° de flexão no joelho (figura 6).



Figura 5: Posicionamento dos eletrodos durante a aplicação da EENM sobre a região da musculatura do quadríceps.

O treinamento com EENM foi aplicado em ambas as pernas durante 6 semanas, 3 vezes por semana (dias não consecutivos) com uma duração de 15 minutos por sessão (36 contrações isométricas evocadas). Cada contração, durante a sessão de treino, tinha uma duração de 6 segundos (1 segundo de tempo de subida e 1 segundo de tempo de descida) com 18 segundos de intervalo entre elas. Características da estimulação de ambas as correntes estão indicadas na tabela 2. A intensidade usada em ambas os grupos (MF e PC) foi a máxima tolerada, de acordo com o *feedback* de cada sujeito. Os voluntários foram sistematicamente instruídos a permanecerem o mais relaxados possível.



Figura 6. Posição de treinamento.

4.2.5 Coleta de Dados

4.2.5.1 PT e PT EENM

Todos os procedimentos avaliativos foram realizados com a perna dominante dos voluntários. Os sujeitos foram posicionados na cadeira do dinamômetro isocinético (System 3, Biodex Medical Systems, Shirley, NY) com o quadril posicionado a 100° de flexão e o joelho a 60° de flexão (0° sendo extensão total). Cintas foram firmemente atravessadas na região do tórax, pélvis e região distal da perna direita dos voluntários (essa última fixada ao braço de alavanca do dinamômetro). O braço de alavanca afixado ≈ 3 centímetros acima do maléolo lateral da fíbula e o eixo de rotação do dinamômetro alinhado ao epicôndilo lateral do fêmur, sendo que a articulação do tornozelo permaneceu livre. A calibração do aparelho foi efetuada antes de cada sessão de teste, de acordo com especificações do fabricante. Inicialmente, os sujeitos foram submetidos ao aquecimento muscular caracterizado por 6 contrações voluntárias submáximas, separadas por 10 segundos de descanso. Em seguida, após 2 minutos, PT voluntário foi determinado. Os sujeitos foram instruídos a executarem 2 contrações máximas voluntárias. Cada contração durou 6 segundos e foi separada por 1 minuto de recuperação entre elas. A contração de maior magnitude foi registrada como PT voluntário.

Logo após, o PT EENM foi avaliado usando o mesmo estimulador, disposição de eletrodos e parâmetros de correntes usados no treinamento com EENM. O estudo foi duplo cego, sendo que uma cobertura escura foi colocada sobre o painel do equipamento, exceto na área que marcava intensidade. O PT EENM (encontrado durante a máxima intensidade de EENM) foi determinado pelo aumento gradual da intensidade, partindo de 0 mA até os sujeitos reportarem seus limites de tolerância. Após isso, outra contração com essa mesma máxima intensidade foi executada e a média do torque entre as duas últimas foi considerada para análises. Voluntários foram questionados a respeito de seus níveis de desconforto – partindo de 0 (muito confortável) até 10 (muito desconfortável) – durante cada contração. Uma escala visual analógica foi usada nesse procedimento (figura 7). Esse mesmo método foi previamente usado (MEDEIROS et al., 2017). Indivíduos do GC não participaram desse procedimento. Em todos as medidas de torque, correções apropriadas foram feitas em relação ao efeito gravitacional da perna dos participantes. Todos os parâmetros físicos do estimulador foram checados por meio de um osciloscópio (DS1050E, Rigol, Ohio, US).

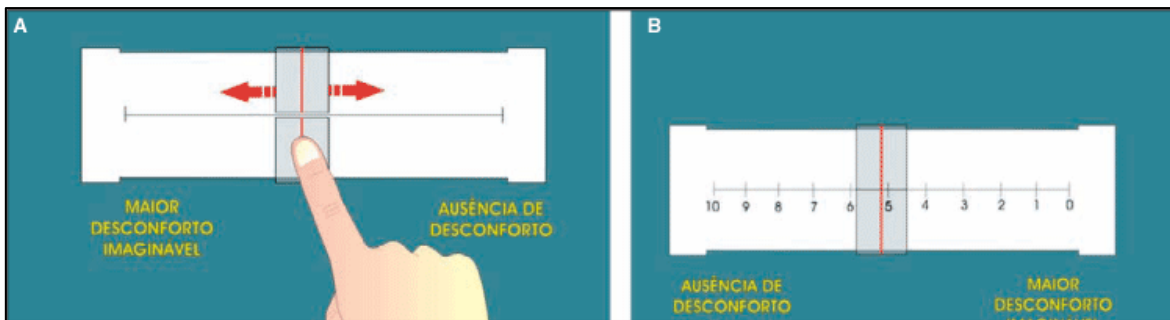


Figura 7. Escala visual analógica.

4.2.5.2 Eletromiografia (EMG)

O sinal de EMG foi registrado (*Biopac MP150 A/D converter and Acknowledge v.4.2 software, Biopac Systems Inc., Santa Barbara, CA*) durante a contração voluntária máxima. Um par de eletrodos de cloreto de prata foram posicionados sobre a porção média do ventre do VL. Baixa impedância da interface pele-eletrodo ($< 2,000 \Omega$) foi obtida pela raspagem, tricotomização e leve abrasão (com álcool 70%) da pele. A distância entre eletrodos foi de 2 cm (centro a centro). O eletrodo referência foi fixado na patela da perna oposta. Os sinais de EMG foram

amplificados a uma variação de frequência de largura de banda de 10 a 2.000 Hz (taxa comum do modo de rejeição de 110 dB; entrada de impedância = 100 M Ω ; ganho = 1.000. A amplitude do sinal eletromiográfico durante a contração voluntária máxima foi encontrada por meio da *root mean square* (RMS), que foi calculada sobre um período de 500 ms (correspondente ao PT). Os sinais de EMG foram digitalizados online (frequência de amostragem de 2.000 Hz) simultaneamente ao torque voluntário usando um computador digital e armazenado para posterior análises.

4.2.5.3 Arquitetura muscular

As mensurações da arquitetura muscular (espessura muscular, dimensão fascicular e ângulo de penação) foram conduzidas no músculo VL. Para tanto, foi utilizado um equipamento de ultrassom portátil (AU5, Esaote Biomedica, Florence, Italy) manuseado por um único examinador cegado. A coleta das medidas descritas foi realizada com o voluntário posicionado em decúbito dorsal e com o joelho levemente flexionado (aprox. 30 graus), após repouso absoluto do membro avaliado (entre 10 e 20 minutos). A espessura muscular avaliada por um aparelho de ultrassom é considerada válida e confiável quando comparada a tomografia computadorizada que é o exame padrão ouro (THOMAES et al., 2012). Os sítios das medidas foram precisamente localizados e marcados com caneta dermatográfica de alta fixação a fim de que as aferições fossem realizadas no mesmo ponto. Uma linha foi desenhada entre a borda superior da patela e a espinha ilíaca ântero-superior. A distância correspondente a 39% (da patela) foi marcada. O probe foi então movimentado lateralmente, em direção ao VL, até que se encontrar uma posição com a melhor imagem possível (aponeuroses paralelas). Os pacientes permaneceram posicionados em dorsal durante todo o momento em que foram avaliados (BLAZEVIČH et al., 2006).

O transdutor do ultrassom foi posicionado perpendicularmente a superfície da pele e na mesma direção das fibras musculares. Foi usado um gel a base de água, a fim de fornecer um melhor contato acústico entre o transdutor e a superfície cutânea. As interfaces entre os tecidos adiposo subcutâneo-músculo e músculo-osso foram identificadas na imagem ultrassonográfica e a imagem capturada entre elas deu origem às medidas representativas da espessura muscular, dimensão fascicular e ângulo de penação do VL. Por fim, as imagens foram registradas para análises usando o programa *Image J* (<https://imagej.nih.gov/ij/download.html>). Esse

procedimento foi repetido 3 vezes e a média entre as medidas foi considerada como o principal valor. A validade desta medida foi certificada em estudo prévio (BLAZEVIK et al., 2003; BLAZEVIK et al., 2006; MIYATANI; KANEHISA; FUKUNAGA, 2000) e coeficiente intraclasse demonstrou alta reprodutibilidade da medida ($r=0.972$) (MIYATANI et al., 2004).

4.2.6 Análise estatística

Os dados foram expressos em média \pm desvio padrão (DP) e a normalidade foi checada usando o teste de Shapiro-Wilk. Análise de variância (ANOVA) *two-way* para medidas repetidas e teste *post-hoc* de Tukey foram usados para análise de dados (*group and time effects*). Análises estatísticas foram executadas usando-se o programa STATISTICA 7 (StatSoft Inc., Tulsa, OK, USA). Significância estatística adotada foi de $p < 0.05$.

5. RESULTADOS

5.1 RESULTADOS ESTUDO 1

A CVM diminuiu significativamente tanto no grupo PC quanto no MF após as sessões de EENM (tabela 3). Na mesma direção, RMS/onda-M, Pd em repouso e Pd potenciado também diminuíram em ambos os grupos (tabela 3). Nenhuma diferença foi observada para RAC ou impulsos pareados potenciados (tabela 3). Além disso, o presente estudo não revelou diferença alguma entre ambos os grupos em relação à todas as variáveis analisadas (tabela 3).

Tabela 3. Propriedades neuromusculares pré e pós cada sessão de EENM.

Parâmetros	MF			PC		
	Pré	Pós	Δ (%)	Pré	Pós	Δ (%)
CVM* (N.m)	218.1 (± 58.3)	204.3 (± 47.3)	-4.74 (± 10.02)	220.7 (± 52.5)	204.9 (± 50.6)	-7.26 (± 6.69)
RMS/Onda-M* (u. a.)	0.54 (± 0.59)	0.39 (± 0.36)	-10.16 (± 20.64)	0.31 (± 0.13)	0.25 (± 0.07)	-14.49 (± 18.32)
Pd repouso* (N.m)	92.5 (± 17.9)	74.1 (± 17.59)	-18.36 (± 18.31)	86.3 (± 23.6)	76.6 (± 17.8)	-6.91 (± 22.59)
Pd potenciado* (N.m)	99.8 (± 20.9)	81.8 (± 23.4)	-18.28 (± 15.18)	101.5 (± 27.9)	90.2 (± 20.0)	-11.60 (± 10.24)
RAC (%)	96.3 (± 8.8)	97.2 (± 9.6)	1.0 (± 5.9)	95.8 (± 9.9)	95.6 (± 9.4)	0.1 (± 7.9)
Potenciação de doublet (%)	18.0 (± 17.5)	20.2 (± 13.0)	17.9 (± 13.0)	6.9 (± 22.3)	7.4 (± 24.4)	21.8 (± 84.5)

Valores expressos em média (\pm DP). *: Estatisticamente diferentes entre valores pré e pós ($p < 0.05$). **CVM**: Contração voluntária máxima. **MF**: média frequência. **N.m**: Newton-metros. **PC**: corrente pulsada. **Pd**: Pico *doublet*. **RAC**: Razão de ativação central. **RMS**: *root mean square*. Δ : mudança relativa.

Ademais, nenhuma diferença foi observada no torque produzido entre os grupos durante as sessões de EENM. Em ambas as correntes, o torque evocado foi maior no início da sessão, isto é as cinco primeiras (PC = 120.22 ± 76.74 N.m e MF = 121.23 ± 63.48 N.m), do que no final, isto é as cinco últimas (PC = 67.38 ± 35.35 N.m e MF = 69.24 ± 30.10 N.m) contrações (figura 8). Esses valores podem ser também interpretados como percentuais da CVM: cinco primeiras (PC = 53.45 ± 33.14 % e MF = 54.80 ± 25.14 %) e cinco últimas (PC = 30.86 ± 15.82 % e MF = 33.02 ± 16.42 %) contrações.

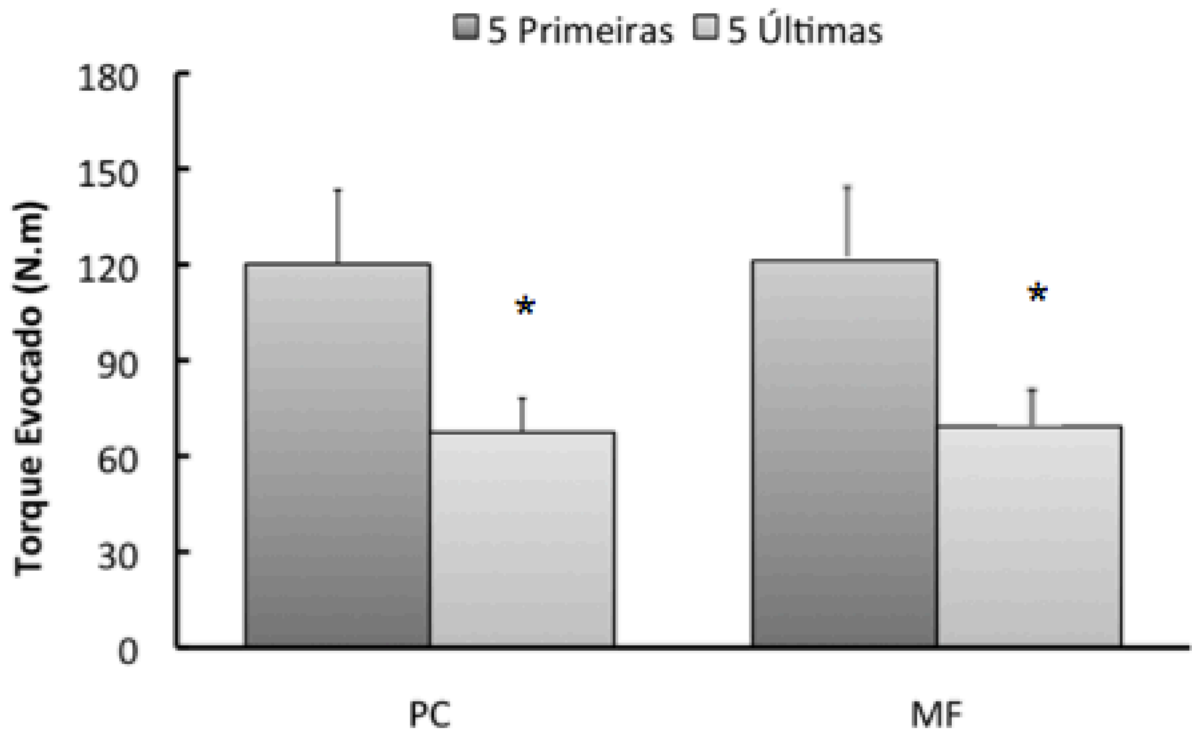


Figure 8. Comparação do torque evocado durante as sessões de EENM entre as cinco primeiras e cinco últimas contrações em ambos os grupos, PC e MF. Valores expressos em média (\pm DP). *: Estatisticamente diferente do valor referente às cinco primeiras contrações ($p < 0.05$). **PC**: corrente pulsada **MF**: média frequência. **N.m**: Newton-metros.

Além do mais, não houve nenhuma diferença entre grupos na diminuição do torque (PC = 75.54 ± 72.57 % e MF = 88.00 ± 82.88 %), nem para o nível de desconforto produzido durante a última sessão (PC: EVA = 9.27 ± 0.45 e MF: EVA = 9.09 ± 0.79). Por fim, as intensidade de estimulação durante as sessões não foram diferentes entre si (PC = 110.91 ± 32.46 mA e MF = 102.73 ± 32.92 mA).

5.2 RESULTADOS ESTUDO 2

Nenhuma diferença entre os grupos foi encontrada antes da intervenção (tabela 4).

Tabela 4. Características descritivas dos participantes (n= 33). Dados expressos em média (\pm) desvio padrão (DP).

Grupos (n)	Idade (anos)	Massa Corp. (kg)	Estatura (cm)	IMC (kg.m²⁽⁻¹⁾)	Gordura (%)
MF (n=12)	20,4 (\pm 1,8)	74,3 (\pm 9,9)	175,4 (\pm 4,9)	23,7 (\pm 3,2)	15,4 (\pm 4,0)
PC (n=11)	22,8 (\pm 2,4)	76,1 (\pm 8,5)	180,8 (\pm 7,3)	22,3 (\pm 1,0)	14,3 (\pm 3,6)
GC (n=10)	24,4 (\pm 3,2)	73,5 (\pm 11,6)	175,5 (\pm 5,5)	23,8 (\pm 3,1)	15,0 (\pm 4,3)
Total (n=33)	22,2 (\pm 2,6)	74,7 (\pm 9,8)	176,8 (\pm 6,0)	23,6 (\pm 3,2)	14,9 (\pm 3,9)

Nota: Sem diferença significativa entre os grupos ($p > 0.05$). Abreviações: MF: corrente alternada, PC: corrente pulsada e GC: grupo controle, kg: quilograma, cm: centímetro.

Após o período de treinamento, nenhuma diferença estatística foi observada nas características neuromusculares entre grupos ($p > 0.05$, tabela 5). Embora o PT tenha sido maior após o treino (PC: 7.4% and MF: 9.8%), essas diferenças também não foram significantes. Ademais, foi observado um aumento no PT EENM no grupo PC ($p < 0.05$, tabela 5), enquanto nenhuma diferença foi encontrada no grupo MF ($p > 0.05$). Esse aumento não foi acompanhado com diferenças na EVA. Na verdade, ao final do procedimento experimental, as correntes produziram similares níveis de desconforto ($p > 0.05$) com valores ≥ 9 .

Tabela 5. Tabela comparativa contendo os dados dos momentos pré e pós de todas as variáveis para todos os grupos.

	MF		PC		GC	
	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós
PT (N.m)	220,6 (± 42,7)	242,2 (± 62,4)	240,6 (± 64,1)	258,4 (± 68,3)	229,6 (± 45,2)	214,3 (± 44,7)
EMG (RMS)	0,467 (± 0,35)	0,518 (± 0,49)	0,761 (± 0,30)	0,566 (± 0,28)	0,753 (± 0,45)	0,660 (± 0,41)
PT EENM (N.m)	195,9 (± 33,3)	191,4 (± 43,5)	205,0 (± 27,4)	235,9* (± 31,9)	----	----
EVA (pts)	9,3 (± 0,8)	9,0 (± 1,5)	9,0 (± 0,9)	9,1 (± 1,2)	----	----
Espessura Muscular (mm)	24,9 (± 3,7)	26,4* (± 4,2)	22,6 (± 3,5)	24,3* (± 3,8)	25,8 (± 4,1)	25,9 (± 3,9)
Tamanho do Fascículo (mm)	97,8 (± 18,7)	109,0 (± 20,8)	115,7 (± 30,5)	128,5 (± 26,6)	93,3 (± 13,0)	89,3 (± 11,2)
Ângulo de Penação (°)	16,4 (± 3,4)	16,0 (± 2,6)	13,1 (± 3,7)	13,0 (± 2,5)	16,5 (± 3,2)	17,3 (± 2,5)'

*Diferente estatisticamente em relação ao momento pré do mesmo grupo ($p < 0.05$). **Abreviações:** PT: pico de torque, EENM: eletroestimulação neuromuscular, EMG: eletromiografia, EVA: escala visual analógica. N.m: Newton metros, pts: pontos, mm: milímetros, MF: corrente alternada, PC: corrente pulsada, GC: grupo controle.

A espessura muscular aumentou depois do treinamento nos dois grupos, MF e PC ($p < 0.05$, tabela 5), porém nenhuma diferença foi observada entre grupos ($p > 0.05$). Nenhuma diferença também foi observada nos momentos pré e pós treinamento, de todos os grupos, para as variáveis ângulo de penação e tamanho do fascículo.

6. DISCUSSÃO

6.1 DISCUSSÃO ESTUDO 1

Esses achados têm grandes implicações nas áreas de reabilitação e eletrofisiologia, entre outras áreas, principalmente quando o objetivo for gerar força e ganho muscular. Foi claramente demonstrado que a fadiga neuromuscular produzida após as sessões de EENM foi similar no grupo PC e MF. Além disso, foi possível observar o mesmo desempenho entre as correntes com similar diminuição de torque evocado durante uma sessão típica de EENM, mantendo um alto nível de desconforto. Outro achado relevante foi que ambas as correntes apresentaram níveis similares de desconforto. Sendo assim, os resultados do presente estudo demonstraram que uma sessão típica de EENM usando PC e MF induziram similar fadiga com alterações centrais e periféricas. Entretanto, fadiga central não poderia ser generalizada ao quadríceps inteiro mas principalmente relacionada os músculos estimulados (posição dos eletrodos). Além disso, modificações foram obtidas somente no EMG e não no RAC global.

Os resultados do presente estudo não mostraram nenhuma diferença entre o torque evocado em ambas as condições. Esses achados confirmaram prévios e recentes estudos que analisaram não uma sessão típica mas sim um curto período de teste (até no máximo 10 contrações evocadas) usando ambas as correntes (DANTAS et al., 2015; MEDEIROS et al., 2017). Os autores testaram somente o limite alcançado pelo voluntários, aumentando constantemente a intensidade e descreveram resultados similares. Dantas et al. (2015) investigaram a eficiência das correntes PC e MF sobre os extensores do joelho de mulheres saudáveis e não encontraram nenhuma diferença no torque evocado e nível de desconforto durante as sessões de EENM com as correntes apresentando 500 μ s de duração de pulso. Medeiros et al. (2017) também compararam correntes (PC vs. PC) com 500 μ s de duração de pulso e não encontraram diferenças no torque ou desconforto em adultos saudáveis. Esses achados coincidem com outros estudos comparando intensidade de contrações evocadas com correntes PC e MF (GRIMBY; WIGERSTAD-LOSSING, 1989; SNYDER-MACKLER et al., 1994; SNYDER-MACKLER et al., 1989; WALMSLEY; SZYBBO, 1987).

Uma possível explicação é que, em geral, os diversos tipos de correntes de EENM (independente da característica da corrente) geram o mesmo torque evocado pois apresentam os

mesmos mecanismos de produção de força. Já é bem sabido que a estimulação elétrica gera a mesma atividade de contração contínua para os mesmos grupos superficiais de fibras musculares com sincronizado recrutamento de unidade motora (MAFFIULETTI, 2010). Essa similaridade deve ser levada para a mesma resposta na fadiga, uma vez que ela é torque-dependente (ENOKA; DUCHATEAU, 2016). De acordo com Maffiuletti (2010), essa atividade contrátil repetitiva dentro da mesma área muscular, isto é, recrutamento fixo (mesma posição dos eletrodos e mesmo ponto de partida para a fadiga muscular) (MAFFIULETTI, 2010). Essa fadiga neuromuscular tem sido exemplificada pela perda da capacidade de geração de força (GANDEVIA, 2001; HUNTER; DUCHATEAU; ENOKA, 2004), fato observado em ambas as condições no presente estudo. Além disso, esse quase constante recrutamento provocado pela EENM acelera a fadiga mais do que a contração voluntária (IBITOYE et al., 2016; THEUREL et al., 2007) como um resultado da inabilidade de se alternar o padrão de recrutamento e/ou a incapacidade de se modular a frequência de disparo (BICKEL; GREGORY; DEAN, 2011). Assim, variando os padrões de estimulação durante uma única sessão de EENM (e. g., usando de forma constante ou variando a frequência de disparo) parecer ser uma estratégia a atrasar a fadiga muscular (DELEY; LAROCHE; BABAULT, 2014). Além do mais, outros procedimentos de estimulação, como correntes com maiores largura de pulso e alta frequência, poderiam produzir recrutamento de diferentes unidades motoras de acordo com o princípio do tamanho e poderiam, portanto, alterar a magnitude da fadiga muscular e sua origem (MARTIN et al., 2016).

Numerosos mecanismos, com a regulação intracelular, a alternância excitação-contração e a propagação neuromuscular poderiam ser responsáveis pelo decréscimo nas contrações evocadas e CVM (COMETTI; DELEY; BABAULT, 2011; HILL et al., 2001). Todos esses fenômenos podem ter ocorrido no presente estudo, uma vez que foi possível observar fadiga central e periférica usando ambas as correntes. Por exemplo, as variáveis Pd em repouso, Pd potenciado e RMS diminuíram significativamente após a sessão de EENM, o que sugeriu que ambos os tipos de fadiga contribuíram para o decréscimo da CVM (COMETTI et al., 2011). Além disso, a redução observada nos Pd's de forma geral pode ser uma indicação de alteração na alternância excitação-contração e, conseqüentemente, possíveis perturbações na regulação intracelular (HILL et al., 2001) que controla a cinética, a força e o número de pontes-cruzadas (LAMB, 2000). Diminuições na CVM, RMS e Pd's foram previamente observadas após exercícios isocinéticos (COMETTI et al., 2011; ZORY et al., 2010).

Existem algumas variáveis, como o EMG, que contribuem para o diagnóstico da fadiga central (COMETTI et al., 2011; ZORY et al., 2005). O RMS (oriundo do EMG) é um dos parâmetros centrais que explicam a fadiga central (COMETTI et al., 2011; ZORY et al., 2010). Grandes mudanças nessa variável têm também indicado significativas mudanças na CVM (RABITA; PEROT; LENSEL-CORBEIL, 2000; ZORY et al., 2005), como as observadas no presente estudo. A fadiga central no vasto lateral possivelmente tem sua origem em fatores espinhais ou supra-espinhais (controle motor central) (GROSPRETRE et al., 2017), excitabilidade do motoneurônio e transmissão neuromuscular (BIGLAND-RITCHIE; JONES; WOODS, 1979). Alterações centrais podem ter ocorrido a nível espinhal devido à mudanças na resposta do órgão tendinoso de golgi, fuso muscular, e grupos III e IV da inervação muscular aferente dos músculos fadigados (GANDEVIA, 2001).

Por outro lado, um possível prejuízo de excitabilidade na membrana muscular ou propagação neuromuscular ocorreu como resultado de fadiga periférica. O declínio no Pd em repouso observado após as sessões de EENM pode ser interpretado como uma grande inabilidade de um ou mais processos envolvidos transformação de potencial de ação axonal (eletricamente estimulado) em potencial de ação do sarcolema; por exemplo, uma falha do potencial de ação axonal para penetrar todos os ramos do axônio, depleção dos neurotransmissores ou uma diminuição na sensibilidade da membrana e dos receptores pós-sinápticos. Isso pode ter ocorrido em qualquer sítio distal até o ponto de estimulação (no tronco nervoso principal, no ponto de ramificação de terminais nervosos finos, na junção neuromuscular ou ao longo da membrana da fibra muscular) (BELLEMARE; GARZANITI, 1988; ZORY et al., 2005). Além disso, seja qual for o site exato ou o processos responsável por esse fenômeno, esse resultado foi esperado, pois a corrente elétrica que cruza um músculo para evocar uma contração produz potenciais de ação nos ramos nervosos intramusculares ao invés das fibras musculares diretamente (BIGLAND-RITCHIE; FURBUSH; WOODS, 1986; HULTMAN et al., 1983).

Sendo assim, as semelhanças se tornaram evidentes entre as correntes analisadas e seus significantes efeitos de fadiga, além das similaridades de origem dessa fadiga. Isso será importante para conduzir futuros estudos que comparem diferentes características de estimulação, para melhor se compreender esse processo. Mudanças nos parâmetros de estimulação (frequência, largura e amplitude de pulso) têm sido sugeridas como uma estratégia fundamental para se imitar o recrutamento natural da unidade motora – que é, o recrutamento de unidades

motoras adicionais quando as fibras recrutadas inicialmente se tornam fadigadas e, conseqüentemente, retarda a fadiga muscular (IBITOYE et al., 2016). Por exemplo, comparando estimulações convencionais com correntes de alta frequência poderia se produzir diferentes origens à fadiga devido aos potencialmente diferentes padrões de recrutamento (MARTIN et al., 2016). Mais especificamente, testar diferentes correntes de EENM com diferentes frequências pode ser uma alternativa útil. Entre os parâmetros de estimulação, a frequência parece ter maiores efeitos na fadiga (GORGEY et al., 2009), como foi visto em um recente estudo usando uma corrente pulsada com alta frequência (GROSPRETRE et al., 2017). A duração de pulso também parece influenciar o montante de fadiga em contrações de leve a moderadas, como visto em um estudo com homens adultos saudáveis (JEON; GRIFFIN, 2017). Futuros estudos sobre a eficiência de tais parâmetros de estimulação devem ser realizados em diferentes condições, visando entender melhor o processos de reabilitação e treinamento com essa ferramenta. Reduzir fadiga muscular enquanto se produz maiores níveis força é o desafio que se busca alcançar, tanto no meio clínico quanto esportivo (jogadores de futebol, por exemplo).

6.2 DISCUSSÃO ESTUDO 2

O presente estudo mostrou que 6 semanas de treinamento com EENM usando correntes PC ou MF, com a mesma duração de pulso, não difere em termos de capacidade de produção de torque, arquitetura muscular e atividade EMG no quadríceps de jogadores de futebol. Entretanto, houve um incremento no PT EENM somente no grupo PC. Até onde se sabe, esse foi o primeiro estudo a comparar 2 diferentes correntes de EENM em jogadores de futebol com uma análise combinada de fatores musculares e neurais após múltiplas sessões de treinamento.

No presente estudo não foi possível observar um aumento no PT. Por instante, somente um estudo encontrou efeitos similares (VENABLE et al., 1991). Em contraste, numerosos estudos apresentaram aumentos consideráveis no PT após treinamento com EENM (BABAULT et al., 2007; BILLOT et al., 2010; MAFFIULETTI et al., 2009). Autores encontraram um aumento no PT > 15% após 5 semanas de treinamento com EENM no músculos do quadríceps de jogadores de futebol, por exemplo (BILLOT et al., 2010). Não obstante, alguns estudos apresentaram um atraso nas adaptações neuromusculares após o treinamento com EENM (MAFFIULETTI et al., 2009; MALATESTA et al., 2003). Maffiuletti et al. (2009) treinaram 12

jogadores de tênis durante 3 semanas e observaram um aumento significativo no PT do quadríceps (~50 %) 1 semana após o fim do treinamento. Entretanto, os ganhos máximos de PT (~65 %) ocorreram 3 semanas depois do fim do treinamento com EENM. Esses e outros resultados (MALATESTA et al., 2003) sugerem que a avaliação pós treinamento realizada 1 semana depois do fim do programa de treinamento pode não ser longa suficiente para se ter uma adaptação neural significativa.

Além disso, a presente investigação mostrou que ambas as correntes produziram similares PT no quadríceps após o treinamento com EENM. Esses resultados podem ser explicados por outros achados prévios que não mostraram nenhuma diferença entre MF e PC em condições agudas (com os mesmo parâmetros de configuração) em termos de torque evocado e eficiência da corrente (DANTAS et al., 2015; MEDEIROS et al., 2017). Entre os parâmetros, os autores consideraram a largura de pulso como a mais importante no que tange a produção de torque (MEDEIROS et al., 2017), sendo esse parâmetro mantido igual para ambos os grupos no presente estudo. Como consequência, adaptações neuromusculares similares foram obtidas. Uma outra explicação refere-se aos padrões de produção de força durante a EENM. Similaridades entre as correntes possivelmente ocorreram porque, geralmente, as correntes de EENM apresentam os mesmos mecanismos de produção de força (MAFFIULETTI, 2010). De fato, EENM gera atividades similares de contração contínua para um mesmo grupo de fibras musculares superficiais (recrutamento fixo, mesma posição anatômica de fixação dos eletrodos) com recrutamento sincronizado da unidade motora, independentemente do tipo de corrente (MAFFIULETTI, 2010).

Além do mais, todas as correntes produziram o meus nível de desconforto. Isso pode explicar resultados também similares no desempenho neuromuscular de ambos os grupos, uma vez que há uma associação positiva entre o nível de desconforto provado pela EENM, a intensidade da corrente, a geração de torque e os ganhos de força isométrica (STEVENS-LAPSLEY et al., 2012). Assim como a intensidade da corrente aumenta, um grande número de atividades motoras são ativados, mas o desconforto também aumenta (GORGEY et al., 2006). Logo, o desconforto gerado durante a EENM é considerado um fator limitante (DELITTO et al., 1992) mesmo em atletas, uma vez que a prática regular de exercícios físicos está associada a mudanças específicas na percepção de dor (alto limiar) (TESARZ et al., 2012).

Em geral, MF e PC provocam similares desconfortos auto-reportados e torque evocado (DA SILVA et al., 2015). As atuais evidências sugerem que MF e PC têm efeitos similares sobre o PT EENM em adultos saudáveis (LIEBANO et al., 2013; MEDEIROS et al., 2017). Entretanto, em uma recente meta-análise (DA SILVA et al., 2015), os autores encontraram, excepcionalmente, 3 ensaios clínicos randomizados e controlados que mostraram, agudamente, um significativo benefício do PC comparado ao MF em relação ao PT EENM (DANTAS et al., 2015; LAUFER et al., 2001; SNYDER-MACKLER et al., 1989). Interessantemente, depois do período de treinamento aplicado em nossa pesquisa, achados similares foram observados; o grupo PC alcançou um maior PT EENM. Entretanto, medidas adicionais são necessárias para se determinar a origem de tal efeito de aprendizado.

Esse aumento no PT EENM, e não no PT voluntário, pode ter ocorrido devido a um princípio chamado: especificidade do aprendizado. Tal princípio propõe que habilidades motoras são específicas e somente superficialmente se assemelham a outras habilidades motoras (SHEA; KOHL, 1990). Mudando a tarefa motora levemente já se produz uma nova tarefa a qual um novo programa motor deverá ser desenvolvido (SHEA; KOHL, 1990). Logo, a manipulação apropriada de variáveis de um programa (escolha da resistência, seleção e ordem do exercício, número de séries e repetições) determina o desenvolvimento de habilidades (força e potência muscular) (AMERICAN COLLEGE OF SPORTS, 2009). Então, os sujeitos do presente estudo necessitariam se submeter em um programa de exercícios físicos com exercícios voluntários para se aumentar consideravelmente o PT voluntário (a ausência de mudanças na atividade EMG poderia testemunhar tal explicação). Entretanto, é importante observar que, mesmo se o método de treinamento (EENM) não mantivesse diretamente uma especificidade com um dos desfechos avaliados (PT), as adaptações ao treinamento poderiam ser maiores com uma maior duração do treinamento (possivelmente mais do que 6 semanas).

Além disso, nós observamos um significativo aumento da espessura muscular em ambos os grupos após o treino. Esse resultado corroborou os achados de outros autores que observaram um aumento significativo no tamanho do músculo quadríceps após o treinamento com EENM (GONDIN et al., 2005; STEVENSON; DUDLEY, 2001). Na realidade, é sabido que uma única série de EENM é suficiente para se estimular as respostas moleculares e tais mudanças indicariam o início de processos hipertróficos (BICKEL et al., 2003). Assim sendo, mudanças a nível muscular são geralmente obtidas após múltiplas sessões de treinamento com EENM

(GONDIN et al., 2005). Mesmo assim, os efeitos de um programa de treinamento com EENM sobre a hipertrofia muscular continuam ambíguo na literatura, uma vez que a duração do treinamento adotado e os parâmetros escolhidos são muito heterogêneos (GONDIN et al., 2005; STEVENSON; DUDLEY, 2001). Conseqüentemente, os autores concluíram que a hipertrofia muscular poderia ocorrer como um resultado de um programa de treinamento durando mais que 4 semanas (GONDIN et al., 2005).

Apesar disso, nenhuma adaptação foi observada no ângulo de penação, tampouco no tamanho do fascículo na presente investigação. A falta de mudanças no tamanho do fascículo tem sido previamente observada (ALEGRE et al., 2014). Os autores analisaram as adaptações musculares induzidas por 2 protocolos de treinamento isométrico de extensores de joelho executados em diferentes extensões da musculatura, i.e., diferentes ângulos do joelho (ALEGRE et al., 2014). O tamanho do fascículo do músculo VL permaneceram inalterados em todos os grupos após o treinamento, embora ter havido um aumento na espessura muscular de ambos os grupos de treinamento. Entretanto, mesmo com esses desfechos, o tamanho do fascículo foi numericamente maior após 6 semanas de treinamento com EENM em nosso estudo ($\sim 11,4\%$ in MF vs. $\sim 11,0\%$ in PC), mas essa diferença não foi estatisticamente significativa.

Além do mais, os resultados oriundos da arquitetura muscular do presente estudo, especialmente os de tamanho do fascículo, podem ser dependentes da angulação do joelho durante o treino. De acordo com estudos prévios, excursão muscular (i.e. a mudança no tamanho do complexo músculo-tendão, especialmente em posições mais estendidas) tem sido postulado como o principal fator responsável pelas mudanças no tamanho do fascículo (MCMAHON et al., 2014). Conseqüentemente, quanto maior for a flexão de joelho (musculatura mais alongada), maior será o aumento no tamanho do fascículo. No presente estudo, os sujeitos treinaram a 60° de angulação no joelho. Tal posição pareceu ser curta para se induzir adaptações significativas no tamanho do fascículo. Portanto, treinar em grandes angulações durante uma condição isométrica (EENM) poderia desenvolver uma melhora nessa característica de extensão do músculo.

Dessa forma, os resultados do presente estudo demonstraram que um programa de treinamento com EENM pode induzir algumas adaptações musculares. O principal interesse de se usar EENM no esporte, e portanto no futebol, é que esse método de treinamento poderia ser considerado um estímulo adicional no intuito de favorecer tanto a plasticidade, quanto o estresse neuromuscular e metabólico. Logo, EENM poderia ser útil para atletas jogadores de futebol que

tivessem atingido seu platô de desempenho após várias temporadas de treinamento, mas isso deveria ser suplementar, e não substitutivo, às formas convencionais de treinamento (KAYVAN; MAFFIULETTI, 2011). Uma outra vantagem é que uma única série de EENM consome menos tempo (12 a 18 minutos) que exercícios tradicionais.

Por fim, algumas limitações foram identificadas no presente experimento. Primeiro, nossos estudos não considerou as diferenças individuais na tolerância à EENM (DELITTO et al., 1992). Ademais, nossa pesquisa foi conduzida com jovens atletas do sexo masculino, sendo necessário novos estudos com atletas de gênero oposto e/ou mais velhos para poder se comparar esses mesmos desfechos usando as mesmas correntes e suas respectivas configurações. Finalmente, uma outra limitação foi a de se usar somente o VL para representar a arquitetura de todo o quadríceps. A arquitetura varia ao longo de todo o músculo, o que teria implicações para a precisão de modelos que assumem uma arquitetura intramuscular constante, e isso talvez traria consequências para a eficiência da transmissão de força inter e intramuscular (BLAZEVIICH et al., 2006).

7. CONCLUSÃO

A corrente MF não se diferenciou em termos de torque evocado e desconforto percebido quando comparada com a PC (usando a mesma duração de pulso) e, por consequência, ambas apresentaram a mesma fadiga neuromuscular (origem e ação). Como ambas as correntes induziram o mesmo tipo de fadiga, clínicos, treinadores e profissionais da saúde poderiam escolher tanto uma quanto a outra, esperando similares efeitos de tratamento e treinamento, uma vez que o objetivo de geração de ganhos na força muscular seria alcançado igualmente.

Ademais, as correntes PC e MF, com a mesma duração de pulso, apresentaram o mesmo resultado no que concerne à arquitetura muscular e desempenho voluntário neuromuscular do músculo quadríceps de jogadores de futebol após 6 semanas de treinamento. Esses achados talvez tenham implicações práticas importantes para o treinamento de indivíduos saudáveis e atletas, dessa e de outras modalidades esportivas. Com esses achados, profissionais serão capazes de escolher ambas as correntes para se alcançar as mesmas adaptações neuromusculares.

8. REFERÊNCIAS

- ALDAYEL, A. et al. Comparison between alternating and pulsed current electrical muscle stimulation for muscle and systemic acute responses. **J Appl Physiol (1985)**, v. 109, n. 3, p. 735-44, Sep 2010.
- ALDAYEL, A. et al. Muscle oxygenation of vastus lateralis and medialis muscles during alternating and pulsed current electrical stimulation. **Eur J Appl Physiol**, v. 111, n. 5, p. 779-87, May 2011.
- ALEGRE, L. M. et al. Effects of isometric training on the knee extensor moment-angle relationship and vastus lateralis muscle architecture. **Eur J Appl Physiol**, v. 114, n. 11, p. 2437-46, Nov 2014.
- ALKNER, B. A.; TESCH, P. A.; BERG, H. E. Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. **Med Sci Sports Exerc**, v. 32, n. 2, p. 459-63, Feb 2000.
- AMERICAN COLLEGE OF SPORTS, M. American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. **Med Sci Sports Exerc**, v. 41, n. 3, p. 687-708, Mar 2009.
- APRIANTONO, T. et al. The effect of muscle fatigue on instep kicking kinetics and kinematics in association football. **J Sports Sci**, v. 24, n. 9, p. 951-60, Sep 2006.
- ARNOLD, B. L.; PERRIN, D. H.; HELLWIG, E. V. The Reliability Of Three Isokinetic Knee-extension Angle-specific Torques. **J Athl Train**, v. 28, n. 3, p. 227-9, Fall 1993.
- BABAULT, N. et al. Does electrical stimulation enhance post-exercise performance recovery? **Eur J Appl Physiol**, v. 111, n. 10, p. 2501-7, Oct 2011.
- BABAULT, N. et al. Effects of electromyostimulation training on muscle strength and power of elite rugby players. **J Strength Cond Res**, v. 21, n. 2, p. 431-7, May 2007.
- BABAULT, N. et al. Neuromuscular fatigue development during maximal concentric and isometric knee extensions. **J Appl Physiol (1985)**, v. 100, n. 3, p. 780-5, Mar 2006.
- BABAULT, N. et al. Effect of quadriceps femoris muscle length on neural activation during isometric and concentric contractions. **J Appl Physiol (1985)**, v. 94, n. 3, p. 983-90, Mar 2003.
- BALDI, J. C. et al. Muscle atrophy is prevented in patients with acute spinal cord injury using functional electrical stimulation. **Spinal Cord**, v. 36, n. 7, p. 463-9, Jul 1998.

BANKOV, S.; DASKALOV, I. [Electric stimulation of non-denervated muscles by the "dynatron" current and a medium frequency modulated impulse current]. **Electrodiagn Ther**, v. 18, n. 1, p. 23-32, 1981.

BARRY, B. K.; ENOKA, R. M. The neurobiology of muscle fatigue: 15 years later. **Integr Comp Biol**, v. 47, n. 4, p. 465-73, Oct 2007.

BAX, L.; STAES, F.; VERHAGEN, A. Does neuromuscular electrical stimulation strengthen the quadriceps femoris? A systematic review of randomised controlled trials. **Sports Med**, v. 35, n. 3, p. 191-212, 2005.

BELLEMARE, F.; GARZANITI, N. Failure of neuromuscular propagation during human maximal voluntary contraction. **J Appl Physiol (1985)**, v. 64, n. 3, p. 1084-93, Mar 1988.

BICKEL, C. S.; GREGORY, C. M.; DEAN, J. C. Motor unit recruitment during neuromuscular electrical stimulation: a critical appraisal. **Eur J Appl Physiol**, v. 111, n. 10, p. 2399-407, Oct 2011.

BICKEL, C. S. et al. Acute molecular responses of skeletal muscle to resistance exercise in able-bodied and spinal cord-injured subjects. **J Appl Physiol (1985)**, v. 94, n. 6, p. 2255-62, Jun 2003.

BIGLAND-RITCHIE, B.; FURBUSH, F.; WOODS, J. J. Fatigue of intermittent submaximal voluntary contractions: central and peripheral factors. **J Appl Physiol (1985)**, v. 61, n. 2, p. 421-9, Aug 1986.

BIGLAND-RITCHIE, B.; JONES, D. A.; WOODS, J. J. Excitation frequency and muscle fatigue: electrical responses during human voluntary and stimulated contractions. **Exp Neurol**, v. 64, n. 2, p. 414-27, May 1979.

BILLOT, M. et al. Effects of an electrostimulation training program on strength, jumping, and kicking capacities in soccer players. **J Strength Cond Res**, v. 24, n. 5, p. 1407-13, May 2010.

BINDER-MACLEOD, S. A.; HALDEN, E. E.; JUNGLES, K. A. Effects of stimulation intensity on the physiological responses of human motor units. **Med Sci Sports Exerc**, v. 27, n. 4, p. 556-65, Apr 1995.

BISTOLFI, A. et al. Evaluation of the effectiveness of neuromuscular electrical stimulation after total knee arthroplasty: a meta-analysis. **Am J Phys Med Rehabil**, Oct 07 2017.

BLAZEVICH, A. J. et al. Training-specific muscle architecture adaptation after 5-wk training in athletes. **Med Sci Sports Exerc**, v. 35, n. 12, p. 2013-22, Dec 2003.

BLAZEVICH, A. J.; GILL, N. D.; ZHOU, S. Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo. **J Anat**, v. 209, n. 3, p. 289-310, Sep 2006.

BOERIO, D. et al. Central and peripheral fatigue after electrostimulation-induced resistance exercise. **Med Sci Sports Exerc**, v. 37, n. 6, p. 973-8, Jun 2005.

BOTTARO, M. et al. Effects of age and rest interval on strength recovery. **Int J Sports Med**, v. 31, n. 1, p. 22-5, Jan 2010.

BRITO, J. et al. Short-term performance effects of three different low-volume strength-training programmes in college male soccer players. **J Hum Kinet**, v. 40, p. 121-8, Mar 27 2014.

BROCHERIE, F. et al. Electrostimulation training effects on the physical performance of ice hockey players. **Med Sci Sports Exerc**, v. 37, n. 3, p. 455-60, Mar 2005.

CADORE, E. L. et al. Strength prior to endurance intra-session exercise sequence optimizes neuromuscular and cardiovascular gains in elderly men. **Exp Gerontol**, v. 47, n. 2, p. 164-9, Feb 2012.

CARBI, J. D., E.; DUFOUR, W.; AND CLARYS, J. P. Influence of strength training on soccer players. **Sci Football** v. 4, p. 17-21, 1991.

COLADO, J. C. et al. Effects of aquatic and dry land resistance training devices on body composition and physical capacity in postmenopausal women. **J Hum Kinet**, v. 32, p. 185-95, May 2012.

COMETTI, C.; BABAULT, N.; DELEY, G. Effects of Constant and Doublet Frequency Electrical Stimulation Patterns on Force Production of Knee Extensor Muscles. **PLoS One**, v. 11, n. 5, p. e0155429, 2016.

COMETTI, C.; DELEY, G.; BABAULT, N. Effects of between-set interventions on neuromuscular function during isokinetic maximal concentric contractions of the knee extensors. **J Sports Sci Med**, v. 10, n. 4, p. 624-9, 2011.

DA SILVA, V. Z. et al. Current evidence demonstrates 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**, v. 31, n. 8, p. 533-9, 2015.

DANTAS, L. O. et al. Comparison between the effects of 4 different electrical stimulation current waveforms on isometric knee extension torque and perceived discomfort in healthy women. **Muscle Nerve**, v. 51, n. 1, p. 76-82, Jan 2015.

DELEY, G.; LAROCHE, D.; BABAULT, N. Effects of electrical stimulation pattern on quadriceps force production and fatigue. **Muscle Nerve**, v. 49, n. 5, p. 760-3, May 2014.

DELITTO, A. et al. A study of discomfort with electrical stimulation. **Phys Ther**, v. 72, n. 6, p. 410-21; discussion on 421-4, Jun 1992.

DEPROFT, E. C., J.; DUFOUR, W.; CLARYS, J. P. Strength training and kicking performance in soccer players. **Sci Football: E&FN Spon.**, p. 108-113, 1988.

DREIBATI, B. et al. Influence of electrical stimulation frequency on skeletal muscle force and fatigue. **Ann Phys Rehabil Med**, v. 53, n. 4, p. 266-71, 271-7, May 2010.

_____. Characterization of an electric stimulation protocol for muscular exercise. **Ann Phys Rehabil Med**, v. 54, n. 1, p. 25-35, Feb 2011.

DUCHATEAU, J.; HAINAUT, K. Training effects of sub-maximal electrostimulation in a human muscle. **Med Sci Sports Exerc**, v. 20, n. 1, p. 99-104, Feb 1988.

DURIGAN, J. L. et al. Neuromuscular electrical stimulation induces beneficial adaptations in the extracellular matrix of quadriceps muscle after anterior cruciate ligament transection of rats. **Am J Phys Med Rehabil**, v. 93, n. 11, p. 948-61, Nov 2014.

ENOKA, R. M. Muscle strength and its development. New perspectives. **Sports Med**, v. 6, n. 3, p. 146-68, Sep 1988.

ENOKA, R. M.; DUCHATEAU, J. Translating Fatigue to Human Performance. **Med Sci Sports Exerc**, v. 48, n. 11, p. 2228-2238, Nov 2016.

ENOKA, R. M.; STUART, D. G. Neurobiology of muscle fatigue. **J Appl Physiol (1985)**, v. 72, n. 5, p. 1631-48, May 1992.

FILIPOVIC, A. et al. Electromyostimulation--a systematic review of the influence of training regimens and stimulation parameters on effectiveness in electromyostimulation training of selected strength parameters. **J Strength Cond Res**, v. 25, n. 11, p. 3218-38, Nov 2011.

_____. Electromyostimulation--a systematic review of the effects of different electromyostimulation methods on selected strength parameters in trained and elite athletes. **J Strength Cond Res**, v. 26, n. 9, p. 2600-14, Sep 2012.

FLORES, D. F. et al. Dissociated time course of recovery between genders after resistance exercise. **J Strength Cond Res**, v. 25, n. 11, p. 3039-44, Nov 2011.

FORNUSEK, C. et al. Development of an isokinetic functional electrical stimulation cycle ergometer. **Neuromodulation**, v. 7, n. 1, p. 56-64, Jan 2004.

GANDEVIA, S. C. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. **Physiol Rev**, v. 81, n. 4, p. 1725-89, Oct 2001.

GOBBO, M. et al. Transcutaneous neuromuscular electrical stimulation: influence of electrode positioning and stimulus amplitude settings on muscle response. **Eur J Appl Physiol**, v. 111, n. 10, p. 2451-9, Oct 2011.

GONDIN, J.; COZZONE, P. J.; 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**, v. 111, n. 10, p. 2473-87, Oct 2011.

GONDIN, J.; DUCLAY, J.; MARTIN, A. Neural drive preservation after detraining following neuromuscular electrical stimulation training. **Neurosci Lett**, v. 409, n. 3, p. 210-4, Dec 6 2006.

GONDIN, J. et al. Electromyostimulation training effects on neural drive and muscle architecture. **Med Sci Sports Exerc**, v. 37, n. 8, p. 1291-9, Aug 2005.

GORGEY, A. S. et al. Effects of electrical stimulation parameters on fatigue in skeletal muscle. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 39, n. 9, p. 684-92, Sep 2009.

GORGEY, A. S.; DUDLEY, G. A. The role of pulse duration and stimulation duration in maximizing the normalized torque during neuromuscular electrical stimulation. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 38, n. 8, p. 508-16, Aug 2008.

GORGEY, A. S. et al. Effects of neuromuscular electrical stimulation parameters on specific tension. **Eur J Appl Physiol**, v. 97, n. 6, p. 737-44, Aug 2006.

GRIMBY, G.; WIGERSTAD-LOSSING, I. Comparison of high- and low-frequency muscle stimulators. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 70, n. 12, p. 835-8, Nov 1989.

GROSPRETRE, S. et al. Central Contribution to Electrically Induced Fatigue depends on Stimulation Frequency. **Med Sci Sports Exerc**, v. 49, n. 8, p. 1530-1540, Aug 2017.

GUILHEM, G.; CORNU, C.; GUEVEL, A. Neuromuscular and muscle-tendon system adaptations to isotonic and isokinetic eccentric exercise. **Ann Phys Rehabil Med**, v. 53, n. 5, p. 319-41, Jun 2010.

GULICK, D. T. et al. Effect of patterned electrical neuromuscular stimulation on vertical jump in collegiate athletes. **Sports Health**, v. 3, n. 2, p. 152-7, Mar 2011.

HERRERO, J. A. et al. Electromyostimulation and plyometric training effects on jumping and sprint time. **Int J Sports Med**, v. 27, n. 7, p. 533-9, Jul 2006.

HILL, C. A. et al. Sarcoplasmic reticulum function and muscle contractile character following fatiguing exercise in humans. **J Physiol**, v. 531, n. Pt 3, p. 871-8, Mar 15 2001.

HULTMAN, E. et al. Evaluation of methods for electrical stimulation of human skeletal muscle in situ. **Pflugers Arch**, v. 398, n. 2, p. 139-41, Jul 1983.

HUNTER, S. K.; DUCHATEAU, J.; ENOKA, R. M. Muscle fatigue and the mechanisms of task failure. **Exerc Sport Sci Rev**, v. 32, n. 2, p. 44-9, Apr 2004.

IBITOYE, M. O. et al. Strategies for Rapid Muscle Fatigue Reduction during FES Exercise in Individuals with Spinal Cord Injury: A Systematic Review. **PLoS One**, v. 11, n. 2, p. e0149024, 2016.

JEON, W.; GRIFFIN, L. Effects of pulse duration on muscle fatigue during electrical stimulation inducing moderate-level contraction. **Muscle Nerve**, Sep 01 2017.

JOHNSON, M. H. et al. Marathon runners' reaction to potassium iontophoretic experimental pain: pain tolerance, pain threshold, coping and self-efficacy. **Eur J Pain**, v. 16, n. 5, p. 767-74, May 2012.

KAYVAN, M. S.; MAFFIULETTI, N. A. Effect of electromyostimulation training on muscle strength and sports performance. **Strength and Conditioning Journal**, v. 33, n. 1, p. 70-75, 2011.

KENT-BRAUN, J. A. Central and peripheral contributions to muscle fatigue in humans during sustained maximal effort. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol**, v. 80, n. 1, p. 57-63, Jun 1999.

KUBO, K. et al. Effects of isometric squat training on the tendon stiffness and jump performance. **Eur J Appl Physiol**, v. 96, n. 3, p. 305-14, Feb 2006.

LAKE, D. A. Neuromuscular electrical stimulation. An overview and its application in the treatment of sports injuries. **Sports Med**, v. 13, n. 5, p. 320-36, May 1992.

LAMB, G. D. Excitation-contraction coupling in skeletal muscle: comparisons with cardiac muscle. **Clin Exp Pharmacol Physiol**, v. 27, n. 3, p. 216-24, Mar 2000.

LAUFER, Y.; ELBOIM, M. Effect of burst frequency and duration of kilohertz-frequency alternating currents and of low-frequency pulsed currents on strength of contraction, muscle fatigue, and perceived discomfort. **Phys Ther**, v. 88, n. 10, p. 1167-76, Oct 2008.

LAUFER, Y. et al. Quadriceps femoris muscle torques and fatigue generated by neuromuscular electrical stimulation with three different waveforms. **Phys Ther**, v. 81, n. 7, p. 1307-16, Jul 2001.

LIEBANO, R. E.; WASZCZUK, S., JR.; CORREA, J. B. 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**, v. 43, n. 12, p. 920-6, Dec 2013.

LINNAMO, V. et al. Motor unit activation patterns during isometric, concentric and eccentric actions at different force levels. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 13, n. 1, p. 93-101, Feb 2003.

MAFFIULETTI, N. A. Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation. **Eur J Appl Physiol**, v. 110, n. 2, p. 223-34, Sep 2010.

MAFFIULETTI, N. A. et al. Feasibility and efficacy of progressive electrostimulation strength training for competitive tennis players. **J Strength Cond Res**, v. 23, n. 2, p. 677-82, Mar 2009.

MAFFIULETTI, N. A. et al. The effects of electromyostimulation training and basketball practice on muscle strength and jumping ability. **Int J Sports Med**, v. 21, n. 6, p. 437-43, Aug 2000.

MAFFIULETTI, N. A. et al. Effect of combined electrostimulation and plyometric training on vertical jump height. **Med Sci Sports Exerc**, v. 34, n. 10, p. 1638-44, Oct 2002.

MAFFIULETTI, N. A. et al. Electrical stimulation for neuromuscular testing and training: state-of-the art and unresolved issues. **Eur J Appl Physiol**, v. 111, n. 10, p. 2391-7, Oct 2011.

MALATESTA, D. et al. Effects of electromyostimulation training and volleyball practice on jumping ability. **J Strength Cond Res**, v. 17, n. 3, p. 573-9, Aug 2003.

MANNING, E. L.; FILLINGIM, R. B. The influence of athletic status and gender on experimental pain responses. **J Pain**, v. 3, n. 6, p. 421-8, Dec 2002.

MARTIN, A. et al. The Etiology of Muscle Fatigue Differs between Two Electrical Stimulation Protocols. **Med Sci Sports Exerc**, v. 48, n. 8, p. 1474-84, Aug 2016.

MARTINEZ-LOPEZ, E. J. et al. Effects of electrostimulation and plyometric training program combination on jump height in teenage athletes. **J Sports Sci Med**, v. 11, n. 4, p. 727-35, 2012.

MCLODA, T. A.; CARMACK, J. A. Optimal burst duration during a facilitated quadriceps femoris contraction. **J Athl Train**, v. 35, n. 2, p. 145-50, Apr 2000.

MCMAHON, G. et al. Muscular adaptations and insulin-like growth factor-1 responses to resistance training are stretch-mediated. **Muscle Nerve**, v. 49, n. 1, p. 108-19, Jan 2014.

MEDEIROS, F. V. 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**, Sep 26 2016.

MEDEIROS, F. V. 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**, v. 96, n. 6, p. 388-394, Jun 2017.

MIYATANI, M.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Validity of bioelectrical impedance and ultrasonographic methods for estimating the muscle volume of the upper arm. **Eur J Appl Physiol**, v. 82, n. 5-6, p. 391-6, Aug 2000.

MIYATANI, M. et al. The accuracy of volume estimates using ultrasound muscle thickness measurements in different muscle groups. **Eur J Appl Physiol**, v. 91, n. 2-3, p. 264-72, Mar 2004.

MOGNONI, P. et al. Isokinetic torques and kicking maximal ball velocity in young soccer players. **J Sports Med Phys Fitness**, v. 34, n. 4, p. 357-61, Dec 1994.

OGURA, L. 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**, 2014.

PAILLARD, T. Electrical stimulation superimposed on voluntary training can limit sensory integration in neural adaptations. **J Mot Behav**, v. 44, n. 4, p. 267-8, 2012.

PAILLARD, T. et al. Effects of two types of neuromuscular electrical stimulation training on vertical jump performance. **J Strength Cond Res**, v. 22, n. 4, p. 1273-8, Jul 2008.

PAJOUTAN, M.; GHESMATY SANGACHIN, M.; CAVUOTO, L. A. Central and peripheral fatigue development in the shoulder muscle with obesity during an isometric endurance task. **BMC Musculoskelet Disord**, v. 18, n. 1, p. 314, Jul 21 2017.

PARKER, M. G.; KELLER, L.; EVENSON, J. Torque responses in human quadriceps to burst-modulated alternating current at 3 carrier frequencies. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 35, n. 4, p. 239-45, Apr 2005.

PICHON, F. et al. Electrical stimulation and swimming performance. **Med Sci Sports Exerc**, v. 27, n. 12, p. 1671-6, Dec 1995.

PORCARI, J. P. et al. Effects of electrical muscle stimulation on body composition, muscle strength, and physical appearance. **J Strength Cond Res**, v. 16, n. 2, p. 165-72, May 2002.

RABITA, G.; PEROT, C.; LENSEL-CORBEIL, G. Differential effect of knee extension isometric training on the different muscles of the quadriceps femoris in humans. **Eur J Appl Physiol**, v. 83, n. 6, p. 531-8, Dec 2000.

ROBERTSON, V. W., A.; LOW, J. *Electrotherapy Explained: Principles and Practice*, 4th ed. **Elsevier Health Sciences**, 2006.

SALVINI, T. F. et al. Effects of electrical stimulation and stretching on the adaptation of denervated skeletal muscle: implications for physical therapy. **Rev Bras Fisioter**, v. 16, n. 3, p. 175-83, Jun 2012.

SELKOWITZ, D. M.; ROSSMAN, E. G.; FITZPATRICK, S. Effect of burst-modulated alternating current carrier frequency on current amplitude required to produce maximally tolerated electrically stimulated quadriceps femoris knee extension torque. **Am J Phys Med Rehabil**, v. 88, n. 12, p. 973-8, Dec 2009.

SHEA, C. H.; KOHL, R. M. Specificity and variability of practice. **Res Q Exerc Sport**, v. 61, n. 2, p. 169-77, Jun 1990.

SNYDER-MACKLER, L. et al. Use of electrical stimulation to enhance recovery of quadriceps femoris muscle force production in patients following anterior cruciate ligament reconstruction. **Phys Ther**, v. 74, n. 10, p. 901-7, Oct 1994.

SNYDER-MACKLER, L.; GARRETT, M.; ROBERTS, M. A comparison of torque generating capabilities of three different electrical stimulating currents. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 10, n. 8, p. 297-301, 1989.

STEVENS-LAPSLEY, J. E. et al. Relationship between intensity of quadriceps muscle neuromuscular electrical stimulation and strength recovery after total knee arthroplasty. **Phys Ther**, v. 92, n. 9, p. 1187-96, Sep 2012.

STEVENSON, S. W.; DUDLEY, G. A. Dietary creatine supplementation and muscular adaptation to resistive overload. **Med Sci Sports Exerc**, v. 33, n. 8, p. 1304-10, Aug 2001.

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**, v. 93, n. 2, p. 146-59, Feb 2014.

TESARZ, J. et al. Pain perception in athletes compared to normally active controls: a systematic review with meta-analysis. **Pain**, v. 153, n. 6, p. 1253-62, Jun 2012.

THEUREL, J. et al. Differences in cardiorespiratory and neuromuscular responses between voluntary and stimulated contractions of the quadriceps femoris muscle. **Respir Physiol Neurobiol**, v. 157, n. 2-3, p. 341-7, Aug 01 2007.

THOMAES, T. et al. Reliability and validity of the ultrasound technique to measure the rectus femoris muscle diameter in older CAD-patients. **BMC Med Imaging**, v. 12, p. 7, 2012.

VAZ, M. A. 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**, v. 31, n. 4, p. 511-6, Apr 2013.

VAZ, M. A.; FRASSON, V. B. Low-Frequency Pulsed Current Versus Kilohertz-Frequency Alternating Current: A Scoping Literature Review. **Arch Phys Med Rehabil**, Dec 14 2017.

VENABLE, M. P. et al. Effect of supplemental electrical stimulation on the development of strength, vertical jump performance and power. **J Strength Cond Res** v. 5, n. 3, p. 139-43, 1991.

VOELZKE, M. et al. Promoting lower extremity strength in elite volleyball players: effects of two combined training methods. **J Sci Med Sport**, v. 15, n. 5, p. 457-62, Sep 2012.

WAHL, P. et al. Acute metabolic, hormonal and psychological responses to cycling with superimposed electromyostimulation. **Eur J Appl Physiol**, Jul 25 2014.

WALMSLEY, R. P.; SZYBBO, C. A comparative study of the torque generated by the shoulder internal and external rotator muscles in different positions and at varying speeds. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 9, n. 6, p. 217-22, 1987.

WARD, A. R. Electrical stimulation using kilohertz-frequency alternating current. **Phys Ther**, v. 89, n. 2, p. 181-90, Feb 2009.

WARD, A. R.; LUCAS-TOUMBOUROU, S. Lowering of sensory, motor, and pain-tolerance thresholds with burst duration using kilohertz-frequency alternating current electric stimulation. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 88, n. 8, p. 1036-41, Aug 2007.

WARD, A. R.; OLIVER, W. G.; BUCCELLA, D. Wrist extensor torque production and discomfort associated with low-frequency and burst-modulated kilohertz-frequency currents. **Phys Ther**, v. 86, n. 10, p. 1360-7, Oct 2006.

WARD, A. R.; ROBERTSON, V. J. The variation in fatigue rate with frequency using kHz frequency alternating current. **Med Eng Phys**, v. 22, n. 9, p. 637-46, Nov 2000.

_____. Variation in motor threshold with frequency using kHz frequency alternating current. **Muscle Nerve**, v. 24, n. 10, p. 1303-11, Oct 2001.

WARD, A. R.; ROBERTSON, V. J.; IOANNOU, H. The effect of duty cycle and frequency on muscle torque production using kilohertz frequency range alternating current. **Med Eng Phys**, v. 26, n. 7, p. 569-79, Sep 2004.

WARD, A. R.; SHKURATOVA, N. Russian electrical stimulation: the early experiments. **Phys Ther**, v. 82, n. 10, p. 1019-30, Oct 2002.

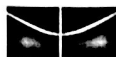
WISLOFF, U. et al. Strong correlation of maximal squat strength with sprint performance and vertical jump height in elite soccer players. **Br J Sports Med**, v. 38, n. 3, p. 285-8, Jun 2004.

ZORY, R. et al. Central and peripheral fatigue of the knee extensor muscles induced by electromyostimulation. **Int J Sports Med**, v. 26, n. 10, p. 847-53, Dec 2005.

ZORY, R. et al. Thigh muscles' responses caused by a single combined aerobic and resistance training session in healthy young men. **Int J Sports Med**, v. 31, n. 5, p. 311-8, May 2010.

9. ANEXOS

9.1 Anexo I: Processo de análise CEP



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.

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

9.2 Anexo II: Registro Brasileiro de Ensaio Clínicos

Saúde
 Ministério da Saúde

USUÁRIO: Farol
 SUBMISSÕES: 001
 PENDÊNCIAS: 000
 Perfil Painel
 SAIR

REGISTRO BRASILEIRO DE
Ensaio Clínicos

PT | ES | EN

NOTÍCIAS | SOBRE | AJUDA | CONTATO

Buscar ensaios
[BUSCA AVANÇADA](#)

[HOME](#) / [ENSAIOS REGISTRADOS](#) /

RBR-28z7r7

A influência de correntes de média e baixa frequência sobre o desempenho funcional de jogadores de futebol

Data de registro: 29 de Junho de 2015 às 21:09

Last Update: 27 de Abril de 2016 às 11:32

Tipo do estudo:

Intervenções

Título científico:

PT-BR
 A influência de correntes de média e baixa frequência sobre o desempenho funcional de jogadores de futebol

EN
 The influence of medium and low frequency currents on the functional performance of soccer players

Identificação do ensaio

Número do UTN: U1111-1171-7114

Título público:

PT-BR
 A influência da eletroestimulação de média e baixa frequência sobre o desempenho funcional de jogadores de futebol

EN
 The electrical stimulation's influence of medium and low frequency on the functional performance of soccer players

Acrônimo científico:

Acrônimo público:

Identificadores secundários:

Número do CAAE: 41559415.1.0000.0030

Órgão emissor: Plataforma Brasil

Número do Parecer Consubstanciado do CEP: 1.062.995

Órgão emissor: Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília

Patrocinadores

Patrocinador primário: Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília

Patrocinadores secundários:

Instituição: Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília