UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE DE RIBEIRÃO PRETO

Matheus Silva Norberto

**Validade de um protocolo específico para análise de fadiga neuromuscular
da musculatura extensora do cotovelo.**

Ribeirão Preto

2018

MATHEUS SILVA NORBERTO

**Validade de um protocolo específico para análise de fadiga neuromuscular
da musculatura extensora do cotovelo**

Versão original

Dissertação produzida no programa de pós-graduação
Stricto Sensu da Escola de Educação Física e Esporte
de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo
(EEFERP-USP)

Linha de pesquisa: Aspectos biodinâmicos da
atividade física e do esporte

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Papoti

Ribeirão Preto

2018

Autorizo a divulgação parcial ou total deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo ou pesquisa, desde que citada a fonte.

Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo

Norberto, Matheus Silva

Validade de um protocolo específico para análise de fadiga neuromuscular da musculatura extensora do cotovelo/ Matheus Silva Norberto, orientador, Marcelo Papoti - Ribeirão Preto, 2018. 125 p.

Dissertação de mestrado, Programa de Pós-Graduação da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo. Área de concentração: Atividade física e esporte.

Versão corrigida

1. Fadiga neuromuscular 2. Twitch interpolation 3. Extensão de cotovelo 4. Ciência do esporte 5. Tríceps braquial. I. Validade de um protocolo específico para análise de fadiga neuromuscular da musculatura extensora do cotovelo.

NORBERTO, M. S. **Validade de um protocolo específico para análise de fadiga neuromuscular da musculatura extensora do cotovelo.** 2018. 125 p. Dissertação (Mestrado em Educação Física e Esporte) – Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 2017.

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento _____

Dedicatória

Dedico este trabalho a minha irmã Manoelle Silva Norberto por me apoiar em todos os momentos da vida e ser minha inspiração profissional. Também dedico este trabalho ao meu amigo Nayan Xavier Ribeiro (*in memoriam*), personagem substancial na saga de estudos voltados para a fadiga neuromuscular na musculatura extensora de cotovelo.

Agradecimentos

Primeiramente a minha família por sempre estar próxima mesmo quando alguns quilômetros nos separavam. Agradeço meu pai Edson e minha mãe Sandra pela paciência ao longo desses dois anos e por sempre me apoiarem nas minhas escolhas, a minha irmã por continuar sendo minha inspiração. Meus avós, tios e primos pelo apoio e credibilidade.

Ao Prof. Dr. Marcelo Papoti por ter me aceitado como mestrando, e ter depositado a confiança necessária para que pudesse cumprir meus objetivos.

A todos os meus parceiros do grupo de estudos em ciências fisiológicas e exercício (GECIFEX): João Paulo Loures, Carlos Kalva-Filho, Vitor Andrade, Carlos Dellavechia, Isabella Alves, Felipe Alves, Leonardo Rocha, Ronaldo Gobbi, Gabriel Luches, Marçal Vieira, Ricardo Barbieri, Vitor Serrano, Rafaela Bevilaqua, Nayan Ribeiro (*in memoriam*), Danilo Bertucci, Marcelo Porto, Camila Gardim e Marcelo Silva por sempre alegrarem o ambiente de trabalho além de ajudar de alguma forma para as coletas. Agradecimento especial para minha amiga Tarine Arruda que compartilhou comigo quatro anos de graduação, um ano de trabalho com natação e mais dois anos de mestrado, que nossa amizade perdure para sempre.

Aos meus amigos que, mesmo com a distância e falta de tempo, de alguma forma compartilharam da minha companhia durante estes dois anos: Ana Flávia Chiaranda, Igor Fassoli, Larissa Almeida, Camila Cintra, Jonatas Cursiol e James Héricles.

A todos os meus calouros e amigos que participaram das avaliações.

Ao Grupo de Estudos em Desempenho Físico e Treinamento Esportivo (GEDEFITE) por me receber calorosamente todas as manhãs quando eu ia avaliar algum participante na academia.

A todos os professores e funcionários da EEFERP que me se disponibilizaram e/ou ajudaram de alguma forma.

RESUMO

Norberto MS. Validade de um protocolo específico para análise de fadiga neuromuscular da musculatura extensora do cotovelo [mestrado]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto; 2018.

A utilização da eletroestimulação muscular é uma estratégia utilizada para investigação da fadiga neuromuscular. Entretanto, esta técnica é pouco aplicada na musculatura extensora do cotovelo em função de limitações biomecânicas (atuação de músculos sinergistas), neurais (influência de reflexo neural) e fisiológicas (facilidade em atingir estados de potencialização pós-ativação e fadiga). Portanto, o objetivo deste estudo foi padronizar procedimentos para avaliação neuromuscular da musculatura extensora do cotovelo. Para isso, foram realizados três estudos que envolveram a adequação da técnica de eletroestimulação e um "estudo principal" para validar um novo protocolo de avaliação neuromuscular. Após resultados positivos em estudos complementares, a presente dissertação propôs a validação de um protocolo para análise neuromuscular com contrações submáximas para a musculatura extensora do cotovelo. Vinte participantes com idade de $25,1 \pm 6,8$ anos foram submetidos, em dias diferentes, a dois esforços, um a fim de promover fadiga central e fadiga periférica respectivamente. Antes e após os esforços envolvendo fadiga (periférica ou central) foram realizadas avaliações de fadiga neuromuscular para musculatura extensora do joelho (protocolo já validado) e musculatura extensora do cotovelo (protocolo proposto). Verificou-se que: (i.) o modelo de análise proposto não promove nenhum tipo de fadiga ou potencialização pós-ativação; (ii) a resposta de um pulso controle no início e no fim do modelo de análise proposto promovem respostas diferentes; (iii) o modelo proposto foi capaz de identificar redução da resposta neuromuscular; (iv) o esforço envolvendo fadiga central não promoveu fadiga central significativa; (v) a utilização de um modelo matemático para investigação de fadiga neuromuscular (coeficientes resultantes de uma regressão linear) com os valores de estimulação em contrações submáximas foi sensível a fadiga mas não foi capaz de discriminar fadiga central e periférica. É possível concluir que o modelo de análise proposto para a musculatura extensora do cotovelo apresentou sensibilidade para verificar a fadiga neuromuscular. Entretanto, este não foi capaz de discriminar fadiga central e periférica. A utilização da regressão linear parece ser uma boa estratégia para diferenciar os dois modelos de fadiga e deve ser estudada com mais profundidade futuramente.

Palavras-chave: Fadiga neuromuscular; *Twitch Interpolation*; Extensão de cotovelo; Ciência do esporte; tríceps braquial.

ABSTRACT

Norberto MS. Validity of a specific protocol for neuromuscular fatigue analysis of the elbow extensor musculature [dissertation]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto; 2018.

Muscular electrostimulation is a strategy used to investigate neuromuscular fatigue. However, this technique is poorly applied in the elbow extensor muscles due to the limitations of biomechanics (acting of synergistic muscles), neural (influence of neural reflex) and physiological (easiness to achieve post-activation and fatigue states of potentiation). Therefore, the purpose of this study was to standardize a neuromuscular evaluation strategy for the elbow extensor musculature. Thus, three complementary studies aimed at adjusting the electrostimulation technique and one “main study” to validate a new neuromuscular assessment protocol were realized. After positive results in complementary studies, the present dissertation proposed a protocol validation for neuromuscular analysis with submaximal contractions on the elbow extensor musculature. Twenty participants with 25.1 ± 6.8 years old performed, on different days, two efforts, one to promote central fatigue and peripheral fatigue respectively. Before and after the exercise involving fatigue (peripheral or central) there were realized neuromuscular fatigue evaluations for knee extensor muscles (protocol already validated) and elbow extensor musculature (protocol). The results indicate that: (i) the proposed analysis model does not promote any type of fatigue or post-activation potentiation; (ii) the response of a control pulse at the beginning and end of the proposed analysis model promotes different responses; (iii) the proposed model was able to identify reduction of neuromuscular response; (iv) the effort involving central fatigue did not promote significant central fatigue; (v) the use of a mathematical model to investigate neuromuscular fatigue (coefficients resulting from a linear regression) with the values of stimulation in submaximal contractions was sensitive after fatigue but was not able to discriminate central and peripheral fatigue. It is possible to conclude that the proposed analysis model for the elbow extensor musculature presented sensitivity to verify the neuromuscular fatigue. However, it was not able to discriminate central and peripheral fatigue. The use of linear regression seems to be a good strategy to differentiate the two models of fatigue and should be studied in more depth in the future.

Keywords: Neuromuscular fatigue; Twitch Interpolation; Elbow extension; Sports science; triceps brachii.

LISTA DE TABELAS

- Tabela 2.1** Valores médios $\pm$ desvio padrão da força evocada resultante de três estímulos elétricos aplicados durante 10 segundos de isometria com esforços mantidos a intensidades submáximas de 10, 20, 30, 40 e 50% de uma contração voluntária máxima (CVM). Os valores correspondem aos três momentos que antecediam os esforços envolvendo fadiga neuromuscular (pré 1, 2 e 3) e estão apresentados em N..42
- Tabela 2.2** Valores médios $\pm$ desvio padrão dos parâmetros referentes a membro inferiores nos três momentos que antecederam os esforços envolvendo fadiga neuromuscular.43
- Tabela 3.** Diferenças entre os momentos das avaliações de fadiga neuromuscular. Parâmetros obtidos por meio da estimulação muscular realizada na musculatura extensora do joelho.45
- Tabela 4.** Diferenças estatísticas entre os momentos relativos a *Twitch Control* (TC) e *Twitch Potentiated* (TP) para os dois esforços. Parâmetros resultantes da análise neuromuscular proveniente da musculatura extensora do cotovelo48
- Tabela 5.** Valores médios $\pm$ desvio padrão dos coeficientes: linear (CoefL), angular (CoefA) e de determinação (R^2). Visualização das diferenças entre os momentos para ambos os esforços envolvendo fadiga neuromuscular.....53

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1. Ilustração suavizada da resposta em força quando é aplicado a técnica com pulso interpolado: figura A o conjunto de TC + TS e figura B o conjunto TS + TP. Sendo TC - <i>Twitch Control</i> ; TS - <i>Twitch Superimposed</i> ; TP - <i>Twitch Potentiated</i>	10
Figura 2.2. Ilustração do modelo de cadeira utilizada para verificar a força de extensão e flexão de cotovelo sob estimulações no estudo de Klein, Rice e Marsh.....	15
Figura 2.3. Ilustração suavizada do funcionamento da potencialização pós ativação.....	17
Figura 4.1. Design experimental utilizado para este estudo.....	34
Figura 4.2. Ilustração do mecanismo utilizado para investigar fadiga neuromuscular na musculatura extensora do cotovelo e extensora do joelho	36
Figura 4.3. Ilustração de como era realizado o exercício “tríceps francês”. A figura A mostra a posição inicial, e a figura B mostra a posição final	38
Figura 4.4. Desenho do protocolo aplicado para gerar fadiga periférica na musculatura extensora do cotovelo	39
Figura 4.5. Desenho experimental da tarefa utilizada para estabelecer fadiga central.....	41
Figura 4.6. Comparação entre <i>Twitch Control</i> (TC) e <i>Twitch Potentiated</i> (TP) para a musculatura extensora do cotovelo em diferentes situações que precederam e sucederam os esforços envolvendo fadiga periférica (A) e fadiga central (B).	44
Figura 4.7. Representação gráfica da força evocada durante a estimulação elétrica em contrações submáximas antes e depois do esforço envolvendo fadiga periférica.....	46

Figura 4.8. Representação gráfica da força evocada durante a estimulação elétrica em contrações submáximas antes e depois do esforço envolvendo fadiga central.	47
Figura 4.9. Comparação das respostas para musculatura extensora do joelho de dois esforços envolvendo fadiga neuromuscular. As figuras correspondem as variáveis: <i>Twitch Potentiated</i> (A), <i>Twitch Superimposed</i> (B) e Ativação Voluntária (C)	49
Figura 4.10. <i>Twitch Superimposed</i> em diferentes taxas de contração submáximas aplicadas na musculatura extensora do cotovelo. Comparação entre os dois esforços durante os momentos pré (A), pós (B), 5min (C) e 10min (D).....	51
Figura 4.11. Comparação de <i>Twitch Control</i> (A) e <i>Twitch Potentiated</i> (B) entre esforços envolvendo fadiga periférica e central para a musculatura extensora do cotovelo.	52
Figura 4.12. Representação gráfica das alterações dos coeficientes: Linear, Angular (A) e de determinação (B)	54

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

ATP – Adenosina trifosfato

AV – Ativação voluntária

Ca⁺ - Cálcio

CoefA – Coeficiente angular

CoefL – Coeficiente linear

CVM – Contração voluntária máxima

EM – Estimulação muscular por pulsos interpolados

EMG – Eletromiografia de superfície

PPA – Potencialização pós-ativação

R² – Coeficiente de determinação

TC – *Twitch Control*

TCLE – Termo de Consentimento “Livre e Esclarecido”

TP – *Twitch Potentiated*

TPE_{ref} – Valor referência do teste progressivo de estimulação

TS – *Twitch Superimposed*

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	2
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	5
2.1. Mecanismos fisiológicos da fadiga neuromuscular.....	5
2.2. Abordagem histórica da utilização de eletroestimulação	7
2.3. Estabelecendo parâmetros de fadiga neuromuscular.....	9
2.4. Pressupostos para mensuração de fadiga neuromuscular	10
2.5. A utilização de eletroestimulação no esporte	13
2.6. Introdução histórica a investigação da fadiga e ativação voluntária no tríceps braquial ..	13
2.7. O uso de EM no tríceps braquial e sua aplicação no esporte e no exercício físico	16
2.8. A validação de um novo protocolo para avaliação neuromuscular	23
3. ABORDAGEM EXPERIMENTAL DO PROBLEMA	26
4. ESTUDO PRINCIPAL – Validade de um protocolo específico para análise da fadiga neuromuscular para musculatura extensora de cotovelo	29
4.1. Introdução.....	29
4.2.1. Problema e objetivo principal.....	31
4.2.2 Objetivos específicos.....	31
4.3. Materiais e métodos.....	32
4.4. Resultados.....	42
4.5. Discussão	55
4.6. Conclusão	66
REFERÊNCIAS	67
APÊNDICE A	74
APÊNDICE A	89
APÊNDICE A	101

INTRODUÇÃO E REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

1. INTRODUÇÃO

Em um cenário envolvendo o treinamento, o praticante que desempenha exercícios está exposto a sobrecarga dos sistemas orgânicos, muscular, cardiovascular, neuromuscular e cognitivo e, dentre as resultantes deste cenário, é possível atingir um nível de adaptação. No plano muscular e neuromuscular (1, 2), a diminuição de força resultante do esforço é multifatorial (3). Dentre as explicações dadas para este fenômeno, uma delas compreende uma visão aprofundada do sistema nervoso, interpretando esta diminuição de força como fadiga neuromuscular (2).

A fadiga neuromuscular pode ser entendida a partir da via central e periférica. A fadiga periférica é resultante da diminuição da atividade contrátil do sistema músculo-esquelético, quadro que ilustra a despolarização ineficiente tanto do sarcolema como do retículo sarcoplasmático (4). Por outro lado, a fadiga central é caracterizada pela diminuição dos estímulos neurais provenientes da região cortical em direção a musculatura (fadiga supra-espinal) (5, 6) e/ou redução da capacidade propagação das sinapses do nível espinal até a placa motora (5).

Atualmente, as análises mais finas voltadas para investigação de fadiga neuromuscular compreendem a avaliação da ativação voluntária (AV), que fornece informações sobre a quantidade de resposta muscular que pode ser acessada de forma voluntária em determinadas musculaturas (7). As ferramentas mais utilizadas para mensurar a AV são baseadas na estimulação muscular (EM) na musculatura alvo de avaliação neuromuscular. Apesar de alguns estudos não classificarem a utilização de EM com nomenclaturas específicas, existem dois modelos comumente utilizados de avaliação. A “*Twitch Interpolation Technique*” geralmente é acompanhada de estimulação do nervo motor da musculatura alvo e a “*Percutaneous Superimposed Electrical Stimulation*” é comumente associada a estimulação muscular do ventre muscular (8).

Outra diferença prática entre as duas técnicas que se utilizam de EM é que a *Twitch Interpolation Technique* geralmente é acompanhada da análise dos sinais musculares por meio da eletromiografia de superfície (EMG)(9), tornando-o mais complexo por acrescentar informações precisas quanto a ativação muscular, entretanto, isso também o torna um método caro e pouco acessível. Apesar de os dois modelos apresentarem validade em mostrar a AV (10), a *Twitch Interpolation Technique* é frequentemente utilizada para avaliações clínicas e hospitalares enquanto *Percutaneous Superimposed Electrical Stimulation*, geralmente, é utilizada no cotidiano de treinamento (8).

Vale considerar que apesar dessas técnicas envolvendo estimulação, tanto de *Percutaneous Superimposed Electrical Stimulation* como *Twitch Interpolation Technique*, serem realizadas por intermédio de uma estimulação elétrica, existe a possibilidade de realizar a estimulação magnética pelo córtex cerebral com a mesma validade (11). Entretanto, para que este tipo de estimulação seja realizado, é necessário um equipamento de estimulação transcraniana, que é dispendioso e pouco acessível, tornando esse método de estimulação pouco utilizado em ambientes comuns de treinamento.

A vasta utilização de EM como método não invasivo de análise da fadiga neuromuscular não descarta o fato de não existir um padrão-ouro para avaliação desta condição. Uma das dificuldades recorrentes da utilização de EM é a interpretação e comparação de resultados, uma vez que estudos se utilizem de diferentes abordagens como método de avaliação. Fatores como musculatura alvo (12), anatomia da porção analisada (13), tamanho de eletrodo (7), localização dos eletrodos (14), tipo de eletrodos (15), tipo de corrente utilizada na estimulação (8), tipo de envolvimento esportivo do avaliado (16), gênero do avaliado (17) e equações utilizadas (18) devem ser utilizadas com cautela e em condições propícias para o modelo, tendo em vista que estas podem resultar em medidas com respostas equivocadas e/ou imprecisas quanto a condição neuromuscular do avaliado.

Mesmo que a realização desta técnica exija equipamento preciso, mão-de-obra qualificada e experiente para interpretação dos dados, muitos estudos envolvendo a EM no âmbito esportivo já foram realizados. Esportes como futsal (19), corrida (20, 21), ciclismo (22, 23), *triathlon* (24) e *ski cross-country* (25) já tiveram sucesso em utilizar a estimulação muscular para investigar a fadiga neuromuscular.

Apesar de muitos estudos utilizarem EM para avaliar o estado neuromuscular em diferentes porções de membros inferiores(8), poucos estudos investigaram a fadiga neuromuscular em membros superiores(8). Awisus et al., (26) sugerem que o uso de EM no quadríceps femoral foi incorporado pela vantagem biomecânica que a mesma proporciona, uma vez que a extensão de joelho tenha poucos graus de liberdade e facilite a mensuração de força.

A vantagem da utilização de EM em membros superiores é relevante uma vez que esta possa ser vantajosa no âmbito clínico (7) e no esporte de rendimento (25, 27). Além disso, a avaliação de membros superiores, mesmo em condições fadigantes isoladas para membros inferiores, pode ser interessante tendo em vista que, em alguns esportes/exercícios os membros superiores podem contribuir com a remoção de metabólitos durante o esforço (28) e/ou período de recuperação (29).

A musculatura do cotovelo, que também é uma porção que apresenta vantagem biomecânica (poucos graus de liberdade)(30), é utilizada em diversos estudos envolvendo EM. Dentre estes, é notável que grande parte dos estudos optam por avaliar o bíceps braquial (26, 31-34) em função da notável dificuldade existente para interpretar algumas respostas neuromusculares da musculatura extensora de cotovelo (18, 35, 36).

Dentre as limitações apresentadas pelos autores que investigaram a aplicação de EM no tríceps braquial ou na musculatura extensora do cotovelo como um todo, cabe ressaltar a interferência de efeitos inibitórios da musculatura sinergista durante a estimulação (fato recorrente também para a musculatura flexora do cotovelo) (5) e a influência do reflexo neural (colisão entre os potenciais de ação ortodrômico e antidrômico capazes de diminuir a resposta a estimulação) (7, 37).

Frequentemente utilizado no procedimento de avaliação da condição neuromuscular, a utilização de uma contração voluntária máxima (CVM), que é associada com uma estimulação a fim de verificar a condição da via central, pode promover alterações neuromusculares que proporcionem a musculatura extensora do cotovelo estados como fadiga central (18, 38), fadiga periférica (35) ou aumento da resposta muscular em função do aumento de ativação muscular (16), enviesando a avaliação.

Tendo em vista que a avaliação neuromuscular para a musculatura extensora do cotovelo possa ser enviesada pela utilização da CVM, uma alternativa para contornar essa limitação é a utilização de EM em contrações submáximas. Neste contexto, estudos anteriores mostram relevância ao se utilizarem de diferentes propostas envolvendo estimulações em contrações submáximas para identificar parâmetros neuromusculares (39-42).

Para uma melhor contextualização do problema em destaque, será realizado uma breve revisão bibliográfica contendo informações norteadoras quanto ao objetivo da presente dissertação que será apresentada e discutido nas sessões seguintes.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1. Mecanismos fisiológicos da fadiga neuromuscular

A diminuição de performance física associada com o aumento da dificuldade subjetiva ao realizar uma tarefa é denominado “fadiga” (43). Em suma, a fadiga também pode ser definida como incapacidade de um músculo em manter um nível requerido de força (44). Por se tratar de um fenômeno multifatorial (3), o processo de fadiga é uma manifestação complexa que torna difícil o estudo de seus fatores de forma isolada (45). Ao ser investigada em função do sistema nervoso, a fadiga é compreendida por duas vias: periférica e central.

A fadiga periférica é resultante da diminuição da atividade contrátil do sistema músculo-esquelético, quadro que ilustra a despolarização ineficiente tanto do sarcolema como do retículo sarcoplasmático (4). Dentre os diversos fatores inerentes a diminuição da atividade muscular, e por consequência da fadiga periférica, muito se discute a possibilidade do acúmulo íons de hidrogênio (H^+) desempenhar uma importante função neste quadro, uma vez que o pH sanguíneo diminui e o transporte de cálcio na musculatura (Ca^{+}) torna-se deficiente (46).

Também há evidências de que o acúmulo de outros metabólitos possa interferir na contractilidade muscular a nível celular no sarcoplasma, tais como amônia (inibe a atividade das enzimas isocitrato desidrogenase e piruvato desidrogenase suprimindo a capacidade oxidativa do músculo)(47), fosfato inorgânico (induz a inibição das interações das pontes cruzadas), e íons de magnésio (limita a liberação de cálcio para o retículo sarcoplasmático)(48). Além disso, alterações como o aumento de sódio (Na^{+}) e a redução de potássio (K^{+}) são capazes de favorecer a fadiga periférica via desidratação, seja por realizar um exercício exaustivo (43) ou por acúmulo de calor (48).

Outra via que pode promover a fadiga periférica está relacionada com a produção energética. A disponibilidade de oxigênio, fosfocreatina e adenosina trifosfato (ATP) tem uma importância substancial para haver a contractilidade muscular (2) e, apesar de serem fundamentais para o mecanismo de contração muscular, a relação destes mecanismos com a fadiga periférica é conjunta e não pode ser medida de forma isolada (43).

A diminuição do glicogênio muscular bem como a redução da glicose sanguínea também está relacionada com a fadiga periférica, embora seu mecanismo ainda não esteja totalmente elucidado (48). Em teoria, a redução de glicose e glicogênio muscular iriam limitar a realização do exercício (49).

Outro fator que pode promover fadiga periférica está relacionado a alterações bioquímicas dentro e ao redor das fibras musculares, cenário que poderia promover o decréscimo da velocidade de propagação do potencial de ação neural ao longo do sarcolema (48). Alteração que seria visível para sinais eletromiográficos e talvez não afetariam diretamente a força muscular (48).

Finalmente, há relatos de que alguns índices indiretos de dano muscular (creatina quinase, mioglobina, proteína reativa C, miosina de cadeia pesada, lactato desidrogenase, aspartato aminotransferase, alanina aminotransferase e citocinas) também podem estar relacionados ao desenvolvimento da fadiga periférica (50).

Não obstante, a fadiga central é caracterizada pela diminuição dos estímulos neurais provenientes do sistema nervoso central em direção a musculatura (5, 6) sendo que o decréscimo de ativação voluntária resultante deste meio de fadiga pode ser resultante da diminuição dos estímulos neurais a nível cortical (córtex motor – fadiga supraespinal) e/ou redução da efetividade da sinalização a nível espinal até a fenda motora (5).

Estudos associam a fadiga central com mudanças fisiológicas como o aumento de triptofano livre (51), dopamina, serotonina (52) e citocinas (como é o caso da isoleucina-6) (48) na região do córtex.

Alterações provenientes da via sinalizadora do córtex e da região espinal também podem favorecer o desenvolvimento de fadiga central tais como bloqueio da propagação dos potenciais de ação axonais nos locais de sua ramificação; influência do reflexo da musculatura aferente no comando dos neurônios motores; estimulação de dois tipos específicos de neurônios (tipo III e IV) capazes de diminuir a taxa de disparo do neurônio motor e inibir os comandos enviados pelo córtex; e a variação de excitabilidade por parte de algumas células que integram o córtex motor (alteração associada com tarefas motores contínuas) (48).

Assim como visto a nível muscular, o córtex também é vulnerável ao calor, desta forma, um exercício que superaqueça a musculatura (tomando por base 40°C como uma temperatura de superaquecimento) também pode comprometer o *drive* central resultando na incapacidade do sujeito em continuar realizando uma tarefa (53).

2.2. Abordagem histórica da utilização de eletroestimulação

Há registros de que Denny-Brown (54) deu início ao estudo das respostas musculares em 1928, mas apenas em 1954 a ativação muscular passou a ser estudada com maior profundidade em conjunto com EM (55).

O estudo de Merton (55) investigou a EM aplicada na adução de polegar em conjunto com uma contração isométrica desta mesma porção. Sua teoria era que dois momentos de estimulação seriam capazes de investigar a fadiga neuromuscular: uma contração voluntária máxima (CVM) com acréscimo de uma superimposição de força forçada por um estímulo elétrico (*Twitch Superimposed* - TS) e um estímulo elétrico dado na musculatura relaxada (*Twitch Control* - TC).

Ele verificou que durante uma CVM não havia indícios de superimposição de força pelo estímulo externo, concluindo que o músculo poderia alcançar sua máxima ativação apenas por controle voluntário. Dessa forma foi proposta uma equação linear capaz de quantificar a AV quando o estímulo elétrico é aplicado exatamente na força pico (13, 56):

$$\text{Equação 1. AV (\%)} = [1 - (\text{TS} / \text{TC})] * 100$$

Sendo AV - ativação voluntária; TS – “*Twitch Superimposed*” valor de contração voluntária máxima com sobreposição de uma eletroestimulação; TC – “*Twitch Control*” valor de eletroestimulação com musculatura relaxada

Considerando a metodologia utilizada e a baixa sensibilidade e resolução das técnicas, o protocolo passou a ser confrontado por resultados de outros estudos (56, 57), tornando controversa a teoria de que a ativação voluntária não pode ser acessada com a musculatura realizando uma estimulação durante uma CVM (7). Autores sugeriam que, ao receber um estímulo elétrico durante a CVM, a musculatura poderia alcançar o máximo de ativação, entretanto, em condições normais, o músculo não exibiria um comportamento de máxima ativação voluntária apenas com uma CVM (17, 58, 59).

Para confirmar a teoria de Merton (55), Dowling et al. (57) aplicou estímulos durante diferentes intensidades de contração voluntária do participante. Se a hipótese de Merton (55) estivesse correta, uma regressão linear entre os valores de força evocada e a intensidade de contração mantida iriam revelar que a 100% da CVM não haveria força evocada com a estimulação. Entretanto, tendo em vista a superimposição da força a 100% da CVM, Dowling et al. (57) apresentaram que indivíduos eram incapazes de acessar a força máxima apenas de forma voluntária.

Vários estudos (34, 57, 60) reproduziram EM com a equação proposta por Merton (55) obtendo diferentes respostas, tornando a equação de ativação muscular duvidosa. A validade da equação era proveniente da possível relação linear entre a força realizada e a força evocada durante o estímulo, e segundo Shield e Zhou (7), uma relação não linear entre esses parâmetros também não invalidaria essa equação.

Dentre os fatores que podem interferir diretamente na linearidade do cálculo, cabe destaque a dois deles que podem dificultar a criação de um protocolo válido com uso de EM (7). O primeiro fator que Shield e Zhou (7) apontaram é voltado para o componente prático do uso de EM, recomendando atenção na localização dos eletrodos, tanto para *Percutaneous Superimposed Electrical Stimulation* quanto para *Twitch Interpolation Technique* (14), uma vez que a eletroestimulação acidental dos músculos antagonistas pode resultar em uma resposta reduzida do pulso aplicado na musculatura relaxada e supressão da resposta do TS (26). Neste sentido, a supressão de TS durante a CVM tem interferência no resultado final da análise, uma vez que possa ser subentendido que a máxima ativação foi encontrada em contrações submáximas (7).

Fatores anatômicos relacionados a musculatura também podem dificultar a interpretação dos resultados envolvendo EM uma vez que a força voluntária máxima exercida pelo indivíduo está próxima da CVM e músculos sinergistas contribuem para o aumento da força, como é caso do bíceps braquial (13). Além disso, o comprimento do músculo pode alterar em contrações próximas a CVM, interferindo no máximo de força aplicada (13).

Essas possíveis limitações decorrentes da aplicação de EM levaram autores a confrontar as respostas deste procedimento, uma vez que a teoria de que TS providenciaria a máxima ativação muscular (17, 58, 59) não se aplicava para algumas musculaturas específicas (8). A falta de superimposição durante a CVM foi encontrada para *Twitch Interpolation Technique* nos músculos: tibial anterior (61), bíceps braquial (62) e quadríceps femoral (56, 63) e para *Percutaneous Superimposed Electrical Stimulation* no quadríceps femoral (64-66).

Pesquisadores apresentaram diversas hipóteses para explicar a falta de superimposição de força por TS como estimulação dos receptores nociceptivos da musculatura antagonista durante o estímulo elétrico, fenômeno que diminuiria o torque da musculatura analisada (66), inibição da resposta do órgão tendinoso de golgi, levando a supressão da resposta inversa miotática (67) e comprometimento do recrutamento muscular por desordem na resposta do feedback motor, ocasionado pelo simultâneo recrutamento voluntário e estimulação elétrica (64).

Em suma, EM vem sendo utilizado de formas diversas e sua interpretação passou a ser relativizada de acordo com as referências utilizadas por cada autor. Posteriormente, nota-se também que o uso de EM, apesar de obter valores de confiança em diferentes estudos (6, 19, 68, 69), foi introduzido a diferentes protocolos e cálculos para estimar a AV e fadiga central e periférica.

2.3. Estabelecendo parâmetros de fadiga neuromuscular

Atualmente, a EM compreende a avaliação da resposta motora em até dois momentos. O primeiro, quando o participante executa uma CVM e durante a contração muscular é aplicada uma estimulação na musculatura alvo. A diferença entre a força da CVM e a força evocada pelo estímulo é denominada *Twitch Superimposed* – TS (68, 70).

A segunda etapa é voltada a gerar um “estímulo controle” para a resposta muscular superimposta, e neste sentido, um estímulo também é dado com a musculatura relaxada. Quando esse estímulo controle é dado antes da CVM é dado nome de *Twitch Control* - TC (como visto anteriormente), e quando o estímulo controle é dado após a CVM é dado nome de *Twitch Potentiated* - TP. Estudos geralmente utilizam do conjunto de TS e TC ou TS e TP como é mostrado na figura 2.1.

Figura 2.1 Ilustração suavizada da resposta em força quando é aplicada a técnica com pulso interpolado: figura A o conjunto de TC + TS e figura B o conjunto TS + TP. Sendo TC - *Twitch Control*; TS - *Twitch Superimposed*; TP - *Twitch Potentiated*.

2.4. Pressupostos para mensuração de fadiga neuromuscular

Considerando a diversidade de perspectivas pela qual a utilização de EM inserida em um contexto de avaliação neuromuscular, alguns pressupostos ainda são assumidos para que a técnica seja válida. Paillard et al.(8) realizaram uma revisão de literatura a qual foi dado ênfase no uso e impacto do procedimento que vem sendo utilizada na EM, dentre eles: instrumentação

para EM (corrente, eletrodos, frequência e intensidade utilizada); efeito em diferentes músculos; tipo de ação muscular; e amostra analisada.

A EM por via corrente elétrica pode acontecer por corrente Galvânica, comumente associada com *Twitch Interpolation Technique*, ou corrente de impulso, comumente associada com *Percutaneous Superimposed Electrical Stimulation* (8). Enquanto não há diferença na utilização das duas correntes para *Percutaneous Superimposed Electrical Stimulation* (71), a maior discussão sobre a corrente Galvânica para *Twitch Interpolation Technique* é sobre a quantidade de pulsos necessária para melhor evocação de força (7, 8, 72), a qual não há consenso.

Ao que diz respeito do tamanho do eletrodo utilizado para EM, estes podem variar entre os estudos, apesar de o tamanho e a localização do eletrodo não afetarem a resposta fisiológica de forma significativa para *Percutaneous Superimposed Electrical Stimulation* (8). A frequência da corrente, por outro lado, parece ter papel fundamental no pico de força, sendo que a frequência ideal geralmente está entre 30 e 70 Hz para *Twitch Interpolation Technique* (17, 66, 72). Finalmente, a última consideração relacionada a instrumentação para EM é a intensidade do estímulo aplicado. A intensidade utilizada na eletroestimulação tem reflexo direto na força evocada durante a estimulação tanto para *Twitch Interpolation Technique* quanto para *Percutaneous Superimposed Electrical Stimulation*, essa que por sua vez, além de produzir mais sensação de dor em níveis mais elevados (66), é mais tolerada por sujeitos treinados (64).

O uso de EM parece ter efeito diferente de acordo com a musculatura analisada (8) e isso também parece ser dependente da técnica utilizada (*Twitch Interpolation Technique* ou *Percutaneous Superimposed Electrical Stimulation*). Enquanto a AV máxima do quadríceps femoral pode ser acessado por *Percutaneous Superimposed Electrical Stimulation* em grande parte dos participantes (66, 67, 71), o mesmo não acontece quando é utilizado *Twitch Interpolation Technique* na mesma musculatura (73). Tomando como foco o bíceps braquial, estudos encontraram que esta porção não pode atingir máxima AV em *Twitch Interpolation Technique* (10, 62) e em *Percutaneous Superimposed Electrical Stimulation* (64), entretanto, estudos mostraram o contrário para *Twitch Interpolation Technique* (13, 73).

Essas diferenças podem ser decorrentes também do tipo de fibra responsável pela contratilidade da musculatura estudada, como é caso das musculaturas responsáveis pelo movimento de dorso flexão e flexão plantar estudadas por Behm et al.(73). Foi encontrado uma grande discrepância entre a ativação dessas musculaturas e isso pode ser explicado pela musculatura responsável pela dorso-flexão (músculo que compõe a região tibial anterior) ser

composta por fibras de contração rápida e estar vinculada a componentes elásticos do tendão longo da musculatura tibial anterior (63, 74).

Independente da musculatura, a utilização de EM geralmente é feita com um membro exercendo força sobre uma plataforma a qual o movimento acaba sendo isométrico (17, 19, 64, 65, 67, 71, 75), e em muitos estudos envolvendo esse tipo de ação muscular (17, 64, 67, 71, 75) não há superimposição de força durante a TS. Apesar de poucos estudos utilizarem EM durante contrações dinâmicas, em contrações concêntricas grande parte dos estudos também não apresentam superimposição de força durante a TS (66, 67, 75). Um estudo analisou a ação concêntrica e isométrica e encontrou superimposição de força durante TS (76). Entretanto, vale considerar que nesse estudo foi utilizado a estimulação por 6 eletrodos, diferentemente de todos os outros estudos.

De forma contraditória as duas ações musculares apresentadas anteriormente, há evidências de que a aplicação de EM durante a fase excêntrica apresenta superimposição durante TS (75, 77). Aparentemente, essa resposta positiva ao estímulo elétrico está relacionada ao mecanismo protetivo da ação excêntrica, por sua vez, é responsável por limitar a musculatura atingir uma tensão exacerbada durante o movimento de extensão (8). É possível que o estímulo elétrico tenha uma ação inibitória no mecanismo protetivo tornando a força durante TS mais forte que nas situações de ação concêntrica e excêntrica (75, 77).

Algumas características do avaliado também podem interferir nas avaliações. A idade parece ter importante influência considerando que indivíduos idosos e jovens apresentam menores índices de ativação comparados a indivíduos adultos quando expostos a estimulação elétrica (78). Também existem diferenças entre os gêneros dos avaliados, uma vez que há evidências que homens apresentam uma resposta mais aparente pra qualquer momento de estimulação (17). A diferença de resposta de eletroestimulação em função do gênero pode ser resultante da composição muscular (tipo de fibra) (17) e impedância da pele que proporciona diferentes sensibilidades aos estímulos, principalmente ao que diz respeito em retenção de líquido durante o ciclo menstrual feminino (79). Por fim, o nível de aptidão parece não influenciar os resultados quando EM é proveniente da *Percutaneous Superimposed Electrical Stimulation* (64, 75), ao contrário de *Twitch Interpolation Technique*, o qual indivíduos treinados não apresentam valores de máxima AV (56).

Cabe ressaltar que, apesar de todas as limitações que a utilização de EM possa apresentar, este procedimento é importante para âmbito clínico/hospitalar e vem sendo utilizado também em conjunto com a área esportiva (7). No esporte, o uso de EM para estabelecer o

estado de fadiga neuromuscular daria base para que as respostas de treinos pudessem ser potencializadas ou condições de sobre-treino fossem evitadas.

2.5. A utilização de eletroestimulação no esporte

Considerando que estudos já utilizaram EM pra investigar a fadiga em esportistas de: futsal (19), corrida (20, 21), ski *cross-country* (25), ciclismo (22, 23) e triathlon (24) é notável que sua utilização tem sido, em grande parte, por esportes que utilizam esforços produzidos, em sua maioria, por membros inferiores.

Evidências apontam que o uso de EM no quadríceps femoral foi incorporado pela vantagem biomecânica que a mesma proporciona, uma vez que a extensão de joelho tenha poucos graus de liberdade e facilite a mensuração de força (26). Além disso, para a utilização da EM, foi considerado a importância da musculatura na execução do esporte, uma vez que os estudos citados anteriormente contemplem atividades com prevalência do uso de membros inferiores.

Esportes que se utilizam de membros superiores como natação, lançamento de dardo, arremesso de peso, canoagem e boxe, se beneficiariam ainda mais se a EM tivesse um protocolo validado para esportes com grande exigência de membros superiores. Além disso, a avaliação de membros superiores, mesmo em condições fadigantes isoladas para membros inferiores, pode ser interessante tendo em vista que, em alguns esportes/exercícios os membros superiores podem contribuir com a remoção de metabólitos durante o esforço (28) e/ou período de recuperação (29). Apesar de estudos investigarem essa ferramenta em porções superiores (7, 11, 26), o protocolo não está bem estabelecido para seu uso no esporte quanto ao tríceps braquial, musculatura essencial na ação motora dos esportes supracitados.

2.6. Introdução histórica a investigação da fadiga e ativação voluntária no tríceps braquial

Um dos estudos pioneiros que investigaram ativação muscular no tríceps braquial teve como foco a utilização de contrações submáximas para se opor a teoria de que há uma capacidade seletiva de ativação das fibras musculares durante a fadiga (80).

Em 1983 Marsden, Meadows e Merton (81) propuseram a teoria consolidada como “*muscular wisdom*” (conhecimento muscular), onde a musculatura, durante uma CVM, tinha capacidade de regular a taxa de disparo das unidades motoras em paralelo com a diminuição da propriedade contrátil do músculo acometida pela fadiga. Tomando como base este cenário, Garland, Griffin e Ivanova (80) testaram essa teoria com ativações submáximas (no tríceps braquial) e não encontraram o mesmo resultado. Para verificar as propriedades contráteis da musculatura foi utilizado um modelo de EMG com eletrodos subcutâneos em conjunto com eletroestimulação, e foi constatado um declínio da maioria das fibras sem a diminuição de força.

Dentre as justificativas para os resultados encontrados, os autores (80) sugeriram o acúmulo de metabólitos inibindo a taxa de disparo do moto-neurônio (82), a adaptação tardia dos moto-neurônios resultando em diminuição da resposta neural (83) e o possível deslocamento do fuso neural que, em conjunto com mecanismos de reflexo inibitório e aumento de sinais eferentes do sistema nervoso central, seria capaz de diminuir ativação de algumas unidades motoras e aumentar em outras (84).

Apesar do estudo de Garland, Griffin e Ivanova (80) estar voltado para o embate com a teoria do conhecimento muscular, os autores também mostraram a importância do uso de diferentes intensidades de contração voluntária na investigação da fadiga. Foi dado um importante destaque para a localização dos eletrodos e a dimensão do estímulo dado, uma vez que a corrente poderia se espalhar para o bíceps braquial enviesando os resultados finais (80).

Essa situação citada anteriormente, conhecida como co-ativação, é ainda mais evidenciada por Klein, Rice e Marsh (85) em seu estudo voltado para investigação de parâmetros de perda de força com idade. Nesse estudo foi utilizado a técnica de EM muito similar a *Twitch Interpolation Technique*, o qual o modelo da cadeira utilizada também foi divulgado como pode ser visto na figura 2.2.

Figura 2.2 Ilustração do modelo de cadeira utilizada para verificar a força de extensão e flexão de cotovelo sob estimulações no estudo de Klein, Rice e Marsh (85). Sendo 1) célula de carga; 2) suporte do pulso; 3) apoio do ombro; 4) tala de punho; 5) osciloscópio.

Dentre os resultados encontrados por Klein, Rice e Marsh (85), os autores evidenciam que indivíduos em idades avançadas exibem maior co-ativação do bíceps braquial durante uma CVM na porção responsável pela extensão de cotovelo. Além disso, nesse estudo também foi encontrado que tanto bíceps braquial como tríceps braquial não puderam ter 100% de AV pelos participantes.

O estudo de Klein, Rice e Marsh (85) utilizaram o tríceps braquial para responder questões voltadas para a ciência do envelhecimento, em especial a perda de força e ativação voluntária. Entretanto, cabe ressaltar a existência de outros estudos que voltaram seus esforços para investigar questões práticas e de aplicação do uso de EM (18, 39).

Tendo em vista a possibilidade de influências com a idade, um estudo propôs verificar a influência da mecânica relacionada ao movimento de extensão do cotovelo durante EM. Para investigar a influência de diferentes graus de extensão de cotovelo durante o uso de EM, Cheng e Rice (39) partem do pressuposto pelo qual o cálculo de AV (Equação 1) pode ser enviesado em função de diferentes graus de amplitude de movimento da musculatura durante a utilização de *Twitch Interpolation Technique*, situação que resulta na alteração do valor real de TP (86, 87). Apesar da utilização de EM no tríceps ser atípica, os autores (39) justificam a escolha da

musculatura por não possuir muitos sinergistas (88), facilitando a interpretação dos valores. Para testar a possível interferência dos graus de amplitude, os participantes do estudo (39) realizaram um protocolo em duas posições (uma compreendendo 20° e outra 120° de extensão de cotovelo) composto por dois passos: i. realização de duas CVM com aplicação de TS no pico de força seguido de um TP com músculo relaxado e; ii. manutenção diferentes porcentagens de contração submáxima com eletroestimulação (contrações submáximas que se situavam dentro de um intervalo entre 5 a 100% da CVM).

Os valores de estimulação submáxima foram utilizados para uma possível estimativa do valor de TP e, para isso, dois tipos de extrapolação do valor foram utilizados: regressão linear e não linear. Foi encontrado que a 20° a TP pode subestimar o valor de AV, e o uso de uma regressão não linear é um método de extrapolação válido para corrigir o valor reduzido de TP. Também foi encontrado que tanto 20° quanto 120° apresentam torque de extensão de cotovelo similar ao de 90° (16). Além disso, o valor médio referente a AV (~94%) foi similar a estudos anteriores (18, 85).

2.7. O uso de EM no tríceps braquial e sua aplicação no esporte e no exercício físico

Dentre os poucos estudos que investigaram EM no tríceps braquial com ênfase no esporte, o primeiro que merece destaque é o de Hamada, Sale e Macdougall (16). Ao contrário dos estudos que foram citados anteriormente em outras porções, os autores trouxeram uma nova abordagem para o uso de EM utilizando o tríceps braquial: a potencialização pós-ativação (PPA). A PPA é motivo pelo qual é possível ter duas medidas de eletroestimulação com a musculatura relaxada (TC e TP) (16).

Após uma CVM é muito comum que a resposta da eletroestimulação feita a seguir tenha um aumento no torque (89). Quando a musculatura relaxada sofre uma excitação previamente (como exemplo da CVM nesse caso) há um aumento na fosforilação de miosinas de cadeia leve, que por sua vez aumentam a sensibilidade de Ca^{+} na cadeia actina-miosina (90). A figura 2.3 ilustra o funcionamento da PPA e a diferença entre TC e TP.

Figura 2.3. Ilustração suavizada do funcionamento da potencialização pós ativação. Sendo: TC – *Twitch Control*; TP – *Twitch Potentiade*; CVM – contração voluntária máxima.

Hamada, Sale e Macdougall (16) voltaram seus esforços para determinar a existência de PPA em triatletas, corredores de longa distância, sujeitos treinados (treinamento resistido na academia com foco em membros superiores e inferiores) e sedentários. Essa questão levantada pelos autores parte do pressuposto que PPA tem melhores resultados em fibras do tipo II (91), e evidências apontam que atletas de resistência geralmente apresentam prevalência de fibras do tipo I (92).

Apesar disso, os autores levantam duas hipóteses que justificam a ocorrência de PPA para atletas de resistência. O treinamento de resistência, capaz de melhorar a contractilidade das fibras tipo I (93), está associado com o aumento de miosinas de cadeia leve (94). Dessa forma, espera-se que o elevado conteúdo de miosina de cadeia leve reflita em uma maior sensibilidade da estrutura responsável pela contractilidade e favoreça a resposta de PPA. Outro motivo dado pelos autores está relacionado com a elevada tolerância a fadiga dos atletas de resistência. Uma vez que a mesma CVM que cause PPA também possa ser acompanhada de fadiga (95), neste sentido, é esperado que, em atletas com tolerância a fadiga, a potencialização sobreponha ainda mais os efeitos da fadiga.

Para este estudo, os pesquisadores utilizaram *Percutaneous Superimposed Electrical Stimulation* nos músculos tríceps braquial e tríceps sural em função do envolvimento e importância que esses músculos possuem nas atividades físicas relacionadas (16). A tarefa voltada para gerar PPA consistiu em uma CVM de 10s das respectivas porções analisadas, tempo que já apresentou eficácia na consolidação de PPA em outro estudo (96).

Dentre os resultados, os autores encontraram inicialmente um declínio de força mais acentuado por parte do tríceps braquial durante os 10s de CVM (16), e justificaram que isso aconteceu em função do tríceps braquial ter uma maior predominância de fibras do tipo 2 (97). Também foi visto que os triatletas tiveram menor declínio dos 10s de CVM no tríceps braquial comparado aos outros grupos, segundo os autores, em função de sua prática envolver mais treinamento de resistência com esse grupamento muscular comparado aos outros grupos. Além disso, o grupo de triatletas e o grupo de sujeitos ativos treinados obtiveram uma PPA elevada comparado ao grupo de corredores e sedentários, grupos que não apresentam nenhum treinamento específico para a região do tríceps braquial. Com isso, pode-se interpretar que a resposta motora no tríceps braquial a EM, aparentemente está relacionada com o envolvimento desta porção no treinamento (16).

Hamada, Sale e Macdougall (16) também verificaram o comportamento da PPA em 5, 60, 180 e 300s após a CVM e encontraram diferenças entre as duas musculaturas analisadas. Apesar de não discutir a fundo, seus resultados indicaram que, ao contrário do tríceps sural, o tríceps braquial, após 60s do término da CVM, apresentou um decaimento abrupto da PPA, levando a porcentagem de mudança para níveis negativos. Apesar de fugir do escopo de seu estudo, a investigação desse decaimento poderia acrescentar informações interessantes quanto à resposta muscular inerente a fadiga. O acréscimo de uma TS durante os 10s de CVM poderia fornecer informações relevantes para estimar a AV e comparar a relação entre TS e TP na finalidade de investigar origem da fadiga neuromuscular (70).

A investigação da fadiga neuromuscular no tríceps braquial foi enfatizada por Bilodeau (18) em seu estudo voltado para comparação de diferentes modelos de esforços. O autor partiu do pressuposto levantado por estudos anteriores, o qual a fadiga neuromuscular de ordem central parece ser mais associada com esforços envolvendo baixa intensidade e longa duração a esforços envolvendo alta intensidade e curta duração (12, 38). Entretanto, ainda não estava bem estabelecido se o acréscimo de pausas durante o esforço poderia atrasar a fadiga central, não ter influência (98) ou aumentar a fadiga central (99).

Dentre os resultados encontrados por Bilodeau (18) os principais foram: i. a tarefa contínua de 3 minutos apresentou uma queda mais acentuada de AV no início quando

comparada com a tarefa intermitente; ii. apesar da tarefa que envolvia o decaimento da força até 50% apresentar fadiga central, este índice foi menor que nas atividades de 3 minutos; iii. o cálculo “*Interpolated Ratio*” (equação 1 - citada no início desta revisão bibliográfica) é mais sensível a fadiga central que o “*Central Activation Ratio*” (equação que não utiliza um pulso controle em seu cálculo). Também foi visto que o intervalo utilizado na tarefa intermitente não foi suficiente para prevenir o desenvolvimento de fadiga central, apesar disso, o autor sugere uma possível relação entre o intervalo e a fadiga central, visto que a tarefa intermitente tenha minimizado os efeitos da fadiga central (18).

Além dos resultados principais citados anteriormente, considerando os resultados encontrados no tríceps braquial após o esforço envolvendo fadiga neuromuscular, Bilodeau (18) concluiu que o tríceps braquial apresenta tendência à fadiga central ao contrário de seu antagonista, visto que esta mesma tarefa (manter a contração voluntária até que a mesma decaia para 50%) já tenha sido aplicado no bíceps braquial sem ter encontrado fadiga de ordem central (38, 100).

Outro ponto importante levantado por Bilodeau (18) retrata a importância existente entre a musculatura estimulada e o cálculo utilizado para analisar a AV. Como o cálculo “*Central Activation Ratio*” faz uso da relação entre força máxima e TS, sua sensibilidade fica comprometida uma vez que a extensão de cotovelo, durante uma CVM, possa se utilizar de músculos sinergistas e porções do tríceps braquial que não sofreram eletroestimulação. Ainda neste escopo, apesar da utilização do cálculo “*Interpolated Ratio*” ser capaz de superestimar o valor de fadiga central dependendo de modelo de estimulação, o autor garante que o impulso elétrico utilizado minimiza possíveis interferências desta natureza (18).

Essas interferências citadas por Bilodeu (18) são advindas de alterações nos componentes de alta (80-100Hz) e/ou baixa frequência (10-20Hz) durante a ativação muscular. A existência de fadiga faz com que a sinalização nervosa responsável pela contração muscular seja dificultada em algum tipo de frequência (alta ou baixa frequência) (101). Desta forma, no momento em que a musculatura sofre uma estimulação elétrica a resposta motora será de acordo com a frequência utilizada no equipamento e, esta irá interferir diretamente no cálculo de AV (18).

A utilização de alta ou baixa frequência durante a estimulação muscular compreende a resposta de diferentes tipos de fibras musculares, uma vez que respondem a diferentes frequências (80), dessa forma é possível identificar diferentes tipos de fadiga periférica (101, 102). A fadiga de alta frequência é caracterizada por uma perda excessiva de força durante a estimulação em alta frequência, alterações na amplitude do sinal eletromiográfico referente ao

potencial de ação (*M-wave*) e acúmulo excessivo de potássio extracelular (101, 102). A fadiga de baixa frequência está associada a falha no sistema de acoplamento excitação-contração (102, 103) e redução na liberação de cálcio durante a contração muscular (104).

O estudo de Meszaros et al., (35) combinou a investigação da fadiga de baixa frequência com a utilização de EM no tríceps braquial com a finalidade de comparar a fadiga periférica em dois diferentes modelos de esforços para fadiga induzida por exercício dinâmico (excêntrico e concêntrico). Estudos com este propósito já foram realizados com o bíceps braquial (33, 105), apesar disso, mesmo o tríceps e bíceps braquial tendo funções antagônicas nas mesmas articulações, a musculatura responsável pela extensão do cotovelo possivelmente teria maior resistência a fadiga após exercícios máximos (36). Afirmação que também se sustenta pelas respostas encontradas por Bilodeau (18) acerca da relação existente entre o tríceps braquial e a fadiga central, discutida anteriormente.

A hipótese levantada por Meszaros et al.(35) foi que a fadiga decorrente de diferentes contrações dinâmicas poderia gerar respostas diferentes quanto a ativação muscular e “*steadiness*” (terminologia utilizada para definir a escala utilizada durante uma avaliação isométrica que traduzida significa “firmeza”) com similares níveis de fadiga.

Para a avaliação, os autores (35) utilizaram uma cadeira isocinética e, cabe ressaltar que, para o protocolo de análise os avaliados realizavam um procedimento preparatório envolvendo várias contrações submáximas e duas máximas. Nas tarefas envolvendo a produção de fadiga, os autores optaram por estabelecer 75% da força máxima como intensidade alvo para que os participantes realizassem a contração. Esta escolha foi justificada em função de 100% da contração voluntária apresentar uma demanda central muito elevada e níveis abaixo de 50% prolongarem demais o esforço favorecendo a fadiga central (35).

Antes e após a aplicação dos esforços envolvendo fadiga, foram verificados torque e fadiga de baixa frequência durante CVM isométricas e em contrações dinâmicas na finalidade de responder se o esforço envolvendo a fadiga poderia levar a musculatura antagônica ao decréscimo de força, bem como favorecimento da fadiga (35).

Para verificar a fadiga de baixa frequência, os autores optaram por usar a EM por meio de um pulso simples e um pulso duplo como forma de eletroestimulação, sendo que, a razão entre estes dois valores é um produto matemático eficiente pra quantificar a fadiga de baixa frequência (35, 106). Além disso, este método de análise foi tido como uma boa estratégia em função de não influenciar na fadiga muscular (35, 107).

De forma geral, os resultados de força encontrados por Meszaros et al.,(35) apontam muitas similaridades entre os dois esforços, com isso os autores concluíram que a fadiga

dinâmica, tanto por exercícios concêntricos quanto excêntricos, não apresentam diferenças quanto a perda de força isométrica e concêntrica. Estudos envolvendo o bíceps braquial também apontam que exercícios excêntricos e concêntricos produzem uma redução similar na força (108, 109).

Em relação à atividade muscular e fadiga decorrente dos exercícios, foi concluído que a atividade concêntrica apresentou grande mudança na ativação muscular e resultou em elevados índices de fadiga periférica em comparação com a tarefa excêntrica, mesmo que a fadiga de baixa frequência tenha sido similar.

Meszaros et al.,(35) também levantaram uma hipótese que justificaria sua pesquisa. Mesmo com diferenças entre os níveis de fadiga periférica, foram encontradas respostas similares para fadiga de baixa frequência, consequentemente isso significa que houve limitação do sistema de acoplamento excitação-contração de forma similar. Entretanto, houveram diferenças entre os testes de precisão (relacionado a avaliação da “firmeza”), apontando que, após a tarefa excêntrica, o indivíduo apresenta mais dificuldade de realizar tarefas precisas (manter determinada taxa de força por determinado tempo).

Finalmente, os autores (35) sugerem que a tarefa (concêntrico ou excêntrico) não difere na forma como a fadiga de baixa frequência é estabelecida (mesmos mecanismos). Porém, para realizar tarefas de precisão após uma tarefa fadigante, o tipo de tarefa realizado previamente (concêntrico ou excêntrico) pode interferir na estratégia que o sistema nervoso central utiliza para atividades controladas.

O estudo de Boccia et al.,(25) investigaram a fadiga neuromuscular após uma prova de longa distância na modalidade de ski *cross-country*. Em função de o esporte envolver tanto membros inferiores quanto superiores, o estudo investigou a taxa de desenvolvimento de força (relação entre a força gerada em função do tempo durante um teste isométrico), a resposta muscular (por EMG) e a ativação muscular nos músculos responsáveis pela extensão de joelho e extensão de cotovelo (25).

Antes de um grande aprofundamento, algumas observações devem ser feitas a respeito do estudo de Boccia et al.,(25). Primeiramente cabe destacar que este é o primeiro relato de uso de eletroestimulação no tríceps braquial para verificar fadiga neuromuscular no esporte competitivo. Outra observação que deve ser feita é que, apesar de incluir o uso de eletroestimulação, em nenhum momento os autores classificam este método como EM efetivamente. A utilização de eletroestimulação no tríceps braquial foi feita de acordo com a realizada no estudo de Cheng et al.(39), citada anteriormente. Finalmente, também vale destacar

que foi utilizado o cálculo de Merton (55) para estabelecer os valores de AV o que confirma a utilização de TS a uma CVM e com a musculatura relaxada, assim como é feito na EM.

Dentre os resultados encontrados, Boccia et al.,(25) evidenciaram que a perda de força está presente tanto em membro superior como em membro inferior após uma prova de *ski cross-country* de longa distância, contrastando fadiga neuromuscular. Entretanto, houve algumas diferenças entre as porções analisadas. Alguns parâmetros da taxa de desenvolvimento de força, EMG e eletroestimulação demonstraram que os músculos extensores do cotovelo tinham uma resposta mais acentuada a fadiga decorrente da prova de *ski cross-country* realizada.

Tomando como base a taxa de desenvolvimento de força, os músculos extensores do cotovelo apresentaram uma redução acentuada quando comparado aos músculos extensores do joelho, além disso, esta diminuição foi correlacionada com a diminuição da resposta de eletroestimulação (25). Esta relação indica que o processo de contração foi limitado, comprometendo as propriedades músculo-tendíneas (110), sugerindo que a redução na taxa de desenvolvimento de força realizada para os músculos extensores do cotovelo tenha sido proveniente das propriedades mecânicas a neurais (25).

Outro ponto interessante abordado na discussão de Boccia et al.,(25) é que o tríceps braquial apresentou valores mais baixos de taxa de desenvolvimento de força mesmo sem a redução acentuada da força máxima, cenário visto para a musculatura extensora do joelho. Isto acontece pois a taxa de desenvolvimento de força está relacionada com a acidose no músculo e neste estudo os autores evidenciam que a redução deste parâmetro não aconteceu em conjunto com a diminuição da força máxima (111). Os autores ainda completam que apesar de a força máxima ser fundamental na mensuração de fadiga (5), a taxa de desenvolvimento de força é capaz de produzir informações importantes uma vez que estes dois parâmetros são intercambiáveis (25).

Outro resultado encontrado por Boccia et al.(25), foi a diminuição da AV por ambas as porções. Além disso, também foi encontrada fadiga central e periférica por ambas as porções avaliadas (sem diferença entre as porções). Os autores (25) declaram que a ocorrência de fadiga central nos músculos extensores do cotovelo é uma descoberta “original” que corrobora com a possível existência de um único mecanismo central capaz de limitar o trabalho da musculatura até a exaustão (27) sendo ativado a nível espinal ou por *feedback* periférico proveniente da musculatura (112).

Os resultados referentes a EMG apresentaram informações importantes quanto a resposta do tríceps braquial, uma vez que este tenha sido único a apresentar diminuição da velocidade de condução da fibra muscular após o evento fadigante (25). Uma vez que a

velocidade de condução da fibra muscular esteja relacionada com o tamanho da fibra muscular recrutada (113), os autores sugerem que as unidades de contração rápida do tríceps braquial estão menos ativas após o exercício fadigante (25). Além do recrutamento incompleto de unidades de contração rápida, os autores também ressaltam a influência da fadiga periférica bem como as alterações metabólicas como supostas resultantes da redução na velocidade de condução da fibra muscular (25).

Apesar de a fadiga periférica desencadear várias limitações na contratilidade muscular, esta aparentemente não está relacionada com esta alteração encontrada pela EMG, uma vez que a taxa de fadiga periférica tenha sido igual nas duas porções analisadas (25). Assim como no estudo de Boccia et al.(25), a resposta do tríceps braquial quanto à fadiga muscular já vem sendo discutida por outros autores que também tiveram dificuldade de justificar seus resultados (18, 35, 36).

2.8. A validação de um novo protocolo para avaliação neuromuscular

Quando a musculatura extensora do cotovelo é submetida a EM como forma de avaliação neuromuscular, sua resposta ao longo do tempo aparentemente tem se diferenciado (tempo de recuperação, taxa de ativação e até mesmo presença de PPA ou fadiga) das respostas encontradas em outras musculaturas como quadríceps femural (25), tríceps sural (16) e bíceps braquial (18, 38, 100). Apesar dos estudos que envolvem esta musculatura agregarem muitas informações e perspectivas diferentes sobre a resposta neuromuscular, suas conclusões se limitaram a aceitar os resultados encontrados sem grande profundidade na discussão (18, 25, 39).

A primeira consideração que deve ser feita é a respeito da estimulação na região de extensão do cotovelo e a sua respectiva resposta muscular por meio de evocação força. Klein, Rice e Marsh (85) discutiram a utilização da estimulação submáxima no tríceps braquial em seu estudo, uma vez que estudos pilotos feitos pelos mesmos autores em estudos anteriores (26, 80) demonstravam que a melhor taxa de evocação muscular não era com estimulação máxima, e

sim submáxima. A estimulação submáxima parecia ser uma saída mais prática para que os resultados não ficassem enviesados em função da co-ativação do bíceps braquial (26). Entretanto, outros problemas surgem quando esta estratégia é adotada.

Awiszus, Wahl e Meinecke (26) investigaram a influência da co-ativação do tríceps braquial durante a flexão de cotovelo e, dentre os resultados encontrados, foi visto que estimulações supramáximas na musculatura flexora do cotovelo poderia ativar tanto bíceps braquial quanto tríceps braquial. Em contrapartida, os autores mostraram que a co-ativação indesejada poderia ser amenizada se o estímulo dado na musculatura flexora do cotovelo fosse submáximo. Apesar de este estudo ter voltado seus esforços para estudar o bíceps braquial, os autores deixam bem claro que a estimulação inadvertida tanto do bíceps como o tríceps braquial pode co-ativar seu respectivo antagonista (26).

A utilização de estimulação submáxima para substituir a estimulação máxima na finalidade de diminuir a co-ativação foi questionada por Burke e Gandevia (32). Em uma carta destinada aos autores Awiszus, Wahl e Meinecke (26), Burke e Gandevia (32) concordaram com a agravante de utilizar estimulações supramáximas (26). Entretanto, a utilização de estimulações submáximas foi contestada, uma vez que este modelo de estimulação permitiria que a hiperpolarização ativo-dependente dos axônios motores afetem a resposta do pulso aplicado. Ou seja, o estímulo submáximo recrutaria menos axônios durante a contração, e essa discrepância poderia ser ainda maior conforme a contração fosse mais longa e/ou forte (32).

Para ilustrar a vulnerabilidade da avaliação incluindo menos axônios, Burke e Gandevia (32) citaram que seus estudos pilotos evidenciaram um aumento do teste progressivo de eletroestimulação (TPE) em até 30% após 60 segundos de CVM e estas alterações poderiam perdurar de 10 a 15 minutos. Este quadro de PPA muscular que resultou no aumento do TPE poderia ser agravado em função da utilização de estimulação submáxima.

A afirmativa de Burke e Gandevia (32), apesar de ser ancorada a um bom argumento, também passou a ser questionável após os resultados encontrados pelo estudo de Bilodeau (18). Em uma das tarefas propostas pelo estudo, os participantes executaram uma CVM de extensão de cotovelo até que esta decaísse em 50%. Os autores relataram que a duração média desta tarefa foi de 55s, tempo que, segundo Burke e Gandevia (32), é capaz de provocar alterações neuromusculares a ponto de induzir aumento no TPE. Os resultados apresentados por Bilodeau (18) mostram que uma tarefa desta dimensão pode gerar fadiga central, e que as hipóteses levantadas por Burke e Gandevia (32) são questionáveis, uma vez que a mudança no TPE possa ter sofrido influência de fadiga neuromuscular.

Esses pontos abordados por diferentes autores demonstram o cuidado necessário ao interpretar os valores de fadiga neuromuscular para músculos extensores e flexores do cotovelo. A região do cotovelo parece extremamente suscetível a alterações que possam tornar sua respectiva avaliação de fadiga neuromuscular pouco eficiente, resultando no enviesamento dos valores de estimulação e, conseqüentemente, ativação voluntária.

Finalmente, considerando todas as limitações encontradas pelos estudos anteriores, o objetivo deste estudo é desenvolver um protocolo capaz de investigar a fadiga neuromuscular na musculatura extensora do cotovelo.

3. ABORDAGEM EXPERIMENTAL DO PROBLEMA

Para solucionar os problemas que cercam a investigação de fadiga neuromuscular por meio de EM na musculatura extensora do cotovelo, foram realizados 4 estudos, sendo um classificado como estudo principal e três estudos complementares (apêndice A, B e C). Todos os quatro estudos agregaram, de diferentes formas, informações importantes para a criação de um protocolo capaz de analisar a fadiga neuromuscular na musculatura responsável pela extensão de cotovelo.

Os estudos complementares deram base para que fosse possível identificar e utilizar a configuração da cadeira mais adequada, verificar possíveis interferências das etapas da avaliação bem como identificar comportamentos típicos dos procedimentos que incluem a EM e finalmente integrar informações de relevância a fim de se estabelecer um ou mais parâmetros capazes de se modularem em função da fadiga neuromuscular. Finalmente, o estudo principal propôs e testou um modelo de análise de fadiga neuromuscular para musculatura extensora do cotovelo.

Pergunta norteadora da dissertação

“É possível consolidar um protocolo com sensibilidade para investigar fadiga neuromuscular na musculatura extensora do cotovelo?”

APÊNDICE A – A aplicação de estimulação na musculatura extensora do cotovelo

Objetivos: 1) Comparar a sensibilidade de dois modelos de cadeiras utilizadas para avaliação da musculatura extensora do cotovelo; 2) Verificar se um teste progressivo de eletroestimulação é replicável com a configuração da cadeira que apresentou maior sensibilidade.

Métodos: Aplicação de pulsos com intensidade crescente (Teste Progressivo de Eletroestimulação) nos músculos extensores do cotovelo

Conclusão: A cadeira utilizada para avaliação da musculatura extensora do cotovelo requeria aperfeiçoamento, uma vez que emitia valores sem confiança.

APÊNDICE B – Pressupostos da eletroestimulação no tríceps braquial: interferência da musculatura antagonista

Objetivos: 1) Verificar o comportamento de um teste progressivo de eletroestimulação; 2) Verificar o efeito de uma contração voluntária máxima no teste progressivo de eletroestimulação.

Métodos: Realização de três testes progressivos de eletroestimulação intercalados com uma contração voluntária máxima entre si.

Conclusão: O teste progressivo de eletroestimulação exibe um comportamento de parábola em função de uma possível contração da musculatura antagonista durante as estimulações. Embora a contração voluntária máxima interfira na resposta da estimulação, o valor de estimulação que apresentou maior força evocada não se altera significativamente

APÊNDICE C - Investigação da consistência das respostas de eletroestimulação em contrações submáximas para o tríceps braquial

Objetivos: 1) Verificar a consistência das respostas de estimulação muscular em diferentes intensidades de contração submáximas; 2) Testar a linearidade da força evocada durante as estimulações em diferentes taxas submáximas de força.

Métodos: Realização de estimulações em diferentes taxas de contrações submáximas dispostas em blocos aleatórios de contração. Submissão dos resultados a uma análise linear e discussão da relevância dos mesmos como parâmetros de avaliação neuromuscular.

Conclusões: Foi verificada consistência entre a força evocada durante os estímulos para cada bloco de contração submáxima. Foi verificado um comportamento linear entre esses valores. A alteração dos coeficientes da reta podem estar relacionados com alterações no estado de fadiga e devem ser estudados com maior profundidade (estudo principal)

ESTUDO PRINCIPAL – Validade de um protocolo específico para análise da fadiga neuromuscular da musculatura extensora do cotovelo

Objetivo: 1) Verificar se o protocolo proposto tem sensibilidade para verificar fadiga neuromuscular; 2) Verificar se o protocolo proposto para análise neuromuscular resulta em fadiga ou potencialização; 3) Testar a capacidade do presente protocolo em identificar fadiga central e periférica.

Métodos: Utilização de um protocolo com estimulações em contrações submáximas na musculatura extensora do cotovelo para avaliar a fadiga neuromuscular antes e após a realização de dois exercícios. Um exercício será provedor de fadiga periférica, utilizando a extensão de cotovelo, e outro será provedor de fadiga central, utilizando membros inferiores (Qualquer estresse aplicado em membros inferiores só alteraria parâmetros neuromusculares da musculatura extensora do cotovelo que correspondessem a fadiga central). A bateria de avaliações contou com o protocolo proposto pela presente dissertação e com um protocolo de avaliação de fadiga neuromuscular de membros inferiores (já validado). Os resultados de força evocada proveniente do protocolo proposto para a musculatura extensora do cotovelo foram aplicados a uma regressão linear e seus coeficientes também foram analisados e discutidos como possíveis parâmetros sensíveis a estresse neuromuscular.

Conclusões: O protocolo de avaliação sugerido para a musculatura extensora do cotovelo apresentou sensibilidade para verificar a fadiga neuromuscular. Não foi confirmado nenhum tipo de alteração proveniente da aplicação do protocolo, ou seja, ele sozinho não é capaz de gerar fadiga ou potencialização pós-ativação. Não foi possível confirmar se a utilização de regressão linear é capaz de discriminar fadiga central e periférica uma vez que o exercício específico para gerar o quadro de fadiga central não tenha sido efetivo para sua finalidade. Mais estudos envolvendo o modelo matemático linear devem ser realizados para elucidar sua possível capacidade de diferenciação da origem da fadiga.

ESTUDO PRINCIPAL

Validade de um protocolo específico para análise da fadiga neuromuscular na musculatura extensora do cotovelo

4. ESTUDO PRINCIPAL – Validade de um protocolo específico para análise da fadiga neuromuscular para musculatura extensora de cotovelo

4.1. Introdução

A utilização de avaliação neuromuscular da maneira convencional criada por Merton (55) compreende a análise da resposta neuromuscular por meio de uma estimulação em conjunto com uma CVM. Apesar da eficácia deste modelo de procedimento, estudos que utilizaram este protocolo em musculaturas extensora e flexora do cotovelo encontraram limitações e dificuldades para interpretação de seus resultados (57, 114, 115), indicando que esta estratégia, possivelmente, tem sua validade comprometida para esta porção.

Considerando esta lacuna quanto ao estudo da fadiga neuromuscular para a musculatura extensora e flexora do cotovelo, a utilização de estimulações submáximas para investigar a fadiga neuromuscular pode ser uma boa estratégia. A utilização de estimulações em contrações submáximas são de grande importância para estabelecer a ativação voluntária em populações especiais, pacientes com condições limitadas (10), ou indivíduos com grupamentos musculares específicos que apresentam limitações motoras em relação a seu comprimento muscular (39).

Ainda nesse escopo, é importante considerar que estudos relatam a fragilidade por parte do tríceps braquial em tarefas envolvendo contrações máximas, sendo esta porção suscetível a apresentar efeitos inibitórios da musculatura sinergista como o bíceps braquial (5) e a influência do reflexo neural (colisão entre os potenciais de ação ortodrômico e antidrômico capazes de diminuir a resposta a estimulação) (7, 37). Há evidências de que o tríceps braquial também apresenta tendência ao desenvolvimento da fadiga central (18, 38) fadiga periférica (35) e até PPA (16) dependendo da duração do estímulo voluntário executado por esta porção.

Propondo que estimulações com a musculatura mantendo contrações submáximas podem ser uma boa estratégia para evitar as limitações biomecânicas da musculatura extensora do cotovelo, há evidências de que a estimulação em contração submáxima (30% da CVM) para membros inferiores já foi utilizada para verificar fadiga neuromuscular (42). Cabe destacar que estudos tiveram sucesso em utilizar EM em contrações voluntárias submáximas para estimar o parâmetro TP no tríceps braquial (39) e quadríceps femoral (40, 41) por meio da extrapolação dos resultados obtidos de uma regressão linear da força evocada durante EM em contrações submáximas.

Neste cenário, o emprego matemático dos valores de TS resultantes de diferentes taxas de contração submáxima em uma regressão linear pode ser uma estratégia válida para comparar

o estado neuromuscular de um indivíduo, fornecendo parâmetros capazes de identificar a origem fadiga (central e/ou periférica). Tendo em vista que a linearidade para a EM aplicada em contrações submáximas na musculatura extensora do cotovelo já tenha sido testada (apêndice C), é possível que esta estratégia matemática seja sensível a diferentes estresses neuromusculares.

Isto só é possível uma vez que seja considerado que as extremidades da reta (proveniente das relações de força evocada durante as estimulações em contrações submáximas) sejam reguladas diretamente por parâmetros já debatidos na literatura, tais como pulsos aplicado com a musculatura relaxada (TC e TP) (representando uma das extremidades da reta) e a utilização de TS a 100% a uma CVM (representando outra extremidade da reta).

A utilização dos valores de TS em diferentes contrações voluntárias submáximas, a fim de dispor mais pontos em uma reta, pode ter utilidade para mensurar o desequilíbrio neuromuscular após uma tarefa fadigante. A hipótese acerca desta estratégia é consolidada tomando por base que um estresse na via periférica reduza apenas a extremidade referente ao pulso controle (TC/TP), alterando diretamente o coeficiente angular e linear. Tendo em vista que esse estresse não resultaria em alterações significantes por parte da outra extremidade, a dispersão dos pontos na reta estaria comprometida, reduzindo indiretamente o coeficiente de determinação.

Apesar de a exposição simultânea a fadiga central e periférica sujeitar a alteração dos coeficientes angular e linear, o estresse da via central proporcionaria um breve aumento dos parâmetros responsáveis pela outra extremidade da reta (relativa a TS aplicada a 100% da CVM), deixando a dispersão da reta mais grupada, cenário que resultaria em um coeficiente de determinação mais elevado que na situação onde o participante seria exposto apenas ao estresse de via periférica. Em último caso, se o participante fosse exposto apenas ao estresse proveniente da via central, o comprometimento da reta seria apenas por parte do coeficiente angular, tendo em vista que o linear não se alteraria em função da preservação dos parâmetros controles (TC/TP).

Tendo em vista todas as limitações da porção braquial quanto ao procedimento de análise neuromuscular utilizando CVM, as vantagens de utilizar EM em conjunto com contrações submáximas e a possibilidade de utilização do modelo linear como método de interpretação dos resultados, este estudo teve como objetivo validar um protocolo de análise neuromuscular envolvendo EM submáximas.

4.2.1. Problema e objetivo principal

Considerando a base científica, já abordada na revisão bibliográfica, e também as informações adquiridas nos estudos complementares, que estabelecem condições aceitáveis para a aplicabilidade de EM na musculatura extensora do cotovelo, o objetivo desse estudo é validar um protocolo capaz de investigar a fadiga neuromuscular na musculatura extensora do cotovelo a partir da força evocada em diferentes contrações submáximas.

Perguntas centrais:

1 – *“É possível verificar a fadiga neuromuscular por meio de um protocolo que se utiliza de estimulações em contrações submáximas na musculatura extensora do cotovelo?”*

Se for confirmado que a utilização de estimulações em contrações submáximas é capaz de identificar estado de fadiga neuromuscular, uma segunda pergunta será formulada:

2 – *“É possível, a partir do protocolo proposto, identificar se a origem da fadiga é central e/ou periférica?”*

4.2.2 Objetivos específicos

- 1) Verificar a sensibilidade do protocolo proposto na identificação da fadiga neuromuscular
- 2) Verificar se o protocolo proposto para análise, de fato, resulta em fadiga ou estimula o processo de potencialização neuromuscular.
- 3) Testar a capacidade do presente protocolo em identificar fadiga central e periférica.

4.3. Materiais e métodos

Participantes

Participaram voluntariamente do presente estudo 20 sujeitos fisicamente ativos, sendo 5 do gênero feminino e 15 do gênero masculino com idade média, massa corporal e estatura de $25,1 \pm 6,8$ anos, $74,9 \pm 11,4$ Kg, e $174,8 \pm 9,7$ cm respectivamente. Foi feito contato individual com cada participante em que foram explicados os riscos, procedimentos utilizados e objetivos do estudo. Os participantes somente foram confirmados no estudo após assinatura do TCLE. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (nº 60154516.1.0000.5659).

Desenho experimental

Foi solicitado aos participantes que os mesmos não treinassem e não se utilizassem de quaisquer recursos ergogênicos, energéticos ou alcoólicos nas 48h que antecederiam as avaliações. Os voluntários realizaram um total de duas visitas. A primeira visita foi realizada em um laboratório (aplicação de uma tarefa afim de promover fadiga periférica) e a segunda em uma academia (aplicação de uma tarefa afim de promover fadiga central), ambientes com temperatura controlada a 22°C. Dois participantes tiveram que repetir uma das visitas, devido à problemas procedimentais.

O presente estudo contou com análise neuromuscular da extensão de cotovelo (protocolo proposto) e extensão do joelho (protocolo com validade) na mesma cadeira adaptada para este tipo de coleta. Além da avaliação neuromuscular para membros inferiores já possuir validade, esta adequação foi escolhida com objetivo da utilização de membros inferiores como contraprova dos exercícios provedores de fadiga central e periférica.

O desenho experimental para este estudo envolveu cinco etapas de análise. Na 1ª foram determinadas a força máxima de extensão de cotovelo e de joelho. Na 2ª foram realizados os TPE para os membros superiores e inferiores. A 3ª etapa compreendeu a aplicação do protocolo de análise de fadiga neuromuscular para extensão de cotovelo e joelho (Pré fadiga). Na 4ª etapa os participantes foram submetidos a exercícios pré-estabelecidos com o objetivo de promover fadiga neuromuscular com origem central ou periférica. Finalmente, na 5ª etapa foi realizado novamente o protocolo para análise de fadiga neuromuscular em ambas porções (Pós fadiga).

O procedimento utilizado para identificar a fadiga neuromuscular durante extensão de joelho foi composto por uma CVM de 5s de duração com uma estimulação no terceiro segundo

(TS) e uma estimulação com a musculatura relaxada 3s após o término da CVM (TP)(19). O protocolo utilizado para extensão de cotovelo foi adaptado do protocolo padronizado em um dos estudos complementares (Apêndice C) e envolveu, inicialmente, uma estimulação com a musculatura relaxada (TC), três estimulações aplicadas em diferentes taxas de contração submáximas (TS) que foi sucedida por outra estimulação com a musculatura relaxada (TP) (figura 4.1).

Cabe salientar, quanto a escolha dos exercícios provedores da fadiga neuromuscular, que foi considerado que um esforço provedor de fadiga periférica em membros superiores não altere parâmetros neuromusculares de membros inferiores. Além disso, também é considerado que qualquer estresse aplicado em membros inferiores só alteraria parâmetros neuromusculares da musculatura extensora do cotovelo que correspondessem a fadiga central, justificativa que também cabe para explicar a utilização de um exercício envolvendo membros inferiores para promover a fadiga central.

Figura 4.1. Desenho experimental utilizado para o estudo. Sendo todas as barras cinza clara referentes a força gerada pela extensão de cotovelo; todas as barras cinza escura referentes a força gerada pela extensão de joelho; ⚡ estimulação no tríceps braquial; ⚡ estimulação no quadríceps femoral; A figura em preto representa o esforço envolvendo fadiga neuromuscular (central ou periférica); CVM's – Contrações voluntárias máxima. Nesta figura é possível visualizar as cinco etapas do experimento contando com determinação da força máxima de extensão de cotovelo e de joelho por meio de CVM's, realização do teste progressivo de eletroestimulação (TPE) para os membros superiores e inferiores, aplicação de um protocolo de análise de fadiga neuromuscular para extensão de cotovelo e joelho (Pré), realização de um esforço específicos com o objetivo de provocar fadiga neuromuscular (um dia voltado para fadiga central e outro dia periférica) e repetição do protocolo para análise de fadiga neuromuscular em ambos os membros (Pós).

Instrumentação

A estimulação elétrica foi feita por meio de um protótipo de eletroestimulador desenvolvido para essa finalidade com capacidade de 200 V pico-a-pico (Bioestimulador, Insight®, Ribeirão Preto – Brasil). Todos os esforços foram realizados contra uma célula de carga (CSR-1T, MK Controle®, São Paulo, Brasil) e a aquisição dos dados foi feita em ambiente Labview 2015 (National Instruments®) com frequência de aquisição de 1000Hz.

Em ambas as porções foram realizadas a estimulação do ventre muscular, sendo que para o tríceps braquial foi utilizado dois eletrodos redondos de 3 cm de diâmetro (Eletrodos Autoadesivos CF3200 ValuTrobe®) (11) e para o quadríceps femoral foram utilizados dois eletrodos de 5 x 9cm (Eletrodos Autoadesivos CF5090 ValuTrobe®). Cabe ressaltar que os pulsos elétricos aplicados nas musculaturas eram duplos com duração de 1ms e intervalo de 10ms.

Após a tricotomia e limpeza de pele por abrasão e álcool 70% das porções analisadas os eletrodos foram colados nas regiões adequadas para EM. Para o tríceps braquial, o eletrodo referente ao cátodo foi posicionado na extremidade da cabeça longa do músculo tríceps braquial, próximo ao limite inferior do músculo deltoide, e o eletrodo referente ao ânodo foi posicionado no tendão distal do tríceps braquial, próximo ao olecrano (39). Para o quadríceps, o cátodo foi posicionado na região referente ao limite superior do músculo vasto lateral e o ânodo posicionado no limite na região referente ao limite inferior da mesma musculatura (116).

Para este procedimento, foi utilizada uma cadeira adaptada para esta finalidade, de modo que o participante permaneceu com o tronco preso a cadeira com o braço relaxado e paralelo ao tronco, enquanto o cotovelo era mantido em flexão a 90°. A célula de carga, que estava fixada a um bloco correção, era presa a uma pulseira ajustável presa no pulso do participante. Além de ter acesso a um alvo de força por meio de um monitor, a rotina de processamento de sinais foi adaptada para coleta uma segunda célula de carga (para extensão de joelho), a qual não fornecia informações visuais. (Figura 4.2)

Figura 4.2. Ilustração da configuração da cadeira utilizada para investigar fadiga neuromuscular na musculatura extensora do cotovelo e extensora do joelho. A cadeira contava com cintos e fivelas para conter a movimentação do avaliado além de possuir um sistema de aquisição com capacidade de adquirir simultaneamente informações de ambas células de carga. O participante tinha acesso a sua força “ao-vivo” de membros superiores por meio de um monitor posicionado a sua frente.

Para este estudo houve a necessidade experimental de exercícios específicos para promoção da fadiga central e periférica para membros superiores e, considerando a limitação de informações dos estudos que utilizaram procedimentos voltados para o estabelecimento da fadiga neuromuscular na musculatura extensora do cotovelo, entende-se como necessário uma breve contextualização como justificativa para a escolha dos exercícios específicos provedores de fadiga de origem central e periférica.

Esforço para gerar fadiga periférica

Dentre os estudos que envolveram essa análise, a aplicabilidade é limitada. Boccia et al., (25) encontraram fadiga central e periférica no tríceps braquial em esquiadores após uma competição de longa distância, esforço de pouca aplicabilidade em países tropicais como nosso caso.

Bilodeau (18) voltou seus esforços para investigar a fadiga no tríceps braquial em três modelos de esforço. As tarefas consistiam em: 1) Realizar a CVM do tríceps até que o mesmo decaísse até 50%; 2) Realizar a CVM por 3 minutos de forma contínua mesmo com decréscimo da força; 3) Realizar a CVM por 3 minutos de maneira intermitente, com uma pausa de 5 segundos após cada 30 segundos de CVM. Dentre os resultados encontrados as três tarefas foram acometidas por fadiga central, e o autor sugere que esta seja uma resposta específica do tríceps, afirmação sustentada por estudos com esforços similares aplicados no bíceps braquial (100) e na musculatura responsável pela flexão plantar (69).

Meszaros et al., (35) realizaram duas tarefas onde foi possível estabelecer fadiga periférica no tríceps braquial com os dois modelos de esforços: trabalhando a musculatura de forma concêntrica e excêntrica. Apesar da relevância de seu trabalho para a recriação de um esforço envolvendo fadiga periférica, as tarefas foram aplicadas por meio de um aparelho isocínético, onde não se é ajustado carga, e sim a velocidade do movimento. Nosso laboratório não possui este tipo de equipamento pelo alto custo do mesmo.

A fadiga resultante de contrações dinâmicas, pode estar relacionada com alterações na estrutura musculoesquelética (fadiga periférica) (109). O início da falha motora decorrente deste tipo de fadiga geralmente está associado com a fadiga de baixa frequência (101), que é responsável pela falha de uma ou mais estruturas celulares encarregadas pelo sistema de acoplamento excitação-contração (103). Neste sentido, Dundon, Cirillo e Semler (105) investigaram a fadiga de baixa frequência em dois modelos de esforço: voltado para a força concêntrica e outro excêntrica no bíceps braquial. Neste artigo foi encontrada fadiga de baixa frequência similar nas duas tarefas realizadas. Entretanto, o exercício excêntrico apresentou uma fadiga que perdurou por mais tempo. Ao contrário do estudo de Meszaros et al. (35), o estudo de Dundon, Cirillo e Semler (105) utilizou sistema de carga baseado na CVM.

Finalmente, o modelo mais válido para estabelecer fadiga periférica na musculatura extensora do cotovelo é um modelo de esforço concêntrico adaptado de Dundon, Cirillo e Semler (105). Além disso, o estudo de Meszaros et al. (35) confere aos exercícios concêntricos uma melhor escolha pra induzir a musculatura a fadiga periférica. Esta escolha é embasada em seus principais resultados os quais constataram, pela comparação das tarefas com demandas similares de esforço excêntrico e concêntrico, que a tarefa concêntrica induz a uma taxa de fadiga periférica mais elevada que a tarefa excêntrica. Além disso, também apresentaram que a tarefa excêntrica apresenta uma elevada influência do sistema nervoso central durante sua demanda motora, possibilitando a ocorrência de fadiga central.

A adaptação da tarefa (105) consistiu em realizar o exercício “tríceps francês” de forma unilateral (apenas com o braço dominante). Sendo este realizado na própria cadeira de análise de fadiga neuromuscular, o qual o participante sentado segurando o halter partia de uma posição inicial a qual o ombro estava fletido a 180° e cotovelo flexionado a 35° terminando o movimento com a extensão do cotovelo até 180° conferindo um grau de movimento de 135° . Para este exercício os voluntários só executavam o movimento concêntrico, sendo o movimento excêntrico (retorno a posição inicial) realizado pelo pesquisador enquanto o participante voltava o braço para a posição inicial sem quaisquer sobrecargas na musculatura extensora do cotovelo (figura 4.3).

Figura 4.3. Ilustração de como era realizado o exercício “tríceps francês”. A figura A mostra a posição inicial, e a figura B mostra a posição final. Vale ressaltar que o participante só realizava a parte concêntrica do exercício sendo o movimento excêntrico feito pelo pesquisador.

Assim como foi proposto por Dundon, Cirillo e Semler (105) o design da tarefa consistia em utilizar a carga para o treino equivalente a 30% da CVM realizada na análise prévia de fadiga neuromuscular. Cada série era composta por 10 repetições com 20s de intervalo entre cada uma. Quando o pesquisador notava dificuldade por parte do participante em realizar o exercício, o mesmo recebia ajuda para finalizar a série. A partir da série em que o avaliador auxiliava o participante, todos os intervalos subsequentes eram acompanhados de uma análise da força do por meio de uma CVM de 3s. Se fosse constatado redução de 30% do valor de CVM que antecedia o exercício, o exercício era interrompido e a análise de fadiga neuromuscular se iniciaria (momento pós). Caso contrário, o exercício continuaria, entretanto, em todos os intervalos seguintes seria realizado um teste de CVM de 3s até que fosse verificado a redução mínima (30%) (figura 4.4).

Figura 4.4. Desenho da tarefa aplicado para gerar fadiga periférica na musculatura extensora do cotovelo. Sendo 10rep – realização de dez repetições concêntricas; CVM – aplicação de uma contração voluntária máxima de três segundos de duração.

Esforço para gerar fadiga central

Dentre as tarefas que poderiam ser utilizadas para gerar fadiga central, exercícios que contemplam membros inferiores representam a melhor escolha pois estes favorecem a fadiga de ordem central e periférica sem influência direta em membros superiores (117). Neste escopo, é esperado que, após a aplicação de um exercício envolvendo membros inferiores, tenha a instauração da fadiga central e a EM para membro superiores tenha sensibilidade para detectar alterações centrais (31). Também é necessário considerar a aplicabilidade da técnica, uma vez que estudos se utilizem de equipamentos caros ou de difícil acesso, como é o caso da cadeira isocinética ou equipamentos pneumáticos de academia.

Neste sentido, Linnamo, Hakinnen e Komi (108) apresentaram uma boa estratégia para induzir a altos níveis de fadiga central em membros inferiores. O estudo contou com a comparação do treinamento de hipertrofia e força explosiva, onde em ambos os exercícios eram realizados em 5 séries de 10 repetições em uma máquina de *leg-press* 45°. A carga para a sessão de hipertrofia foi ajustada de forma subjetiva para que o participante executasse no máximo 10 repetições, enquanto no treino de força explosiva a carga foi ajustada a 40% da sessão de força máxima com execução realizada da maneira mais rápida possível. Dentre as limitações deste estudo encontra-se a não utilização de EM para avaliar a fadiga neuromuscular, restringindo

suas conclusões apenas em dados de ativação muscular pelo EMG, informações importantes, porém, limitadas.

Assim como estudo de Linnamo, Hakinnen e Komi (108), outro estudo utilizou um modelo similar de treinamento envolvendo a análise de força máxima, hipertrofia e força explosiva voltada para aparelhos diferentes (118). Neste estudo foi utilizado EM e constatado que a fadiga central é bem estabelecida pelo treinamento de força máxima. Apesar da escolha de relativizar a força por meio de repetição máxima e da escolha de uma musculatura que também é envolvida no *leg-press* 45° e da utilização de um modelo de treinamento dinâmico, os equipamentos utilizados pelo estudo não são convencionais em sua maioria (pneumáticos e/ou “*weight stack*”).

Dessa forma a tarefa selecionada para o presente experimento foi adaptada de Linnamo, Hakinnen e Komi (108), o qual o participante realizou a sessão no aparelho *leg-press* 45° com a escolha da série de força máxima proposta por Peltonen et al. (118). O exercício foi escolhido em função da fadiga central se estabelecer mais rapidamente quando há maior envolvimento muscular no esforço (5), enquanto a composição do treino foi escolhida em função de ser uma excelente proposta para fadiga central em comparação com treinamento de força explosiva ou hipertrofia muscular (118).

Finalmente, foi estabelecido que os participantes realizassem um exercício com ênfase na melhora de força máxima composto por 15 séries de uma repetição com carga máxima no aparelho *leg-press* 45° (FlexFitness Equipamentos®). Após uma primeira etapa composta por um aquecimento (20 a 30 repetições no próprio aparelho com carga subjetivamente baixa), o participante foi solicitado a estabelecer uma carga pela qual fosse capaz de fazer o máximo de 10 repetições. A carga utilizada e o número de repetições para realizar esta tarefa eram anotados e aplicados à fórmula de Brzykci (119), cálculo com validade para estabelecer o valor da carga máxima no aparelho *leg-press* 45°(120). Após estabelecer o valor de carga máxima o participante tinha um intervalo passivo de 5 minutos para o início do exercício de força máxima (Figura 4.5).

Caso o participante realizasse mais de 10 repetições durante a segunda etapa, era dado um intervalo de 5 minutos, e com um acréscimo na carga, e esta etapa era repetida. Cabe ressaltar que nenhum participante repetiu este processo mais de duas vezes. Cabe destacar que dentro das séries, para alguns participantes, a carga máxima foi ajustada caso o participante não fosse capaz de realizar o ciclo encurtamento-alongamento de forma completa/satisfatória.

Figura 4.5. Desenho experimental da tarefa utilizada para estabelecer fadiga central.

Tratamento estatístico

Por meio do software IBM SPSS® versão 20.0. Foi testada a normalidade de todos os dados adquiridos por meio do teste de Shapiro-Wilk. A esfericidade foi testada pelo teste de Mauchly. Sendo observado a carência de ambos pressupostos, os dados foram tratados de forma não paramétrica.

Para investigar a diferença entre situações, momentos e múltiplos pulsos, foi utilizada a análise de variância por ranking proposta por Friedmann e, se verificado alguma diferença, era realizado um teste de classificação de Wilcoxon entre as variáveis a fim de confirmar quais variáveis foram diferentes entre si. Para investigar a diferença entre os dois esforços foi utilizado apenas o teste de classificação de Wilcoxon. Para todos os resultados foi considerado um nível de significância de $p < 0,05$.

4.4. Resultados

Diferenças entre os múltiplos estímulos dados na situação pré-teste – Membros Superiores

Foram encontradas diferenças significantes entre os três estímulos referentes a TS aplicada a 50% da CVM nos momentos Pré1 e 3 que antecederam o esforço envolvendo fadiga periférica. Não foi encontrada diferença estatística entre os três TS aplicados na musculatura extensora do cotovelo em quaisquer taxas de contração submáxima.

Apesar da diferença entre os três estímulos aplicados durante 50% da CVM no momento Pré1 e 2 que antecederam o esforço envolvendo fadiga periférica, foi realizado uma média com os três valores a fim de simplificar a comparação entre os momentos que antecederam o esforço (Tabela 2.1). Nestas condições não foi encontrada diferenças significantes para TC e TP nos diferentes momentos antes de ambas os esforços.

Tabela 2.1 Valores médios $\pm$ desvio padrão da força evocada resultante de três estímulos elétricos aplicados durante 10 segundos de isometria com esforços mantidos a intensidades submáximas de 10, 20, 30, 40 e 50% de uma contração voluntária máxima (CVM). Os valores correspondem aos três momentos que antecediam os esforços envolvendo fadiga neuromuscular (pré 1, 2 e 3) e estão apresentados em N.

Avaliação	CVS	Pré 1	Pré 2	Pré 3
Pré esforço periférico	10%	26,92 $\pm$ 9,23	34,88 $\pm$ 11,68	29,98 $\pm$ 5,37
	20%	19,24 $\pm$ 5,61	26,30 $\pm$ 10,43	22,74 $\pm$ 4,61
	30%	16,19 $\pm$ 9,58	19,14 $\pm$ 10,75	14,71 $\pm$ 3,48
	40%	8,17 $\pm$ 2,69	8,27 $\pm$ 3,93	7,06 $\pm$ 1,82
	50%	4,98 $\pm$ 3,60*	3,41 $\pm$ 2,47	2,89 $\pm$ 2,26*
Pré esforço central	10%	25,87 $\pm$ 4,41	26,73 $\pm$ 5,49	29,90 $\pm$ 6,86
	20%	20,28 $\pm$ 4,47	19,91 $\pm$ 4,54	22,49 $\pm$ 5,99
	30%	13,95 $\pm$ 2,83	14,23 $\pm$ 2,96	15,59 $\pm$ 5,15
	40%	9,23 $\pm$ 2,69	6,59 $\pm$ 1,73	8,93 $\pm$ 3,80
	50%	3,77 $\pm$ 0,89	3,84 $\pm$ 1,27	2,94 $\pm$ 1,50

Sendo CVS – contração voluntária sustentada para aplicação da estimulação; * - diferença estatística entre os três estímulos dados no momento referido.

Por não exibir diferenças entre os momentos que antecederam os esforços, para as análises estatísticas seguintes os três momentos foram tratados como um único valor Pré identificados de acordo com a porcentagem de contração voluntária submáxima que foi mantida. Além disso, cabe ressaltar que este cenário também retrata a situação de TC e TP nas três situações Pré, os quais não apresentaram diferenças estatísticas entre si e também serão tratados como um valor único de Pré.

Diferenças entre os múltiplos estímulos dados na situação pré-teste – Membros Inferiores

Para os valores de força referente a avaliação de fadiga neuromuscular aplicada na musculatura extensora do joelho não foram encontradas diferenças estatísticas em TP e AV entre as três situações que antecedem os dois esforços. Entretanto, TS apresentou inconsistência para os valores que antecederam o protocolo envolvendo fadiga periférica, sendo o primeiro momento estatisticamente diferente do terceiro para TS a 50% da CVM ($p < 0,05$).

Tabela 2.2. Valores médios $\pm$ desvio padrão dos parâmetros referentes a membro inferiores nos três momentos que antecederam os esforços envolvendo fadiga neuromuscular.

Avaliação	Parâmetro	Momento		
		Pré 1	Pré 2	Pré 3
Pré - esforço periférico	TC (N)	250,39 $\pm$ 64,37	260,99 $\pm$ 68,45	253,77 $\pm$ 61,83
	TS (N)	62,47 $\pm$ 45,76*	48,65 $\pm$ 38,67	51,97 $\pm$ 45,71
	AV (%)	79,29 $\pm$ 10,45	84,37 $\pm$ 9,89	83,51 $\pm$ 10,58
Pré - esforço central	TC (N)	262,13 $\pm$ 58,86	261,07 $\pm$ 63,55	264,83 $\pm$ 58,68
	TS (N)	65,25 $\pm$ 45,91	60,52 $\pm$ 53,27	61,22 $\pm$ 67,66
	AV (%)	79,78 $\pm$ 12,20	81,61 $\pm$ 14,28	83,90 $\pm$ 14,86

Sendo TC – Twitch Control; TS – Twitch Superimposed; AV – Ativação Voluntária; * - diferença estatística para o momento Pré 3.

Apesar da pequena diferença encontrada para TS, os valores de TS, TP e AV foram tratados como únicos (por meio da média dos três momentos) para posterior comparação entre as situações e esforços. Este é um erro assumido em função da continuidade estatística que deve ser dada para outras análises. Além disso, nos três momentos da situação que antecedia o esforço envolvendo fadiga periférica, a diferença foi apenas um para duas similaridades, limitando o viés assumido.

Diferença entre os pulsos controles e potenciados – Membros Superiores

Para todos os momentos envolvendo o esforço que envolvia fadiga central foram encontradas diferenças estatísticas entre TC e TP para a musculatura extensora do cotovelo. Apesar disso, para as coletas com esforço envolvendo fadiga periférica, apenas em uma situação (pós) não foi constatado diferença entre TC e TP (Figura 4.6).

Figura 4.6. Comparação entre *Twitch Control* (TC) e *Twitch Potentiated* (TP) para a musculatura extensora do cotovelo em diferentes situações que precederam e sucederam os esforços envolvendo fadiga periférica (A) e fadiga central (B). Sendo * - diferença significativa entre TC e TP ($p < 0,05$).

Comparação entre os momentos antes e após o esforço – Membros Inferiores

O esforço envolvendo fadiga periférica não promoveu diferenças estatísticas para TS, TP e AV para musculatura extensora do joelho entre as situações que sucedem a realização do esforço envolvendo fadiga periférica. Em contrapartida, após a aplicação do esforço envolvendo fadiga central foram encontradas diferenças estatísticas para TS e força pico entre o momento pré e demais momentos ($p < 0,05$) (Tabela 3).

Tabela 3. Diferenças entre os momentos das avaliações de fadiga neuromuscular. Parâmetros obtidos por meio da estimulação muscular realizada na musculatura extensora do joelho.

	Situação	Twitch Potentiated (N)	Twitch Superimposed (N)	Ativação Voluntária (%)	Força pico (N)
Esforço envolvendo Fadiga Periférica	Pré	254,4 ± 63,6	55,5 ± 38,7	81,93 ± 9,3	597,2 ± 104,9
	Pós	262,6 ± 65,6	62,6 ± 50,6	81,17 ± 16,5	562,0 ± 139,7
	5min	253,1 ± 65,9	59,9 ± 40,5	80,85 ± 10,7	543,6 ± 119,5
	10min	253,7 ± 65,0	63,4 ± 48,5	80,20 ± 11,2	538,5 ± 127,0
Esforço envolvendo Fadiga Central	Pré	262,3 ± 58,1	62,9 ± 50,6	81,48 ± 11,9	546,0 ± 123,3
	Pós	206,7 ± 44,9*	48,5 ± 48,1	82,68 ± 11,7	471,2 ± 126,9*
	5min	209,8 ± 58,1*	51,9 ± 42,8	81,69 ± 12,8	446,4 ± 105,9*
	10min	216,1 ± 53,8*	55,2 ± 52,4	79,97 ± 16,5	450,6 ± 84,9*

Sendo * - diferença significante com os valores na situação pré.

Comparação entre os momentos antes e após o esforço – Membros Superiores

Na análise de fadiga neuromuscular da musculatura extensora do cotovelo foram encontradas diferenças estatísticas entre os valores pré e demais valores (pós, 5min e 10min) para a força evocada durante a TS para todas as intensidades de contração submáximas após aplicação do esforço envolvendo fadiga periférica. Para TS nas contrações submáximas de 10% da CVM também foram encontradas diferenças entre os valores de 5min quando comparado aos demais valores (Pré, Pós e 10min) (Figura 4.7).

Figura 4.7. Representação gráfica da força evocada durante a estimulação elétrica em contrações submáximas antes e depois do esforço envolvendo fadiga periférica. Sendo * - diferença estatística entre pré e demais valores ($p < 0,05$); # - diferença entre os valores de 5 min quando comparados a valores de pós e 10 min ($p < 0,05$).

Quando os participantes foram submetidos ao esforço envolvendo fadiga central, foram encontradas diferenças estatísticas entre os valores Pré e demais valores. Para valores de TS em contrações submáximas de 0, 10, 20 e 30% da CVM foram encontradas diferenças significantes entre os valores pós e 5min. Apesar de todas as intensidades apresentarem diferenças significantes entre os valores pós e 10min, apenas em 10, 20, 30 e 40% foi encontrado diferenças significativas entre 5 e 10 min após o esforço (Figura 4.8).

Figura 4.8. Representação gráfica da força evocada durante a estimulação elétrica em contrações submáximas antes e depois do esforço envolvendo fadiga central. Sendo * - diferença estatística entre: pré e demais valores ($p < 0,05$); # - diferença estatística entre 5min e pós ($p < 0,05$); \$ - diferença estatística entre 5min e 10min ($p < 0,05$).

Foram encontradas diferenças significantes entre os momentos envolvendo os dois esforços (fadiga central e periférica) para TC e TP na musculatura extensora do cotovelo. Para ambos os esforços foi visto que TC e TP foram diferentes: do pré para as demais situações ($p < 0,05$); e do pós para 5 min ($p < 0,05$).

Na aplicação do esforço envolvendo fadiga periférica foi encontrado que TP relativo ao pós é diferente após 10 minutos do fim do esforço ($p < 0,05$) e TC é diferente do minuto 5 para o minuto 10 após o esforço ($p < 0,05$). Na aplicação do esforço envolvendo fadiga central foi encontrado que TC é diferente entre o momento pós e o minuto 5 após a aplicação do esforço ($p < 0,05$) (Tabela 4).

Tabela 4. Diferenças estatísticas entre os momentos relativos a *Twitch Control* (TC) e *Twitch Potentiated* (TP) para os dois esforços. Parâmetros resultantes da análise neuromuscular proveniente da musculatura extensora do cotovelo

Situação	Esforço envolvendo fadiga periférica		Esforço envolvendo fadiga central	
	TC (N)	TP (N)	TC (N)	TP (N)
Pré	23,2 ± 12,5*	27,5 ± 9,4*	21,9 ± 8,6*	27,9 ± 10,3*
Pós	16,5 ± 19,9 [#]	12,3 ± 6,3 ^{#&}	16,1 ± 6,7 ^{#&}	22,0 ± 8,5 [#]
5 min	15,6 ± 7,1 ^{&}	18,4 ± 8,9	18,9 ± 8,5	24,8 ± 10,1
10 min	14,0 ± 7,9	18,0 ± 8,5	19,3 ± 7,7	23,5 ± 9,5

Sendo * - diferença estatística com os demais valores pós esforço; [#] - diferença com os valores referentes a 5 min; & - diferença com os valores referentes a 10 min; Em todos os casos foi assumido uma significância de $p < 0,05$.

Diferenças entre os esforços – Membros Inferiores

Os esforços apresentaram diferenças estatísticas entre as situações pós para a musculatura extensora do joelho. Nos momentos pós, 5min e 10min os valores de TP estavam mais reduzidos após o esforço envolvendo fadiga central ($p < 0,05$) (Figura 4.9). Não foi encontrado diferenças estatísticas entre os momentos para os parâmetros TS e AV.

Figura 4.9. Comparação das respostas para musculatura extensora do joelho de dois esforços envolvendo fadiga neuromuscular. As figuras correspondem as variáveis: *Twitch Potentiated* (A), *Twitch Superimposed* (B) e Ativação Voluntária (C). Sendo FPer. – esforço envolvendo fadiga periférica; FCen. – esforço envolvendo fadiga central; * - diferença significante ($p < 0,05$).

Diferenças entre os esforços – Membros Superiores

A resposta muscular referente à análise da musculatura extensora do cotovelo apresentou comportamentos diferentes entre os momentos pós, 5min e 10 min após os dois esforços. Para a situação pós foram encontradas diferenças significantes entre os TS dados nas intensidades: 10, 20, 30 e 40% da CVM ($p < 0,05$) (Figura 4.10 - B). Para o momento 5min foi encontrado diferenças estatísticas entre TS aplicados nas intensidades: 10, 20 e 30% da CVM ($p < 0,05$) (Figura 4.10 – C). Para a situação após 10 minutos da aplicação dos esforços foi encontrado diferenças estatísticas entre todos os estímulos sobrepostos ($p < 0,05$) (Figura 4.10 - D).

Figura 4.10 *Twitch Superimposed* em diferentes taxas de contração submáximas aplicadas na musculatura extensora do cotovelo. Comparação entre os dois esforços durante os momentos pré (A), pós (B), 5min (C) e 10min (D). Sendo FPer. – Esforço envolvendo Fadiga Periférica; FCen. – Esforço envolvendo Fadiga Central; * - diferença estatística entre a resposta proveniente dos esforços ($p < 0,05$).

Foram encontradas diferenças significantes em relação a TC e TP referente aos dois esforços. Ao comparar TC e TP entre os dois esforços. Para TC foram encontradas diferenças entre os esforços para os minutos 5 e 10 após o esforço ($p < 0,05$), enquanto que para TP foi encontrado diferença entre todos os momentos após o esforço ($p < 0,05$) (Figura 4.11).

Figura 4.11. Comparação de *Twitch Control* (A) e *Twitch Potentiated* (B) entre esforços envolvendo fadiga periférica e central para a musculatura extensora do cotovelo. Sendo FPer. – Esforço envolvendo Fadiga Periférica; FCen. – Esforço envolvendo Fadiga Central; * - diferença significante entre os esforços ($p < 0,05$).

Alteração dos coeficientes de reta – Membros Superiores

Sugerido como hipótese, a fadiga estabelecida por meios diferentes (mecanismos central ou periférico) poderia ocasionar mudanças na resposta a estimulação de acordo com a taxa de força utilizada pela musculatura extensora do cotovelo para sobreposição. Desta forma, foram calculados os coeficientes: angular, linear e de determinação para todas os momentos.

Depois de estabelecido o coeficiente linear (CoefL), coeficiente angular (CoefA) e coeficiente de determinação (R^2), não foram encontradas diferenças significantes nas três situações Pré para ambos os esforços. Com isso, os três momentos Pré foram transformados em um valor único, representado pela média geral dos três momentos Pré.

Ao comparar os momentos para ambos os esforços, foi encontrado que o momento Pré é significativamente diferente das demais situações (pós-teste, 5 e 10 min pós teste) para CoefL, CoefA e R^2 ($p < 0,05$). Além disso, para o esforço envolvendo fadiga central também foi encontrado que o CoefL também foi diferente estatisticamente entre os momentos Pós e 10min (Tabela 6).

Tabela 5. Valores médios $\pm$ desvio padrão dos coeficientes: linear (CoefL), angular (CoefA) e de determinação (R^2). Visualização das diferenças entre os momentos para ambos os esforços envolvendo fadiga neuromuscular.

Mom.	Esforço envolvendo fadiga periférica		
	CoefL	CoefA	R^2
Pré	69,89 $\pm$ 11,52*	-29,69 $\pm$ 17,18*	0,91 $\pm$ 0,08*
Pós	55,95 $\pm$ 7,64	-53,47 $\pm$ 35,77	0,80 $\pm$ 0,21
5 min	56,75 $\pm$ 12,53	-51,93 $\pm$ 51,38	0,74 $\pm$ 0,31
10 min	58,85 $\pm$ 17,27	-42,60 $\pm$ 37,48	0,66 $\pm$ 0,34
Mom.	Esforço envolvendo fadiga central		
	CoefL	CoefA	R^2
Pré	74,32 $\pm$ 18,94*	-31,41 $\pm$ 14,98*	0,94 $\pm$ 0,08*
Pós	57,94 $\pm$ 22,29	-26,59 $\pm$ 37,83	0,86 $\pm$ 0,17
5 min	66,32 $\pm$ 18,10	-35,86 $\pm$ 23,70	0,82 $\pm$ 0,19
10 min	68,34 $\pm$ 12,18[#]	-32,34 $\pm$ 17,06	0,87 $\pm$ 0,13

Sendo Mom. – Momento; * - diferença significativa dos demais valores ($p < 0,05$); [#] - diferença significativa com o valor referente a pós ($p < 0,05$).

Ao comparar estes parâmetros entre os esforços foi encontrada diferença significativa entre CoefA para o momento pós ($p < 0,05$) (Figura 4.12 – A), e entre R^2 para o momento 10min ($p < 0,05$) (Figura 4.12 – B). Não foram encontradas diferenças para CoefL.

Figura 4.12. Representação gráfica das alterações dos coeficientes: Linear, Angular (A) e de determinação (B). Sendo FPer. – Esforço envolvendo Fadiga Periférica; FCen – Esforço envolvendo Fadiga Central; CL – Coeficiente Linear; CA – Coeficiente Angular; R^2 – Coeficiente de Determinação; * - diferença estatística ($p < 0,05$).

4.5. Discussão

Inicialmente foi proposto o objetivo principal: verificar a sensibilidade de um protocolo proposto para identificação da fadiga neuromuscular. Com base neste estudo, o protocolo foi capaz de verificar reduções em parâmetros neuromusculares como TS aplicados em contrações submáximas na musculatura extensora do cotovelo (Figura 4.7 e 4.8). Dessa forma, a utilização de estimulações submáximas para a musculatura extensora do cotovelo é um parâmetro sensível a alterações de ordem neuromuscular.

Como objetivo secundário foi proposto: verificar se o protocolo proposto para análise, de fato, resulta em fadiga ou estimula o processo de potencialização neuromuscular. Os resultados deste experimento apontam que, tanto as contrações submáximas quanto as CVM para membros inferiores, não foram capazes de causar alterações de ordem neuromuscular (Tabela 2.1).

Quanto ao objetivo terciário, foi proposto: testar a capacidade de um protocolo em identificar fadiga central e periférica e, para isso, foi utilizado um ajuste matemático de ordem linear para responder esta questão. Foram encontradas diferenças entre os dois esforços (Figura 4.12). Entretanto, não é possível confirmar se o método linear é capaz de discriminar fadiga central e periférica uma vez que o esforço envolvendo fadiga central não tenha apresentado uma alteração significativa no parâmetro de TS aplicado na musculatura extensora do joelho (Figura 4.9).

Os produtos iniciais da avaliação neuromuscular

Criar um protocolo com sensibilidade para identificar fadiga neuromuscular inclui alguns pressupostos, mas assim como foi citado anteriormente, existe uma possível fragilidade do tríceps braquial em tarefas envolvendo contrações máximas, sendo suscetível a apresentar fadiga central (18, 38) fadiga periférica (35) e até PPA (16) dependendo da duração do estímulo.

Tendo em vista que foram realizadas três coletas antes da aplicação de o esforço envolvendo fadiga (central ou periférica), o primeiro resultado a ser discutido é a capacidade do protocolo de avaliação neuromuscular em situações de estresse para musculatura analisada, tanto para membros inferiores quanto superiores.

Os resultados das três situações que antecederam o esforço (Pré1, Pré2 e Pré3) apontaram para uma boa reprodução dos valores de TP, TS e AV antes da aplicação do esforço

envolvendo fadiga central. Entretanto, para as três situações prévias a aplicação do esforço envolvendo fadiga periférica foi encontrado que o pré 1 obteve valor mais alto que pré 3 para TS (Tabela 2.2).

De fato, este resultado é preocupante se for considerado que TS tem relação com a fadiga central (5), sugerindo que o protocolo de avaliação aplicado na musculatura extensora do cotovelo pode ter induzido a uma fadiga central ainda durante sua realização, uma vez que a sequência de avaliações iniciava com extensão de cotovelo e na sequência era realizado na extensão de joelho. Entretanto, quando foram realizadas as coletas Pré1, Pré2 e Pré3 antes do esforço envolvendo fadiga central, TS não se altera, eliminando a hipótese de uma fadiga central por parte da análise de fadiga neuromuscular da musculatura extensora do cotovelo.

O motivo pelo qual a análise prévia a aplicação do exercício envolvendo fadiga periférica possa ter apresentado inconsistência, ao contrário da prévia ao esforço envolvendo fadiga central, pode estar relacionada com a familiarização. Apesar de uma parte do grupo ter participado dos outros estudos e possuir familiarização com o a EM na musculatura extensora do cotovelo, nenhum participante foi familiarizado para análise de extensão do joelho, sendo esta uma limitação deste estudo que pode ser responsável pela oscilação de TS para o momento que antecedia o esforço no primeiro dia de coleta (esforço envolvendo fadiga periférica).

Ainda neste escopo, cabe ressaltar que a falta de familiarização por parte de alguns participantes para a análise de membro superior pode ter sido responsável por outra alteração nas situações que antecederam o esforço envolvendo fadiga periférica na musculatura extensora do cotovelo. Na situação prévia a ambos os esforços foi visto consistência dos valores de TC, TP e TS nas intensidades de 10 a 40% da CVM. Entretanto, no momento que antecedia a aplicação do esforço envolvendo fadiga periférica foram encontradas inconsistências entre Pré1 e Pré2 referentes aos estímulos aplicados na intensidade de 50% da CVM para musculatura extensora do cotovelo (Tabela 2.1).

Tendo em vista que não foi acusada fadiga central por parte de membros inferiores (Figura 4.9), e tomando por base que nos momentos prévios a aplicação do esforço envolvendo fadiga central não foi encontrado diferenças entre Pré1, Pré2 e Pré3 nesta mesma intensidade (50% da CVM), possivelmente esta oscilação seja resultante da falta de familiarização por parte de alguns participantes, uma vez que o protocolo para fadiga periférica tenha sido aplicado primeiro.

Diferenças entre TC e TP

Para a predição de ativação muscular, o valor do pulso aplicado sob a musculatura relaxada tem importante papel para estabelecer a AV(5). Apesar de Gandevia (5) já ter retratado a importância do uso do pulso controle na equação da AV, ele também afirmou que a utilização de um pulso controle após uma CVM poderia ser potenciado (TP) e gerar valores mais elevados que um pulso dado antes da CVM (TC). Além disso, o autor também reforça que a relação e diferença entre TC e TP não estava bem estabelecida. Ou seja, pouco se sabe quanto as respostas destes parâmetros para o mesmo tipo de fadiga.

De fato, uma dúvida muito frequente sobre a fadiga neuromuscular é “*Qual modelo de pulso controle é melhor, TP ou TC?*”. Entretanto, a pergunta certa para obter a melhor resposta para a pergunta anterior é “*O que TP e TC aferem?*”. Hamada, Sale e Macdougall (16) fizeram um modelo de análise que incluía 3 etapas: um TC, uma CVM de 10s e uma TP e concluíram que a TP é mais alta em função de uma PPA.

Apesar da necessidade de um estudo específico para comparar TC, TP e a relação de fibras musculares que são ativas em cada circunstância, é possível formular uma boa hipótese para esta diferença ocorrida. A PPA age em fibras de contração do tipo 2 (contração rápida) (91, 96) promovendo a fosforilação da miosina de cadeia leve, que por sua vez, aumenta a sensibilidade do ciclo actina-miosina para a permeabilidade de Ca^{+} (90), ciclo que aumentaria a resposta de força evocada durante uma EM. Dessa forma, é possível que TP conte com um recrutamento extra de fibras musculares (principalmente do tipo 2) que TC não compreende.

Ambos os esforços realizados no presente estudo induziram a uma queda dos valores de TC e TP para musculatura extensora do cotovelo em relação a situação Pré (Tabela 4). Entretanto, o comportamento da força evocada exibida após os esforços (fadiga central ou periférica) foi diferente.

Quando foram avaliadas as diferenças entre os momentos relacionados ao esforço envolvendo fadiga periférica, foi visto que TC teve um decaimento contínuo, contrastado por diferenças estatísticas apontando que os valores Pós estão mais elevados que o 5min, e 5min mais elevado que 10min. Após o mesmo esforço (envolvendo fadiga periférica), TP apresentou um decaimento dos valores basais na situação pós, seguido de uma breve recuperação (no momento 5min os valores de TP estavam mais elevados que na situação Pós) e uma estabilização da mesma (Tabela 4). Estes resultados contrastam que, após um esforço envolvendo fadiga periférica, TC não foi tão sensível à recuperação quanto TP.

Quando foram comparados os momentos decorrentes do esforço envolvendo fadiga central, foi verificado que TC e TP apresentaram comportamento semelhante ao decorrer do tempo: diminuição no momento Pós, recuperação no momento 5min e estabilização no momento 10min (Tabela 4). Pelos resultados médios apresentados na tabela 4, também é possível notar que a dimensão de diferença entre TC e TP após o esforço envolvendo fadiga central foram similares para todos os momentos.

No estudo de Bilodeau (18) foi visto que a redução do pulso aplicado na musculatura relaxada coincidiu com uma redução de valores de atividade muscular (pelo EMG) e ativação voluntária, desta forma o autor concluiu que houve fadiga central. Como foi possível observar neste estudo, o pulso controle, seja ele TC ou TP, respondeu a fadiga central. Apesar de Bilodeau (18) realçar a tendência a fadiga central que o tríceps braquial possui, apenas com resultados destes parâmetros, não seria possível identificar se a tarefa envolvendo fadiga periférica gerou fadiga central para o presente estudo (resultado que vai ser discutido com mais profundidade nos próximos tópicos).

A comparação dos parâmetros TC e TP em função do tempo contrasta outra limitação do presente estudo: a não utilização de EMG. Portanto, não é possível afirmar com precisão a relação destes parâmetros com a atividade muscular e as fibras específicas. Entretanto, considerando a possível relação de TP com fibras do tipo 2 (16, 91, 96), é possível que, após o esforço envolvendo de fadiga periférica, todos os tipos de fibra (referentes a musculatura extensora do cotovelo) tenham sofrido algum tipo de comprometimento neuromuscular, como foi ilustrado pelo comportamento de decaimento de TC e TP. Por outro lado, a recuperação de TP fortalece a hipótese de que TP compreende mais fibras do tipo 2, uma vez que sua ressíntese energética seja mais rápida (121, 122) proporcionando uma resposta muscular mais próxima da condição inicial (antes do esforço).

Quando comparado entre os esforços, apesar de TC e TP não obterem diferença significativa no Pré, foram encontradas diferenças entre os resultados após a aplicação dos esforços (Figura 4.11). Para TC, apesar de ambos esforços apresentarem valores sem diferença na situação Pós, a recuperação após a aplicação do esforço envolvendo fadiga central é significativamente maior que as respostas da TC após o esforço envolvendo fadiga periférica (Figura 4.11 – A). Quanto aos valores de TP, apesar da similaridade no comportamento ao decorrer das situações pós, 5min e 10min de ambos esforços, este parâmetro obteve valores significativamente inferiores após o esforço envolvendo fadiga periférica.

A significativa redução de TP após o esforço envolvendo fadiga periférica indica que o protocolo foi mais agressivo em momentos diferentes após a aplicação do esforço quando

comparado a TC. Mesmo que TP apresente valores com diferenças em todos os momentos após aplicação do protocolo, para TC a diferença só é notável estatisticamente após o momento 5min. Apesar de o presente resultado indicar que TC e TP tiveram sensibilidade para diferenciar os estímulos dos protocolos (Figura 4.11), ainda não é possível concluir que estes parâmetros são capazes de diferenciar fadiga central e periférica uma vez que este resultado apenas indique que o esforço envolvendo fadiga periférica gerou uma disfunção maior na resposta da musculatura extensora do cotovelo.

Fadiga neuromuscular em membros inferiores

Os resultados da análise de fadiga neuromuscular para membros inferiores serviram como contraprova para a existência ou ausência de fadiga central para ambos os protocolos, de forma que se houvesse diminuição dos estímulos neurais provenientes do sistema nervoso central em direção a musculatura extensora do joelho, é esperado que aja alteração dos valores de TS da mesma porção, indicando fadiga central (5, 6). Além disso, de forma adicional, este estudo ainda forneceu informações de TP e percentil de AV para as análises.

Ao comparar os momentos, não foram encontradas diferenças estatísticas para TS e AV para ambos os protocolos, contrastando que o estresse sofrido por ambos os protocolos não foi capaz de alterar de forma considerável estes parâmetros (Tabela 3). Apesar de TP permanecer estatisticamente inalterada para o esforço envolvendo fadiga periférica, foi encontrada uma diminuição substancial dos valores deste parâmetro após a aplicação do esforço envolvendo fadiga central, indiciando a manifestação de fadiga periférica após este protocolo (Tabela 3).

Os três parâmetros analisados (TP, TS e AV) foram comparados entre os esforços e não foram encontradas diferenças entre os valores de TS e AV, confirmando que, apesar da tendência a alteração, para esses parâmetros, a perturbação da via central não foi suficiente para reduzir significativamente (Figura 4.9 – B e C). Por outro lado, o esforço envolvendo fadiga central se mostrou capaz de promover fadiga de ordem periférica, uma vez que os valores de TP se apresentaram estatisticamente reduzidos (5) após o esforço envolvendo fadiga central quando comparados ao esforço envolvendo fadiga periférica (Figura 4.9 – A).

Esses resultados confirmam que: o estresse causado pelo esforço envolvendo fadiga periférica não foi suficiente para provocar fadiga central; o protocolo utilizado para promover fadiga central é capaz de induzir a fadiga periférica e; o protocolo utilizado para promover fadiga central não causou estresse central de forma significativa.

A partir destas informações é importante destacar inicialmente que o esforço envolvendo fadiga periférico promoveu fadiga neuromuscular de predomínio periférico para própria região extensora do cotovelo, sem desenvolvimento significativo de fadiga central. Também foi evidenciado que as alterações neuromusculares encontradas pela análise da musculatura extensora do cotovelo após o esforço envolvendo fadiga central não obtiveram influência significativa de fadiga central, uma vez que a mesma não tenha sido manifestada de forma significativa pela análise de membros inferiores.

Como pode ser visto na figura 4.9, a tarefa adaptada envolvendo um esforço envolvendo fadiga central utilizada no presente estudo (108, 118) não foi suficiente para induzir a fadiga central. Peltonen, Hakkinen e Avela (118), após investigar três modelos de treinamento, encontraram que um modelo de sessão de treinamento de força máxima era capaz de induzir a fadiga central, tomando por base a diminuição de AV e dos valores de TS na região da musculatura extensora do joelho. Neste mesmo estudo (118), os autores ainda evidenciaram que o treino de força explosiva também era apresentava fadiga central, entretanto, este era acompanhado de um alto desenvolvimento de fadiga periférica quando comparado ao esforço voltado para força máxima (118).

Apesar do estudo de Peltonen, Hakkinen e Avela (118) utilizarem EM, sua aplicação foi limitada a equipamentos pneumáticos ou com sistema “*wheight-stack*” para realizar extensão de joelho de forma bilateral. O presente estudo buscou justificar a adaptação e utilização deste modelo de treinamento (sessão de força máxima proposta por Peltonen, Hakkinen e Avela (118)) por fatores como: acesso limitado que o presente estudo teve a equipamentos pneumáticos e “*wheight-stack*” com grande capacidade de carga (uma vez que o treino seria realizado na repetição máxima) e; foi considerado que quanto maior o envolvimento muscular mais rápido seria estabelecido fadiga central (5) desta forma o aumento da porção envolvida no exercício, com o mesmo modelo de sessão de treino para força máxima, parecia ser uma boa estratégia para promover fadiga central. Nestes aspectos, o estudo de Linnamo, Hakkinen e Komi (108) seriam fundamentais para ajustar e adaptar a tarefa da sessão envolvendo esforço por utilizar o *Leg-press 45°*.

O estudo de Linnamo, Hakkinen e Komi (108) se limitou a investigar fadiga dois modelos de treinamento: força (que não envolvia carga máxima) e explosivo. A estrutura das sessões eram bem similares ao treinamento hipertrófico e de força explosiva utilizado por Peltonen, Hakkinen e Avela (118). Apesar dos resultados de Linnamo, Hakkinen e Komi (108) revelarem alta influência de fadiga central e periférica por ambos os protocolos, houve a limitação metodológica de não usar EM para confirmar os resultados.

Finalmente, utilizar o modelo de série proposto por Peltonen, Hakkinen e Avela (118) em um equipamento com maior envolvimento muscular como foi proposto por Linnamo, Hakkinen e Komi (108), não foi eficiente em reduzir a AV e TS (Figura 4.9 – B), dessa forma, a tarefa não promoveu fadiga central de forma significativa, sendo esta a maior limitação do presente estudo. Cabe ainda ressaltar, que os resultados de Linnamo, Hakkinen e Komi (108) devem ser interpretados com muito cuidado em função do método de análise empregado para quantificar a fadiga neuromuscular em seu estudo.

Estimulação em contrações submáximas na musculatura extensora do cotovelo

A utilização de diferentes taxas de contração submáxima foi uma estratégia adotada para tentar cercar ainda mais o problema de utilizar a estimulação na musculatura extensora do cotovelo. Foi visto que após a aplicação de ambos os protocolos de fadiga a TS reduziu em todas intensidades de contração submáxima. Entretanto, a resposta após a execução de cada tarefa envolvendo fadiga foram diferentes.

Ao comparar os diferentes momentos, foi evidenciado que, após o esforço envolvendo fadiga periférica, os valores de TS aplicado na maioria das contrações submáximas foram similares. Estes valores de TS permaneceram grupados, sem apresentar sinais de re-estabilização com o decorrer do tempo (Figura 4.7). Esta informação se confirma uma vez que TS de todas as intensidades em todos os momentos que sucedem a realização da tarefa (Pós, 5min e 10min) tenham apresentado diferença estatística com a situação pré ($p < 0,05$) e, em geral, não apresentaram diferença significativa entre si. A única diferença encontrada entre os momentos que sucederam a tarefa foi para TS aplicada a 10% e da CVM entre 5min e os demais momentos (Pré, Pós e 10min) ($p < 0,05$).

A breve diferença encontrada para a TS na intensidade de 10% da CVM tornou o momento 5min diferente dos demais, indicando que, para ambas esta intensidade de contração submáxima, TS obteve um comportamento de decaimento (pós), recuperação (5min) e decaimento novamente (10min). Este comportamento encontrado não foi visto após o esforço envolvendo fadiga central (Figura 4.8) e sua relevância deve ser estudada mais a fundo.

Ainda analisando as diferenças entre momentos encontrada para TS aplicada a 10% da CVM após o esforço envolvendo fadiga periférica, cabe ressaltar que, assim como foi mostrado no material complementar (apêndice C), a TS aplicada a 10% da CVM não apresenta diferenças estatísticas do pulso dado na musculatura relaxada. Não é possível saber a influência e o impacto do TS para esta intensidade nas fibras musculares (limitação quanto ao não uso de

EMG). Entretanto, foi possível notar que, após o esforço envolvendo fadiga periférica, TS em contrações submáximas de 10% da CVM e TC (Figura 4.7; Figura 4.11 - A) não obtiveram um comportamento similar, uma vez que é possível notar o decaimento constante por parte dos valores de TC após o mesmo esforço (Tabela 4).

Esta etapa do estudo mostra que, apesar de não haver diferença estatística entre TC e a estimulação a 10% da CVM em condições normais (como foi visto no apêndice C), estes parâmetros compreendem respostas musculares diferentes quando a musculatura é submetida a um esforço envolvendo fadiga periférica. Por outro lado, o comportamento de TS a 10% da CVM se assemelha ao comportamento de TP após o mesmo protocolo (Tabela 4), sugerindo que possa existir alguma semelhança quanto à atividade muscular responsável por ambos. Esta relação deve ser estudada com mais profundidade incluindo ferramentas como EMG para verificar a existência de diferenças nos tipos de fibras recrutadas para as duas situações de estimulação (relaxada e contraindo a 10% da CVM).

Os resultados das TS em diferentes porcentagens da CVM após o esforço envolvendo fadiga central ilustraram uma possível recuperação (Figura 4.8). Apesar de todos os momentos após a aplicação do protocolo terem se diferenciado estatisticamente dos valores Pré, é importante destacar o comportamento para as diferentes intensidades que receberam TS. Enquanto as TS aplicadas a 10, 20 e 30% da CVM apresentaram diferenças estatísticas entre todas as situações (Pré, Pós, 5 e 10 min) ($p < 0,05$), foi possível observar que as TS aplicadas nas intensidades de 40 e 50% apresentaram menos diferenças estatísticas entre si (única diferença estatística entre os momentos que sucederam o esforço foi para TS aplicada a 40% da CVM: diferença entre as situações 5 e 10 min; $p < 0,05$). Desta forma, é possível destacar o comportamento disperso entre as TS aplicadas em contrações submáximas inferiores a 30% da CVM e o comportamento agrupado para as TS aplicadas em contrações submáximas superiores a 40% da CVM (Figura 4.8).

O fato dos valores de TS em intensidades menores estar menos agrupados, e a leve tendência que as intensidades mais elevadas apresentaram ao se “agrupar” com o decorrer da recuperação após o esforço envolvendo fadiga central (Figura 4.8), foi um comportamento diferente do encontrado após o esforço envolvendo fadiga periférica, que permaneceram grupadas do começo ao fim (Figura 4.8), diferença que será discutida a seguir ao comparar os dois protocolos de fadiga.

Quando foi comparado o impacto de cada esforço sobre as TS aplicadas em diferentes intensidades é notável uma diferença no comportamento que sucede o esforço. Na situação pós, apesar do gráfico de força evocada para ambos os protocolos estarem reduzidos quando

comparado com a situação pré (como visto e confirmado anteriormente pelas figuras 4.7 e 4.8), os valores de TS após o esforço envolvendo fadiga periférica permanecem reduzidos em comparação aos TS que sucederam o esforço envolvendo fadiga central (Figura 4.10).

Tomando como base as comparações entre os esforços, no momento Pós (Figura 4.10 – B) existem diferenças apenas entre os esforços para as TS dadas a 10, 20, 30 e 40% da CVM. Apesar da diferença permanecer apenas entre TS aplicadas a 10, 20 e 30% da CVM no momento 5min (Figura 4.10 – C), todos os valores de TS após o esforço envolvendo fadiga periférica estão inferiores aos do esforço envolvendo fadiga central no momento 10min (Figura 4.10 – D). Esses resultados ilustram um contexto o qual, apesar de os esforços promoverem a redução das TS em diferentes intensidade de contração submáxima, é possível notar a diferença entre os dois esforços (voltado para fadiga central e periférica) desde a situação Pós (Figura 4.10 – B). Além disso, é possível confirmar que após 10 minutos a fadiga neuromuscular é mais persistente quando relacionada ao esforço envolvendo fadiga periférica (Figura 4.10 – C e D).

Em geral, o cenário exibido pelas duas situações (envolvendo fadiga neuromuscular) promovem um comportamento de decaimento da força evocada em relação a taxa de contração voluntária realizada, situação que também foi relatada por Temesi et al.,(41). Em seu estudo foi utilizado estimulação magnética transcraniana em diferentes porcentagens de CVM para extensão de joelho na finalidade de investigar a fadiga central após uma corrida de longa distância. A utilização conjunta da estimulação magnética transcraniana e EM é capaz de fornecer informações sobre a capacidade espinal e supraespinal em responder a um estresse (5). Apesar de Temesi et al.,(41) utilizarem as intensidades submáximas para estimar o pulso controle, como outros estudos já fizeram (39, 40), cabe ressaltar que a dimensão da força gerada com os pulsos foi diferente para cada intensidade, assim como visto no presente estudo com a figura 4.10.

Proposta de um novo modelo de análise de fadiga neuromuscular

De fato, se é possível criar um modelo matemático onde uma regressão linear com TS em intensidades submáximas é capaz de prever o valor de TS para uma CVM (123) ou de TC em condições de repouso (39-41), este estudo propôs a hipótese de que esta função também

possa ser sensível a alterações de ordem central e periférica. Isto, pois os extremos desta função matemática, ilustrados por TS (aplicado em condições de CVM) e TC (ou TS e TP dependendo da referência do estudo), representam importantíssimos parâmetros da modulação neuromuscular (5). Esta hipótese foi testada neste estudo por meio da criação de uma regressão linear com cinco pontos (referente as TS aplicadas em diferentes contrações submáximas). Por meio desta análise três parâmetros matemáticos foram analisados: CoefL, CoefA e R^2 .

Ao comparar os momentos, foi possível verificar que ambos os esforços exerceram estresse suficiente a ponto dos valores de Pós, 5min e 10min terem sofrido alterações significantes ($p < 0,05$) nos três parâmetros analisados (CoefL, CoefA e R^2) (Tabela 6.). Também foi possível notar que após o esforço envolvendo fadiga central o parâmetro CoefL apresenta tendência a reestabilização no momento 10min, uma vez que os valores para esta situação já se encontram mais elevados que os valores de pós ($p < 0,05$) (Tabela 6).

Quando os produtos dos esforços são comparados entre si, foi encontrado que na situação Pós houve resposta contrária para CoefA (Figura 4.12 – A). Enquanto o esforço envolvendo fadiga periférica apresentou uma súbita redução de CoefA, o esforço envolvendo fadiga central obteve um leve aumento. É importante salientar que, enquanto a tabela 6 é uma representação da média dos valores de CoefA, CoefL e R^2 de todos os participantes, as figuras 4.7 e 4.8 exibem um comportamento médio da força evocada. Apesar da impressão que estas figuras possam passar quanto aos coeficientes das retas, é de suma importância compreender que estes gráficos apenas ilustram o comportamento médio da força evocada, logo, se for realizado uma regressão linear com estes valores, será uma representação equívoca das médias de força para tais situações e não dos coeficientes individuais dos participantes.

O CoefA é o representante matemático da angulação da reta, portanto, qualquer alteração neste parâmetro é resultante de um desequilíbrio acentuado pelas extremidades da reta (considerando que os valores de R^2 são compatíveis com esta mudança quando se encontram próximos a 1, ilustrando pouca dispersão dos pontos).

Observando que não houve diferença média significativa entre os momentos Pré para CoefA, uma redução deste parâmetro após o esforço envolvendo fadiga periférica pode contrastar três situações: redução por parte da extremidade que compreende os valores de estimulações mais “altos” (próximos a TC/TP e TS a 10% da CVM); aumento por parte da extremidade que compreende valores mais elevados de estimulação (TS a 40 e 50% da CVM); e o conjunto das duas alterações citadas anteriormente. Como observado no material complementar (apêndice C), se for aplicada uma estimulação sobreposta a uma contração submáxima próxima a 76% da CVM, o valor de força estaria próximo ao limite de

superimposição, portanto, não é possível afirmar se houve redução ou aumento por parte desta extremidade da regressão linear.

Entretanto, é possível que a diminuição média de CoefA ilustre a fadiga periférica uma vez que seja considerado: valores sem alteração quanto a TS para membros inferiores após o esforço envolvendo fadiga periférica (Figura 4.9) (cenário que contrasta a ausência significativa de fadiga central), estado que não alteraria de forma significativa uma possível TS a 100% da CVM na musculatura extensora do cotovelo (5); e a súbita redução de TP para musculatura extensora do cotovelo após o esforço envolvendo fadiga periférica (Tabela 4), sendo esta redução maior após este quando comparado com o esforço envolvendo fadiga central (Figura 4.11 - B).

O aumento médio de CoefA após o esforço envolvendo fadiga central pode retratar uma situação contrária a citada anteriormente. Apesar de não ter sido constatado fadiga central, existe a possibilidade de que um mínimo estresse de ordem central (Tabela 3) poderia influenciar em uma das extremidades da reta (referente a extremidade onde os valores de TS aplicados a 40 e 50% da CVM - Figura 4.8) acompanhada de uma redução menos acentuada por parte do pulso na musculatura relaxada (como visto TP na tabela 4), seria capaz de aumentar o CoefA de forma discreta. Entretanto, não é possível afirmar que o aumento desta variável condiz com a fadiga central uma vez que este quadro de fadiga não tenha se instalado de forma significativa (Tabela 3).

Outra diferença encontrada entre os protocolos foi em relação ao R^2 . Apesar de ambos os esforços promoverem desordem da determinação retilínea da regressão linear, no momento 10min os valores de R^2 são menores após o esforço envolvendo fadiga periférica, ilustrando uma desordem mais persistente comparada ao esforço envolvendo fadiga central (Figura 4.12 – B).

Finalmente, mais estudos devem ser realizados com a finalidade de investigar a possibilidade da dispersão dos valores de força evocada de TS em contrações submáximas serem um fator capaz de diferenciar fadiga central e periférica. É importante considerar que a utilização de uma regressão linear para estes parâmetros, após o esforço envolvendo fadiga (principalmente a periférica), pode não ser a melhor forma de descrever matematicamente o comportamento dos mesmos uma vez que tenha sido verificado um baixo R^2 (Figura 4.12 – B).

4.6. Conclusão

É possível concluir que o protocolo utilizando EM para a musculatura extensora do cotovelo apresentou sensibilidade para verificar a fadiga neuromuscular. Também vale ressaltar que a utilização deste protocolo não promove alterações como PPA ou fadiga de quaisquer ordens. Entretanto, considerando que o esforço envolvendo fadiga central não promoveu fadiga central de forma significativa, a capacidade do protocolo em discriminar fadiga central e periférica é inconclusiva.

A utilização da regressão linear para investigar a origem da fadiga neuromuscular apresenta sensibilidade. Entretanto, foi incapaz de discriminar a origem da fadiga. Uma vez que o esforço envolvendo fadiga central não tenha promovido alterações centrais significantes (possivelmente enviesando os resultados do ajuste matemático), não é descartada a possibilidade de que a regressão linear seja um bom modelo de interpretação dos resultados.

Finalmente, após elucidar as questões voltadas a fadiga central, o próximo passo é submeter este protocolo de avaliação em um contexto esportivo e verificar sua validade no meio prático.

REFERÊNCIAS

1. Weineck J. Treinamento ideal. Barueri SP: Manole; 2003.
2. Willmore JH, Costill DL, Kenney WL. Fisiologia do esporte e do exercício. Manole ed2010.
3. Place N, Yamada T, Bruton JD, Westerblad H. Muscle fatigue: from observations in humans to underlying mechanisms studied in intact single muscle fibres. *European journal of applied physiology*. 2010;110(1):1-15.
4. Fitts RH. Cellular mechanisms of muscle fatigue. *Physiological reviews*. 1994;74(1):49-94.
5. Gandevia S. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological reviews*. 2001;81(4):1725-89.
6. Thomas K, Goodall S, Stone M, Howatson G, St Clair Gibson A, Ansley L. Central and Peripheral Fatigue in Male Cyclists after 4-, 20-, and 40-km Time Trials. *Medicine and science in sports and exercise*. 2015;47(3):537-46.
7. Shield A, Zhou S. Assessing voluntary muscle activation with the twitch interpolation technique. *Sports Medicine*. 2004;34(4):253-67.
8. Paillard T, Noé F, Passelergue P, Dupui P. Electrical stimulation superimposed onto voluntary muscular contraction. *Sports medicine*. 2005;35(11):951-66.
9. Bigland-Ritchie B, Jones D, Hosking G, Edwards R. Central and peripheral fatigue in sustained maximum voluntary contractions of human quadriceps muscle. *Clinical Science*. 1978;54(6):609-14.
10. Rutherford O, Jones D, Newham D. Clinical and experimental application of the percutaneous twitch superimposition technique for the study of human muscle activation. *Journal of neurology, neurosurgery & psychiatry*. 1986;49(11):1288-91.
11. Lampropoulou SI, Nowicky AV, Marston L. Magnetic versus electrical stimulation in the interpolation twitch technique of elbow flexors. *Journal of sports science & medicine*. 2012;11(4):709.
12. Behm D, St-Pierre D. Effects of fatigue duration and muscle type on voluntary and evoked contractile properties. *Journal of Applied Physiology*. 1997;82(5):1654-61.
13. Allen GM, McKenzie DK, Gandevia SC. Twitch interpolation of the elbow flexor muscles at high forces. *Muscle & nerve*. 1998;21(3):318-28.
14. Bergquist AJ, Clair JM, Collins DF. Motor unit recruitment when neuromuscular electrical stimulation is applied over a nerve trunk compared with a muscle belly: triceps surae. *Journal of Applied Physiology*. 2011;110(3):627-37.
15. Pietrosimone BG, Selkow NM, Ingersoll CD, Hart JM, Saliba SA. Electrode type and placement configuration for quadriceps activation evaluation. *National Athletic Trainers' Association, Inc*; 2011.
16. Hamada T, Sale DG, Macdougall JD. Postactivation potentiation in endurance-trained male athletes. *Medicine and science in sports and exercise*. 2000;32(2):403-11.
17. Kramer J, Lindsay D, Magee D, Mendryk S, Wall T. Comparison of voluntary and electrical stimulation contraction torques. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1984;5(6):324-31.
18. Bilodeau M. Central fatigue in continuous and intermittent contractions of triceps brachii. *Muscle & nerve*. 2006;34(2):205-13.
19. Milioni F. Associações entre, índices fisiológicos e fadiga neuromuscular com padrões de deslocamento e desempenho do chute de finalização no futsal. Rio Claro, SP: Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" - UNESP; 2014.

20. Ross EZ, Goodall S, Stevens A, Harris I. Time course of neuromuscular changes during running in well-trained subjects. *Med Sci Sports Exerc.* 2010;42(6):1184-90.
21. Place N, Lepers R, Deley G, Millet GY. Time course of neuromuscular alterations during a prolonged running exercise. *Medicine and science in sports and exercise.* 2004;36:1347-56.
22. Lucía A, Hoyos J, Pardo J, Chicharro JL. Metabolic and Neuromuscular Adaptations to Endurance Training in Professional Cyclists. A Longitudinal Study. *The Japanese journal of physiology.* 2000;50(3):381-8.
23. Girard O, Bishop DJ, Racinais S. Neuromuscular adjustments of the quadriceps muscle after repeated cycling sprints. *PloS one.* 2013;8(5):e61793.
24. Garrandes F, Colson SS, Pensini M, Seynnes O, Legros P. Neuromuscular fatigue profile in endurance-trained and power-trained athletes. *Medicine and science in sports and exercise.* 2007;39(1):149-58.
25. Boccia G, Dardanello D, Zoppiroli C, Bortolan L, Cescon C, Schneebeli A, et al. Central and peripheral fatigue in knee and elbow extensor muscles after a long-distance cross-country ski race. *Scandinavian journal of medicine & science in sports.* 2017;27(9):945-55.
26. Awiszus F, Wahl B, Meinecke I. Influence of stimulus cross talk on results of the twitch-interpolation technique at the biceps brachii muscle. *Muscle & nerve.* 1997;20(9):1187-90.
27. Millet GY, Lepers R. Alterations of neuromuscular function after prolonged running, cycling and skiing exercises. *Sports Medicine.* 2004;34(2):105-16.
28. Stanley W, Gertz EW, Wisneski J, Neese R, Morris D, Brooks G. Lactate extraction during net lactate release in legs of humans during exercise. *Journal of applied physiology.* 1986;60(4):1116-20.
29. Martin NA, Zoeller RF, Robertson RJ, Lephart SM. The comparative effects of sports massage, active recovery, and rest in promoting blood lactate clearance after supramaximal leg exercise. *Journal of athletic training.* 1998;33(1):30.
30. Delavier F. Guia dos movimentos de musculação: abordagem anatômica: Manole; 2000.
31. Aboodarda SJ, Šambaher N, Millet GY, Behm DG. Knee extensors neuromuscular fatigue changes the corticospinal pathway excitability in biceps brachii muscle. *Neuroscience.* 2017;340:477-86.
32. Burke D, Gandevia SC. Influence of stimulus cross talk on results of the twitch-interpolation technique at the biceps brachii muscle. *Muscle & nerve.* 1998;21(7):970-.
33. Smith ICH, Newham DJ. Fatigue and functional performance of human biceps muscle following concentric or eccentric contractions. *Journal of Applied Physiology.* 2007;102(1):207-13.
34. De Serres SJ, Enoka RM. Older adults can maximally activate the biceps brachii muscle by voluntary command. *Journal of Applied Physiology.* 1998;84(1):284-91.
35. Meszaros AJ, Iguchi M, Chang S-H, Shields RK. Repetitive eccentric muscle contractions increase torque unsteadiness in the human triceps brachii. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2010;20(4):619-26.
36. Maquet D, Forthomme B, Demoulin C, Jidovtseff B, Crielaard J-M, Croisier J-L. Isokinetic strength and fatigue of the elbow flexors and extensors in sedentary women. *Isokinetics and exercise science.* 2004;12(3):203-8.
37. Herbert R, Gandevia S. Twitch interpolation in human muscles: mechanisms and implications for measurement of voluntary activation. *Journal of Neurophysiology.* 1999;82(5):2271-83.
38. Bilodeau M, Erb MD, Nichols JM, Joiner KL, Weeks JB. Fatigue of elbow flexor muscles in younger and older adults. *Muscle & nerve.* 2001;24(1):98-106.
39. Cheng AJ, Rice CL. Voluntary activation in the triceps brachii at short and long muscle lengths. *Muscle & nerve.* 2010;41(1):63-70.

40. Becker R, Awiszus F. Physiological alterations of maximal voluntary quadriceps activation by changes of knee joint angle. *Muscle & nerve*. 2001;24(5):667-72.
41. Temesi J, Rupp T, Martin V, Arnal PJ, Féasson L, Verges S, et al. Central fatigue assessed by transcranial magnetic stimulation in ultratrail running. *Med Sci Sports Exerc*. 2014;46(6):1166-75.
42. Bigland-Ritchie B, Cafarelli E, Vollestad N. Fatigue of submaximal static contractions. *Acta Physiol Scand Suppl*. 1986;556:137-48.
43. Roberts A, Termin B, Reilly M, Pendergast D. Effectiveness of biokinetic training on swimming performance in collegiate swimmers. *Journal of Swimming Research*. 1991;7(3):5-11.
44. Edwards RH. Human muscle function and fatigue. *Human muscle fatigue: physiological mechanisms*. 1981:1-18.
45. Boyas S, Guével A. Neuromuscular fatigue in healthy muscle: underlying factors and adaptation mechanisms. *Annals of physical and rehabilitation medicine*. 2011;54(2):88-108.
46. Sahlin K. Muscle fatigue and lactic acid accumulation. *Acta physiologica Scandinavica Supplementum*. 1986;556:83-91.
47. Mutch B, Banister E. Ammonia metabolism in exercise and fatigue: a review. *Medicine and science in sports and exercise*. 1983;15(1):41-50.
48. Ament W, Verkerke GJ. Exercise and fatigue. *Sports Medicine*. 2009;39(5):389-422.
49. Coyle EF, Coggan AR, Hemmert M, Ivy JL. Muscle glycogen utilization during prolonged strenuous exercise when fed carbohydrate. *Journal of applied physiology*. 1986;61(1):165-72.
50. Millet GY. Can Neuromuscular Fatigue Explain Running Strategies and Performance in Ultra-Marathons? *Sports Medicine*. 2011;41(6):489-506.
51. Ohta M, Hirai N, Ono Y, Ohara M, Saito S, Horiguchi S, et al. Clinical biochemical evaluation of central fatigue with 24-hour continuous exercise. *Rinsho byori The Japanese journal of clinical pathology*. 2005;53(9):802-9.
52. Meeusen R, Watson P, Hasegawa H, Roelands B, Piacentini FM. Central fatigue: The serotonin hypothesis and beyond. *Sports Med*. 2006;36(10):881-909.
53. González-Alonso J, Teller C, Andersen SL, Jensen FB, Hyldig T, Nielsen B. Influence of body temperature on the development of fatigue during prolonged exercise in the heat. *Journal of applied physiology*. 1999;86(3):1032-9.
54. Denny-Brown D. On inhibition as a reflex accompaniment of the tendon jerk and of other forms of active muscular response. *Proceedings of the Royal Society of London Series B, Containing Papers of a Biological Character*. 1928;103(725):321-36.
55. Merton P. Voluntary strength and fatigue. *The Journal of physiology*. 1954;123(3):553-64.
56. Allen G, Gandevia S, McKenzie D. Reliability of measurements of muscle strength and voluntary activation using twitch interpolation. *Muscle & nerve*. 1995;18(6):593-600.
57. Dowling JJ, Konert E, Ljucovic P, Andrews DM. Are humans able to voluntarily elicit maximum muscle force? *Neuroscience letters*. 1994;179(1):25-8.
58. Walmsley R, Letts G, Vooys J. A comparison of torque generated by knee extension with a maximal voluntary muscle contraction vis-a-vis electrical stimulation. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1984;6(1):10-7.
59. Hales J, Gandevia S. Assessment of maximal voluntary contraction with twitch interpolation: an instrument to measure twitch responses. *Journal of neuroscience methods*. 1988;25(2):97-102.
60. Scaglioni G, Ferri A, Minetti AE, Martin A, Van Hoecke J, Capodaglio P, et al. Plantar flexor activation capacity and H reflex in older adults: adaptations to strength training. *Journal of Applied Physiology*. 2002;92(6):2292-302.

61. Connelly DM, Rice CL, Roos MR, Vandervoort AA. Motor unit firing rates and contractile properties in tibialis anterior of young and old men. *Journal of applied physiology*. 1999;87(2):843-52.
62. Yue GH, Ranganathan VK, Siemionow V, Liu JZ, Sahgal V. Evidence of inability to fully activate human limb muscle. *Muscle & nerve*. 2000;23(3):376-84.
63. Gandevia S, McKenzie D. Activation of human muscles at short muscle lengths during maximal static efforts. *The Journal of physiology*. 1988;407(1):599-613.
64. Hortobágyi T, Lambert NJ, Tracy C, Shinebarger M. Voluntary and electromyostimulation forces in trained and untrained men. *Medicine and science in sports and exercise*. 1992;24(6):702-7.
65. Strojnik V. Muscle activation level during maximal voluntary effort. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1995;72(1):144-9.
66. Poumarat G, Squire P, Lawani M. Effect of electrical stimulation superimposed with isokinetic contractions. *The Journal of sports medicine and physical fitness*. 1992;32(3):227-33.
67. Locicero RD. The Effect of Electrical Stimulation on Isometric and Isokinetic Knee Extension Torque: Interaction of the Kinestim Electrical Stimulator and the Cybex II+®. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1991;13(3):143-8.
68. Gandevia SC, McNeil CJ, Carroll TJ, Taylor JL. Twitch interpolation: superimposed twitches decline progressively during a tetanic contraction of human adductor pollicis. *The Journal of physiology*. 2013;591(5):1373-83.
69. Hatzikotoulas K, Patikas D, Ratel S, Bassa E, Kotzamanidis C. Central and peripheral fatigability in boys and men during maximal contraction. *Med Sci Sports Exerc*. 2014;46(7):1326-33.
70. Gandevia SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev*. 2001;81(4):1725-89.
71. Mohr T, Danzl L, Akers TK, Landry R. The effect of high volt galvanic stimulation on quadriceps femoris muscle torque. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1986;7(6):314-8.
72. Miller M, Downham D, Lexell J. Superimposed single impulse and pulse train electrical stimulation: A quantitative assessment during submaximal isometric knee extension in young, healthy men. *Muscle & nerve*. 1999;22(8):1038-46.
73. Behm D, Whittle J, Button D, Power K. Intermuscle differences in activation. *Muscle & nerve*. 2002;25(2):236-43.
74. Belanger A, McComas A. Extent of motor unit activation during effort. *Journal of Applied Physiology*. 1981;51(5):1131-5.
75. Westing S, Seger J, Thorstensson A. Effects of electrical stimulation on eccentric and concentric torque-velocity relationships during knee extension in man. *Acta Physiologica*. 1990;140(1):17-22.
76. Strojnik V. The effects of superimposed electrical stimulation of the quadriceps muscles on performance in different motor tasks. *The Journal of sports medicine and physical fitness*. 1998;38(3):194-200.
77. Amiridis I, Martin A, Morlon B, Martin L, Cometti G, Pousson M, et al. Co-activation and tension-regulating phenomena during isokinetic knee extension in sedentary and highly skilled humans. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1996;73(1):149-56.
78. Häkkinen K, Pastinen U, Karsikas R, Linnamo V. Neuromuscular performance in voluntary bilateral and unilateral contraction and during electrical stimulation in men at different ages. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1995;70(6):518-27.

79. Lawani M, Poumarat G. Contrôle postural et stimulation électrique. *Sci Mot.* 1994;22:3-8.
80. Garland S, Griffin L, Ivanova T. Motor unit discharge rate is not associated with muscle relaxation time in sustained submaximal contractions in humans. *Neuroscience letters.* 1997;239(1):25-8.
81. Marsden C, Meadows J, Merton P. " Muscular wisdom" that minimizes fatigue during prolonged effort in man: peak rates of motoneuron discharge and slowing of discharge during fatigue. *Advances in neurology.* 1983;39:169-211.
82. Woods J, Furbush F, Bigland-Ritchie B. Evidence for a fatigue-induced reflex inhibition of motoneuron firing rates. *Journal of Neurophysiology.* 1987;58(1):125-37.
83. Kernell D, Monster A. Motoneurone properties and motor fatigue. *Experimental Brain Research.* 1982;46(2):197-204.
84. Macefield G, Hagbarth K-E, Gorman R, Gandevia S, Burke D. Decline in spindle support to alpha-motoneurons during sustained voluntary contractions. *The Journal of physiology.* 1991;440(1):497-512.
85. Klein C, Rice C, Marsh G. Normalized force, activation, and coactivation in the arm muscles of young and old men. *Journal of Applied Physiology.* 2001;91(3):1341-9.
86. Kooistra R, De Ruiter C, De Haan A. Conventionally assessed voluntary activation does not represent relative voluntary torque production. *European journal of applied physiology.* 2007;100(3):309-20.
87. Morse CI, Thom JM, Birch KM, Narici MV. Tendon elongation influences the amplitude of interpolated doublets in the assessment of activation in elderly men. *Journal of applied physiology.* 2005;98(1):221-6.
88. Zhang L-Q, Nuber GW. Moment distribution among human elbow extensor muscles during isometric and submaximal extension. *Journal of biomechanics.* 2000;33(2):145-54.
89. Belanger A, McComas A, Elder G. Physiological properties of two antagonistic human muscle groups. *European journal of applied physiology and occupational physiology.* 1983;51(3):381-93.
90. Grange RW, Vandenboom R, Houston ME. Physiological significance of myosin phosphorylation in skeletal muscle. *Canadian Journal of Applied Physiology.* 1993;18(3):229-42.
91. Hamada T, Sale DG, MacDougall JD, Tarnopolsky MA. Postactivation potentiation, fiber type, and twitch contraction time in human knee extensor muscles. *Journal of applied physiology.* 2000;88(6):2131-7.
92. Bergh U, Thorstensson A, Sjödén B, Hultén B, Piehl K, Karlsson J. Maximal oxygen uptake and muscle fiber types in trained and untrained humans. *Medicine and science in sports.* 1978;10(3):151-4.
93. Widrick JJ, Trappe SW, Blaser CA, Costill DL, Fitts RH. Isometric force and maximal shortening velocity of single muscle fibers from elite master runners. *American Journal of Physiology-Cell Physiology.* 1996;271(2):C666-C75.
94. Schluter JM, Fitts RH. Shortening velocity and ATPase activity of rat skeletal muscle fibers: effects of endurance exercise training. *American Journal of Physiology-Cell Physiology.* 1994;266(6):C1699-C73.
95. Garner SH, Hicks AL, McComas AJ. Prolongation of twitch potentiating mechanism throughout muscle fatigue and recovery. *Experimental neurology.* 1989;103(3):277-81.
96. Vandervoort A, McComas A. A comparison of the contractile properties of the human gastrocnemius and soleus muscles. *European journal of applied physiology and occupational physiology.* 1983;51(3):435-40.
97. Elder G, Bradbury K, Roberts R. Variability of fiber type distributions within human muscles. *Journal of Applied Physiology.* 1982;53(6):1473-80.

98. Taylor JL, Allen GM, Butler JE, Gandevia S. Supraspinal fatigue during intermittent maximal voluntary contractions of the human elbow flexors. *Journal of Applied Physiology*. 2000;89(1):305-13.
99. Löscher W, Cresswell AG, Thorstensson A. Central fatigue during a long-lasting submaximal contraction of the triceps surae. *Experimental Brain Research*. 1996;108(2):305-14.
100. Williams D, Sharma S, Bilodeau M. Neuromuscular fatigue of elbow flexor muscles of dominant and non-dominant arms in healthy humans. *Journal of Electromyography and kinesiology*. 2002;12(4):287-94.
101. Jones D. High-and low-frequency fatigue revisited. *Acta Physiologica*. 1996;156(3):265-70.
102. Millet GY, Martin V, Martin A, Vergès S. Electrical stimulation for testing neuromuscular function: from sport to pathology. *European journal of applied physiology*. 2011;111(10):2489-500.
103. Edwards R, Hill D, Jones D, Merton P. Fatigue of long duration in human skeletal muscle after exercise. *The Journal of physiology*. 1977;272(3):769-78.
104. Hill CA, Thompson MW, Ruell PA, Thom JM, White MJ. Sarcoplasmic reticulum function and muscle contractile character following fatiguing exercise in humans. *The Journal of physiology*. 2001;531(3):871-8.
105. Dundon JM, Cirillo J, Semmler JG. Low-frequency fatigue and neuromuscular performance after exercise-induced damage to elbow flexor muscles. *Journal of Applied Physiology*. 2008;105(4):1146-55.
106. De Ruiter C, Elzinga M, Verdijk P, Van Mechelen W, De Haan A. Changes in force, surface and motor unit EMG during post-exercise development of low frequency fatigue in vastus lateralis muscle. *European journal of applied physiology*. 2005;94(5-6):659-69.
107. Rassier D, Tubman L, MacIntosh B. Staircase in mammalian muscle without light chain phosphorylation. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*. 1999;32(1):121-30.
108. Linnamo V, Häkkinen K, Komi P. Neuromuscular fatigue and recovery in maximal compared to explosive strength loading. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1997;77(1):176-81.
109. Löscher WN, Nordlund MM. Central fatigue and motor cortical excitability during repeated shortening and lengthening actions. *Muscle & nerve*. 2002;25(6):864-72.
110. Andersen LL, Aagaard P. Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contractile rate of force development. *European journal of applied physiology*. 2006;96(1):46-52.
111. Siegler JC, Marshall PW, Raftery S, Brooks C, Dowswell B, Romero R, et al. The differential effect of metabolic alkalosis on maximum force and rate of force development during repeated, high-intensity cycling. *Journal of Applied Physiology*. 2013;115(11):1634-40.
112. Taylor JL, Todd G, Gandevia SC. Evidence for a supraspinal contribution to human muscle fatigue. *Clinical and experimental pharmacology and physiology*. 2006;33(4):400-5.
113. Blijham PJ, Ter Laak HJ, Schelhaas HJ, Van Engelen B, Stegeman DF, Zwarts MJ. Relation between muscle fiber conduction velocity and fiber size in neuromuscular disorders. *Journal of Applied Physiology*. 2006;100(6):1837-41.
114. Allen G, Gandevia S, Neering I, Hickie I, Jones R, Middleton J. Muscle performance, voluntary activation and perceived effort in normal subjects and patients with prior poliomyelitis. *Brain*. 1994;117(4):661-70.
115. Lloyd A, Gandevia S, Hales J. Muscle performance, voluntary activation, twitch properties and perceived effort in normal subjects and patients with the chronic fatigue syndrome. *Brain*. 1991;114(1):85-98.

116. Botter A, Oprandi G, Lanfranco F, Allasia S, Maffiuletti NA, Minetto MA. Atlas of the muscle motor points for the lower limb: implications for electrical stimulation procedures and electrode positioning. *European journal of applied physiology*. 2011;111(10):2461.
117. Taylor JL, Gandevia SC. A comparison of central aspects of fatigue in submaximal and maximal voluntary contractions. *Journal of Applied Physiology*. 2008;104(2):542-50.
118. Peltonen H, Häkkinen K, Avela J. Neuromuscular responses to different resistance loading protocols using pneumatic and weight stack devices. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2013;23(1):118-24.
119. Brzycki M. Strength testing—predicting a one-rep max from reps-to-fatigue. *Journal of Physical Education, Recreation & Dance*. 1993;64(1):88-90.
120. Meneses A, Santana F, Soares A, Souza B, Souza D, Santos M, et al. Validade das equações preditivas de uma repetição máxima varia de acordo com o exercício realizado em adultos jovens treinados. *Revista Brasileira de Atividade Física & Saúde*. 2013;18(1):95-104.
121. Tesch P, Komi P, Häkkinen K. Enzymatic adaptations consequent to long-term strength training. *International journal of sports medicine*. 1987;8(S 1):S66-S9.
122. Tesch P, Thorsson A, Fujitsuka N. Creatine phosphate in fiber types of skeletal muscle before and after exhaustive exercise. *Journal of Applied Physiology*. 1989;66(4):1756-9.
123. Perumal R, Wexler AS, Kesar TM, Jancosko A, Laufer Y, Binder-Macleod SA. A phenomenological model that predicts forces generated when electrical stimulation is superimposed on submaximal volitional contractions. *Journal of applied physiology*. 2010;108(6):1595-604.

APÊNDICE A

Título: A aplicação de estimulação na musculatura extensora de cotovelo

Introdução

A análise de fadiga neuromuscular realizada por meio da análise de força em conjunto com a utilização de estimulação na musculatura avaliada muito tem sido utilizada em âmbito clínico e esportivo (1). Grande parte dos estudos envolvendo esses modelos de avaliação neuromuscular em membros superiores e membros inferiores (2-6) determinam dois parâmetros fundamentais para investigação da fadiga: um refere-se a diferença entre a força gerada por uma contração voluntária máxima (CVM) e a taxa de evocação muscular adicionada por estimulação (TS – *Twitch Superimposed*) e outro refere-se a um valor de estimulação com a musculatura relaxada (TC – *Twitch Control* ou TP – *Twitch Potentiated*, dependendo do momento de aplicação em relação a realização da contração voluntária máxima).

Para estabelecer estes parâmetros é necessário determinar a intensidade ideal para que o estímulo elétrico providencie a maior taxa de evocação muscular. Esta etapa, também conhecida como “limiar de eletroestimulação”, é constituído por um “Teste Progressivo de Eletroestimulação” (TPE) sendo constituído pela aplicação de vários estímulos (formato que consiste em intensidade crescente) com a musculatura alvo relaxada até que seja alcançado a menor intensidade de estimulação pela qual houve maior taxa de força evocada ou até o limite da dor do participante (2, 3).

De modo geral, os estudos descrevem que a relação entre a intensidade de eletroestimulação e a força evocada apresenta um comportamento de crescimento exponencial, seguida de um platô (7), especialmente para grandes grupos musculares, como por exemplo, o quadríceps femoral (1, 2, 8).

Embora alguns estudos tenham demonstrado uma resposta exponencial do TPE para a musculatura flexora do cotovelo (7, 9), evidências indicam que o fenômeno da co-ativação da musculatura antagonista pode interferir na resposta de força durante a estimulação do bíceps braquial (9) e especialmente do tríceps braquial (9-13).

O TPE é uma etapa importante que antecede a aplicação das técnicas que envolvem estimulação e análise de fadiga neuromuscular (1). Tendo em vista que a musculatura extensora do cotovelo tem apresentado co-ativação da musculatura

antagonista em intensidades mais elevadas de estimulação, estudos tem considerado a utilização da estimulação submáxima (9, 11-13).

Tendo em vista que o cenário envolvendo a estimulação da musculatura extensora do cotovelo é pouco estudado, uma investigação quanto a sua sensibilidade se faz necessária. Considerando a presença da co-ativação da musculatura antagonista, é possível que o comportamento referente a relação entre intensidade de estimulação e a força evocada nas musculaturas braquiais seja diferente das observadas em músculos maiores como o quadríceps femoral (2, 7).

Com base no exposto anteriormente, objetivo do presente estudo foi descrever e testar a consistência e a relação de força evocada com a intensidade de eletroestimulação na musculatura extensora do cotovelo, a partir de duas configurações diferentes de cadeira para análise de força.

Materiais e métodos

Participantes

A presente investigação foi composta por três experimentos distintos. Para o experimento 1 participaram dois voluntários, um de sexo masculino e outro feminino, com idade de 53 e 48 anos. Para o experimento 2 e 3 participaram doze voluntários com $22,6 \pm 4,3$ anos de idade sendo um do sexo feminino e onze masculino. Todos os participantes somente foram confirmados depois do aceite e assinatura do “termo de consentimento livre e esclarecido” (TCLE). O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (nº 60154516.1.0000.5659).

Delineamento experimental

Para contemplar os objetivos da presente investigação, foram realizados três experimentos a partir da construção de uma cadeira específica para este tipo de análise composta por duas configurações com os seguintes objetivos: i) investigação de sensibilidade da configuração 1 da cadeira; ii) investigação de sensibilidade da

configuração 2 da cadeira; e iii) avaliação da consistência do TPE baseada na configuração em que foi constatada os resultados mais fidedignos de sensibilidade.

Para todos os procedimentos envolvendo a realização do TPE os participantes foram posicionados na cadeira de análises e, sentados na cadeira, os participantes tiveram suas pernas, tronco e braço dominante atados a estrutura da cadeira por cintos e fivelas de forma que um posicionamento padrão fosse estabelecido. Além disso, todos os voluntários foram orientados a permanecer com a musculatura extensora do cotovelo relaxada durante todo o procedimento.

Para o experimento 1, o qual foi testado a configuração 1 da cadeira, os voluntários foram introduzidos a um único TPE iniciado com intensidade de 10mA, incremento de 5mA (pulsos aplicados a cada 3 segundos). A intensidade foi aumentada até o participante relatar desconforto a ponto de não mais suportar as eletroestimulações ou até a obtenção da intensidade correspondente à 90 mA. Para o experimento 2, os participantes realizaram um procedimento de TPE similar, porém, com incrementos correspondentes à 10mA (pulsos aplicados a cada 4s).

Finalmente, após estabelecer qual configuração da cadeira apresentou melhores valores de sensibilidade e utilizando a configuração mais adequada nesse sentido, no experimento 3 os participantes foram submetidos a quatro TPE's (TPE1, TPE2, TPE3 e TPE4), os quais foram separados por um intervalo passivo 2 minutos entre cada bloco de estimulação. Nesse experimento a intensidade inicial foi de 40mA, incremento de 10mA e término a 90 mA (pulsos aplicados a cada 4s) (Figura 1.1).

Para cada TPE realizado no experimento 3 foi estabelecido que a intensidade de eletroestimulação que apresentasse maior força evoca era denominada valor de referência do TPE (TPE_{ref}), parâmetro com grande importância nos procedimentos envolvendo a análise de fadiga neuromuscular por, em etapas posteriores, ser a intensidade de estimulação utilizada para estabelecer TS, TP e TC (1, 3, 8).

Figura 1.1. Ilustração do desenho de cada um dos três experimentos realizados no presente estudo. O experimento 1 e 2 verificou e comparou a sensibilidade de duas configurações da cadeira utilizada para análise de força em membros superiores (configuração 1 e 2 respectivamente). O experimento 3 realizou, a partir da configuração mais adequada para análise, a investigação da consistência de respostas durante as estimulações em quatro testes progressivos de eletroestimulação.

É importante destacar que em todos os experimentos, para os participantes que apresentassem aumento da força evocada até 90mA, os mesmos recebiam um estímulo a 100 mA para verificar se havia continuidade do aumento de força. Neste sentido, 5 participantes apresentaram aumento força evocada até 90 mA no experimento 3. Entretanto, a 100 mA não foram observados aumentos da força evocada em nenhum dos participantes.

Instrumentação da cadeira da cadeira utilizada para eletroestimulação

A cadeira utilizada no presente estudo já foi utilizada em outros projetos do nosso laboratório e apresenta boa consistência em suas respostas para membros inferiores (2, 14). Entretanto, este foi o primeiro estudo que testou a possibilidade de utilizar a mesma para investigar respostas provenientes da estimulação elétrica em membros superiores.

A configuração 1 da cadeira contou com ajustes para análise de força de extensão de cotovelo pela qual a posição do braço do avaliado permanecia com uma flexão de 90 graus do cotovelo e o braço era fixado na cadeira de forma que a força fosse aplicada de forma horizontal, similar ao modelo proposto por Hamada et al., (15) e Zehr et al., (16). Para a configuração 2 da cadeira o braço do participante permanecia com uma flexão do cotovelo a 90°, entretanto, a força gerada era no sentido vertical, similar ao modelo proposto por Klein et al., (12)(Figura 1.2).

Figura 1.2. Configurações da cadeira utilizada no presente estudo (Experimento 1: configuração 1; Experimento 2: configuração 2; Experimento 3: configuração 2). Apesar de as duas configurações contarem com a mesma postura corporal do avaliado, ou seja, similar posição de célula de carga em relação ao corpo (próximo ao pulso) e a mesma posição do cotovelo (flexão de cotovelo a 90°), a posição do braço difere para ambas configurações. Enquanto na configuração 1 os avaliados realizaram uma força horizontal na célula de carga, na configuração 2 a força realizada era no sentido vertical.

Protocolo de eletroestimulação

Para os três experimentos foi seguido o mesmo protocolo o qual era composto por uma etapa de tricotomia e limpeza da pele por abrasão com álcool 70%, onde foi colocado eletrodos, seguido da imobilização do tronco e braço avaliado do participante junto a cadeira de análise.

Para a estimulação do ventre muscular foram utilizados dois eletrodos redondos de 3 cm de diâmetro (7) (Arktus®) sendo o eletrodo referente ao cátodo posicionado na extremidade da cabeça longa do músculo tríceps braquial, próximo ao limite inferior do músculo deltoide, e o eletrodo referente ao ânodo posicionado no tendão distal do tríceps braquial, próximo ao olecrano (17).

Os pulsos elétricos aplicados eram duplos (*square-wave doublets*) com duração de 1ms e intervalo de 10ms oriundos de um protótipo de eletroestimulador desenvolvido especificamente para essa finalidade com capacidade de 200 V pico-a-pico (Bioestimulador, Insight®, Ribeirão Preto – Brasil).

Todos os dados foram adquiridos por uma célula de carga com capacidade até 50 Kg (CSR-1T, MK Controle®, São Paulo, Brasil) e a aquisição dos mesmos foi feita em ambiente Labview 2015 (National Instruments®) com frequência de aquisição de 1000Hz.

Tratamento estatístico

O experimento 1 e 2 não demandaram análise estatística por serem etapas de importância informativa quanto a melhor configuração da cadeira de avaliações.

Para o experimento 3 foi utilizado o software IBM SPSS® versão 20.0 para as análises estatísticas. Tendo em vista a falta de normalidade, foi utilizado o teste não-paramétrico de Friedman para amostras dependentes para comparar os valores de cada intensidade entre os quatro TPE's e entre seus respectivos TPE_{ref}. Além disso, foi realizado a correlação de Spearman para identificar alterações de ranqueamento durante a força evocada em cada intensidade nos quatro TPE's aplicados e seus respectivos TPE_{ref}. Para todos os resultados foi considerado um nível de significância de $p < 0,05$.

Resultados

Experimento 1

No experimento 1, é possível visualizar que o resultado de um dos participantes mostrou sensibilidade seguido de perda súbita dos sinais de força evocada enquanto o resultado de outro participante apresentou picos aleatórios (Figura 1.3). Estes resultados configuram uma falta de sensibilidade pela configuração 1 da cadeira utilizada para as análises.

Figura 1.3. Teste progressivo de eletroestimulação dos participantes 1 (A) e 2 (B). Sendo nítida a perda de sensibilidade (A) e as respostas aleatórias referente aos estímulos dados (B)

Os resultados de força evocada proveniente da cadeira em sua configuração 2 apresentaram sensibilidade e consistência nos resultados. No experimento 2, apesar de ter sido confirmada a sensibilidade do mecanismo, foi encontrado um comportamento atípico (parábola) para a resposta do TPE com a cadeira em sua configuração 2, como bem exemplificado na figura 1.4 por dois participantes.

Figura 1.4. Dois exemplares de teste progressivo de eletroestimulação encontrado no experimento 2. Além do afigura A e B, todos os participantes obtiveram resultados do TPE pelo qual foi possível identificar um comportamento de parábola.

Para o experimento 3, não foram encontradas diferenças estatísticas da força evocada para nenhuma das intensidades (40, 50, 60, 70, 80 e 90 mA) entre os testes (TPE1, TPE2, TPE3 e TPE4). Além disso, foram encontradas correlações entre TPE1, TPE2, TPE3 e TPE4 para todas as intensidades de estimulação ($p < 0,05$; $R > 0,61$) (Figura 1.5).

Figura 1.5. Relação entre intensidade da estimulação e força evocada para os quatro momentos de aplicação do teste progressivo de eletroestimulação.

Os TPE_{ref} respectivos a cada um dos quatro testes não apresentaram diferenças estatísticas entre si (Figura 1.4). Também foram encontradas correlações entre os TPE_{ref} de TPE1, TPE2, TPE3 e TPE4 ($p < 0,01$; $R > 0,783$).

Figura 1.6. Alteração do valor de referência para cada teste progressivo de eletroestimulação (TPE_{ref}) para os quatro momentos diferentes de aplicação do teste.

Discussão

Sensibilidade do TPE – Experimento 1 e 2

Tomando por base os resultados encontrados no presente estudo, foi visto que enquanto a configuração 1 da cadeira apresentou uma perda súbita da sensibilidade em um dos participantes e um comportamento com resposta aleatória para outro participante (Figura 1.3), a configuração 2 apresentou resultados satisfatórios quanto a sensibilidade da força evocada durante as estimulações (Figura 1.4).

Aparentemente a posição anatômica foi de grande importância para a sensibilidade do mecanismo de aquisição de força. A configuração 1 foi baseada no mecanismo de aquisição de força proposto originalmente por Zehr (16), também utilizado posteriormente no estudo de Hamada et al., (15). Ao contrário dos resultados

insatisfatórios no presente estudo, os dois estudos apresentaram respostas satisfatórias com um mecanismo similar (posição anatômica do braço do avaliado) (15, 16). A divergência destes resultados pode ser justificada por fatores como: tipo, tamanho e posicionamento de eletrodos (1, 18, 19), familiarização com o modelo de avaliação (1) e modelo do equipamento bem como a corrente utilizada para estimulação (20).

Considerando o alto custo para se adquirir uma cadeira e alguns dos equipamentos necessários para este tipo de análise, os autores do presente estudo, bem como o grupo de estudo o qual fazem parte, optaram pela recriação do mecanismo com tecnologia nacional disponível. Neste sentido, os equipamentos disponíveis foram eficientes na posição anatômica referente a configuração 2 da cadeira.

Apesar dos resultados satisfatórios com a sensibilidade para a configuração 2, é importante dar relevância para duas informações que serão discutidas logo a seguir: as breves diferenças entre a configuração da cadeira construída e o modelo original de Klein et al., (12) e o comportamento da força evocada durante o TPE.

No estudo de Klein et al., (12) os participantes eram presos a uma cadeira a qual, apesar de o braço permanecer ao lado do corpo com flexão de 90° do cotovelo, o corpo do participante ficava atado a cadeira em posição supina, diferente do presente estudo. Apesar de não comprovarem a diferença entre duas posições (com a cadeira na horizontal e com a cadeira na vertical) os autores assumem que em posição supinada há minimização dos efeitos recorrentes do peso do membro além de isolar o movimento de extensão e flexão de cotovelo (12).

A cadeira do presente estudo, ao contrário do estudo de Klein et al. (12), não contava com outras estruturas adjacentes para conter o isolamento da extensão de cotovelo, podendo ser esta uma limitação da configuração da cadeira de análises e do estudo em si. Entretanto, para a análise do TPE o peso do membro analisado não influenciou nos resultados, uma vez que a força evocada durante a estimulação era relativizada pela força exercida durante o repouso (que remeteria ao peso do membro).

Os resultados médios limitam a identificação do comportamento de parábola no experimento 3 (Figura 1.5) mas é importante destacar que grande parte dos participantes (dez ao todo) exibiram ao menos uma vez um comportamento de parábola durante a aplicação de um TPE, similar ao comportamento exibido pela figura 1.4. Estes resultados podem indicar que nas intensidades mais elevadas de estimulação a musculatura antagonista também está sendo ativada (9), limitando o movimento de extensão do cotovelo resultando na diminuição dos valores de força evocada durante o TPE.

Este fenômeno de “co-ativação” da musculatura antagonista, apesar de não ser relatado graficamente, também foi relatado em estudos pilotos de Klein et al. (12), o qual foi identificado que estimulações submáximas evocavam mais força que estimulações máximas. Apesar de ser apenas um relato citado por Klein et al. (12), outros estudos relatam que a utilização da estimulação submáxima se justifica em função de um possível comportamento em forma de parábola (9-11, 13).

Consistência do TPE – Experimento 3

Os resultados do experimento 3 apontaram consistência quanto aos valores de TPE e os TPE_{ref} . Resultado que demonstra a fidedignidade da eletroestimulação para a musculatura extensora do cotovelo e indica que os valores usados como referência para análise de fadiga neuromuscular (TPE_{ref}) não sofrem alterações significantes se forem repetidos quatro vezes.

Assim como dito no tópico anterior, outro resultado relevante é quanto ao comportamento de parábola exibido por alguns participantes ao realizar o TPE. Cabe ressaltar que esta informação não ficou visível na figura 1.5 por se tratar de um conjunto médio entre todos os participantes. Apesar disso, é importante salientar que o comportamento do TPE pouco alterou entre os quatro testes, não exibindo diferenças significantes ($p < 0,05$) e obtendo um nível significativo de correlação ($R > 0,617$), indicando a alta consistência deste parâmetro.

Tomando ciência que este comportamento de parábola pode ser resultante de ativação da musculatura antagonista (9), a utilização de um indicador proveniente do TPE, nestas condições, pode desencadear uma avaliação imprecisa da fadiga neuromuscular (10). Este cenário é possível uma vez que a co-contração mascare em qual intensidade a musculatura extensora do cotovelo possa evocar força, desta forma o TPE fornecerá um valor submáximo de estimulação (10).

Em uma avaliação de fadiga neuromuscular envolvendo uma contração voluntária máxima (CVM) uma estimulação com valores de intensidade submáximo recrutaria menos axônios durante a contração, e essa discrepância seria ainda maior conforme a contração seja mais longa e/ou forte (10). Além disso é possível que, por se tratar de uma estimulação submáxima, não resulte em um acréscimo de força evocada quando é

aplicado uma estimulação sobreposta a uma CVM, como já foi relatado em outro estudo envolvendo a musculatura extensora do cotovelo (21).

Uma estratégia para tentar sanar esta limitação é a utilização do valor de estimulação referente a maior evocação de força, por aqui denominado TPE_{ref} . Até então, não há relato de estudos que investigaram a validade de utilização deste parâmetro para a musculatura extensora do cotovelo e, tendo em vista que o TPE geralmente é abordado como um modelo exponencial, nenhum estudo envolvendo outras porções investigaram a utilização deste parâmetro.

Embora o presente estudo não se aprofunde na relevância do TPE_{ref} , os resultados indicam que este valor apresenta boa consistência (Figura 1.6). Duas hipóteses devem ser estudadas para que possa se estabelecer a forma mais eficiente de estimulação: testar a validade do TPE_{ref} e elaborar alterações na configuração do equipamento.

A validade do TPE_{ref} integrado a uma rotina de avaliação de fadiga neuromuscular é importante uma vez que este valor de estimulação possa ser um parâmetro subestimado do valor que recrutaria a maior quantidade de unidades motoras responsáveis pela extensão do cotovelo (10). Por outro lado, os autores hipotetizam que a estimulação em intensidade “ótima” de uma musculatura específica, ou seja, utilizando a intensidade que tenha maior recrutamento de unidade motoras de determinada musculatura agonista, possa ser dissociável da respectiva contração antagonista (12, 22) na musculatura extensora do cotovelo.

Outro caminho que pode ser tomado a partir dos resultados encontrados é a alterar a configuração da cadeira. Tomando por base que a cadeira é um protótipo, é possível que alterações na postura do braço do avaliado ou acréscimo de fivelas e suportes para conter a postura do mesmo possam contribuir para o isolamento da musculatura extensora do cotovelo durante a estimulação elétrica.

Conclusão

É possível concluir que a posição do braço do avaliado tem grande importância na força evocada durante a estimulação, sendo que a configuração 2 da cadeira foi mais eficaz nesses aspectos que a configuração 1. Outro resultado relevante encontrado é quanto ao comportamento do TPE que, ao contrário do que é descrito em outras porções (2, 7, 23), no presente estudo apresentou comportamento de parábola.

Também é possível concluir que o parâmetro TPE_{ref} sofre pouca alteração quando é repetido o TPE. Este cenário favorece a hipótese de que TPE_{ref} pode ser um interessante indicador para ser usado em uma rotina voltada para investigação da fadiga neuromuscular. Entretanto, novos estudos são necessários para investigar a validade e relevância deste parâmetro.

Referências

1. Shield A, Zhou S. Assessing voluntary muscle activation with the twitch interpolation technique. *Sports Medicine*. 2004;34(4):253-67.
2. Milioni F. Associações entre, índices fisiológicos e fadiga neuromuscular com padrões de deslocamento e desempenho do chute de finalização no futsal. Rio Claro, SP: Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" - UNESP; 2014.
3. Gandevia S. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological reviews*. 2001;81(4):1725-89.
4. Gandevia SC, McNeil CJ, Carroll TJ, Taylor JL. Twitch interpolation: superimposed twitches decline progressively during a tetanic contraction of human adductor pollicis. *The Journal of physiology*. 2013;591(5):1373-83.
5. Ross EZ, Goodall S, Stevens A, Harris I. Time course of neuromuscular changes during running in well-trained subjects. *Med Sci Sports Exerc*. 2010;42(6):1184-90.
6. Thomas K, Goodall S, Stone M, Howatson G, St Clair Gibson A, Ansley L. Central and Peripheral Fatigue in Male Cyclists after 4-, 20-, and 40-km Time Trials. *Medicine and science in sports and exercise*. 2015;47(3):537-46.
7. Lampropoulou SI, Nowicky AV, Marston L. Magnetic versus electrical stimulation in the interpolation twitch technique of elbow flexors. *Journal of sports science & medicine*. 2012;11(4):709.
8. Allen G, Gandevia S, McKenzie D. Reliability of measurements of muscle strength and voluntary activation using twitch interpolation. *Muscle & nerve*. 1995;18(6):593-600.
9. Awiszus F, Wahl B, Meinecke I. Influence of stimulus cross talk on results of the twitch-interpolation technique at the biceps brachii muscle. *Muscle & nerve*. 1997;20(9):1187-90.
10. Burke D, Gandevia SC. Influence of stimulus cross talk on results of the twitch-interpolation technique at the biceps brachii muscle. *Muscle & nerve*. 1998;21(7):970-.
11. Bilodeau M. Central fatigue in continuous and intermittent contractions of triceps brachii. *Muscle & nerve*. 2006;34(2):205-13.
12. Klein C, Rice C, Marsh G. Normalized force, activation, and coactivation in the arm muscles of young and old men. *Journal of Applied Physiology*. 2001;91(3):1341-9.
13. Garland S, Griffin L, Ivanova T. Motor unit discharge rate is not associated with muscle relaxation time in sustained submaximal contractions in humans. *Neuroscience letters*. 1997;239(1):25-8.

14. Andrade VLd. Alterações mecânicas e fisiológicas induzidas por um teste anaeróbio de esforços repetidos de alta intensidade. Ribeirão Preto, SP: Universidade de São Paulo; 2015.
15. Hamada T, Sale DG, Macdougall JD. Postactivation potentiation in endurance-trained male athletes. *Medicine and science in sports and exercise*. 2000;32(2):403-11.
16. Zehr EP, Sale DG. Reproducibility of ballistic movement. *Medicine and science in sports and exercise*. 1997;29(10):1383-8.
17. Cheng AJ, Rice CL. Voluntary activation in the triceps brachii at short and long muscle lengths. *Muscle & nerve*. 2010;41(1):63-70.
18. Bergquist AJ, Clair JM, Collins DF. Motor unit recruitment when neuromuscular electrical stimulation is applied over a nerve trunk compared with a muscle belly: triceps surae. *Journal of Applied Physiology*. 2011;110(3):627-37.
19. Pietrosimone BG, Selkow NM, Ingersoll CD, Hart JM, Saliba SA. Electrode type and placement configuration for quadriceps activation evaluation. National Athletic Trainers' Association, Inc; 2011.
20. Paillard T, Noé F, Passelergue P, Dupui P. Electrical stimulation superimposed onto voluntary muscular contraction. *Sports medicine*. 2005;35(11):951-66.
21. Yue GH, Ranganathan VK, Siemionow V, Liu JZ, Sahgal V. Evidence of inability to fully activate human limb muscle. *Muscle & nerve*. 2000;23(3):376-84.
22. Lévénez M, Garland SJ, Klass M, Duchateau J. Cortical and spinal modulation of antagonist coactivation during a submaximal fatiguing contraction in humans. *Journal of neurophysiology*. 2008;99(2):554-63.
23. Girard O, Bishop DJ, Racinais S. Neuromuscular adjustments of the quadriceps muscle after repeated cycling sprints. *PloS one*. 2013;8(5):e61793.

APÊNDICE B

Título: Pressupostos da eletroestimulação no tríceps braquial: interferência da musculatura antagonista.

Introdução

A perda de força muscular proveniente de um esforço pode ser resultante da fadiga neuromuscular por fatores distintos: diminuição da atividade contrátil do sistema músculo-esquelético, quadro que ilustra a despolarização ineficiente tanto do sarcolema como do retículo sarcoplasmático caracterizando a fadiga periférica; e diminuição dos estímulos neurais provenientes da região cortical em direção a musculatura (fadiga supra-espinal) (1, 2) e/ou redução da capacidade propagação das sinapses do nível espinal até a placa motora, caracterizando a fadiga central (1).

Nestes aspectos, as técnicas mais populares para avaliação da fadiga neuromuscular compreendem a utilização de estimulação na região de uma musculatura alvo (3). As etapas básicas para este tipo de procedimento frequentemente incluem etapas como a realização de contrações voluntárias máximas para estabelecer o valor de força pico, aplicação de um teste progressivo de eletroestimulação (TPE) onde o participante permanece com a musculatura relaxada e recebe estímulos elétricos no músculo avaliado a fim de se encontrar a menor intensidade de estimulação a qual há maior força evocada e a utilização da estimulação para estabelecer parâmetros neuromusculares (4, 5).

Dentre os parâmetros, um refere-se a diferença entre a força gerada por uma contração voluntária máxima (CVM) e a taxa de evocação muscular adicionada por estimulação (TS – *Twitch Superimposed*) e outro refere-se a um valor de estimulação com a musculatura relaxada (TC – *Twitch Control* ou TP – *Twitch Potentiated*, dependendo do momento de aplicação em relação a realização da contração voluntária máxima) (1, 5).

Apesar deste modelo de avaliação ser bem difundido e validado para extremidades inferiores(6) a utilização de estimulação muscular para avaliar membros superiores é alvo de discussão nas musculaturas extensora e flexora do cotovelo. Tomando como referência a musculatura extensora do cotovelo, estudos apontam que, quando exposta a um esforço como a CVM (dependendo de sua duração), esta porção apresenta tendência ao desenvolvimento da fadiga central (7, 8) fadiga periférica (9) e até potencialização pós-ativação (PPA) (10). Considerando que a CVM comumente é integrada a uma rotina de

avaliação neuromuscular, estas situações são preocupantes em função da capacidade de enviesamento dos resultados e limitação na interpretação dos mesmos.

A explicação para essas limitações supracitadas ainda são inconclusivas e, entretanto, o estudo de Paillard et al (6) aponta que o modo como é realizado o procedimento de avaliação neuromuscular tem um grande impacto no resultado final da análise podendo este estar sob interferências do modelo de instrumentação (corrente, eletrodos, frequência e intensidade utilizada para estimulação); efeito em diferentes músculos; tipo de ação muscular; e amostra analisada

Além das limitações decorrentes do procedimento de análise da fadiga neuromuscular, foi evidenciado que a utilização de estimulação para a musculatura extensora do cotovelo também pode apresentar influência de co-ativação da musculatura antagonista, cenário que pode diminuir a resposta muscular durante a estimulação (11, 12).

Tendo em vista as possíveis limitações quanto ao uso de estimulação na musculatura extensora do cotovelo, cabe destacar a importância da realização bem sucedida do TPE, uma vez que seja necessário estabelecer o melhor valor de eletroestimulação para posterior determinação do TP, TP e TS (1, 4), parâmetros fundamentais para investigação da fadiga neuromuscular (1).

Tomando como referência a suscetibilidade a qual a musculatura extensora do cotovelo é exposta ao ser avaliada, o objetivo deste estudo é investigar e discutir com maior profundidade os resultados provenientes da aplicação de um TPE para esta região com relação a influência da musculatura antagonista durante as estimulações e também o possível desenvolvimento de PPA por parte do próprio procedimentos de avaliação (influência da CVM dentro do protocolo de análise de fadiga neuromuscular).

Assim como discutido por Awiszus, Wahl e Meinecke(11) e Burke e Gandevia (12), é esperado que a realização do TPE apresente influência da musculatura antagonista nas intensidades mais elevadas de eletroestimulação. Além disso, também é esperado que o TPE sofra influência de PPA quando realizado após uma CVM, uma vez que há evidências de que o esforço proveniente da CVM é capaz de aumentar os parâmetros de estimulação em até 40% dependendo de sua duração (10).

Problema e objetivo principal

Evidências apontam que o procedimento de avaliação neuromuscular envolvendo a musculatura extensora do cotovelo pode sofrer influências como PPA e ativação da musculatura antagonista durante a estimulação. Desta forma, o objetivo principal deste estudo é verificar se o TPE pode ser enviesado por estes dois cenários.

Perguntas centrais:

- 1- *“É possível que a musculatura antagonista influencie de forma significativa na resposta do TPE?”*
- 2- *“A realização de uma CVM é capaz de alterar as respostas provenientes do TPE?”*

Objetivos específicos: estudo 1

- 1) Investigar o comportamento da força evocada durante estimulações decorrentes de um TPE.
- 2) Verificar se uma CVM é capaz de alterar as respostas de estimulação muscular do TPE.

Materiais e métodos

Participantes

Participaram do presente estudo 8 voluntários fisicamente ativos, sendo 3 do gênero feminino e 5 do gênero masculino com idade média de $25,1 \pm 2,9$ anos. Foi feito contato individual com cada participante o qual o pesquisador explicou: os riscos, procedimentos utilizados e objetivos do estudo. Os participantes somente foram confirmados no estudo após assinatura do TCLE. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (nº 60154516.1.0000.5659).

Desenho experimental

Os participantes, sem familiarização prévia com os procedimentos, realizaram apenas uma visita ao laboratório (temperatura controlada a 22°C) a qual foi feita uma única coleta. O estudo consistiu em três momentos de aplicação do TPE na musculatura relaxada (TPE1, TPE2 e TPE3 respectivamente) separados por 2 minutos de intervalo e com a realização de uma CVM de 5s no meio do intervalo (CVM 1 e CVM 2 respectivamente) (figura 1.1). Os TPE consistiram na aplicação de estimulações elétricas no ventre muscular do tríceps braquial de forma que os valores progressivos da intensidade de estimulação iniciassem a 30 mA, incremento de 10 mA e término a 90 mA. A intensidade de estimulação que apresentou maior força evocada foi denominada intensidade referências do TPE (TPE_{ref})

Figura 1.1. Desenho experimental aplicado no estudo1. Sendo TPE – Teste Progressivo de Eletroestimulação; CVM – Contração Voluntária Máxima.

Instrumentação

No presente estudo, os procedimentos de instrumentação foram baseados nos resultados obtidos no estudo piloto. Desse modo a estimulação elétrica foi feita por meio de um protótipo de eletroestimulador desenvolvido para essa finalidade com capacidade de 200v pico-a-pico (Bioestimulador, Insight®, Ribeirão Preto – Brasil). A força foi feita contra uma célula de carga (CSR-1T, MK Controle®, São Paulo, Brasil) e a aquisição dos dados foi feita em ambiente Labview 2015® (National Instruments) com frequência de aquisição de 1000Hz.

Para a estimulação do ventre muscular foi utilizado dois eletrodos redondos de 3 cm de diâmetro (Eletrodos Autoadesivos CF3200 ValuTrobe®) (13). Após a tricotomia e limpeza de pele por abrasão e álcool 70%, o eletrodo referente ao cátodo foi posicionado na extremidade da cabeça longa do músculo tríceps braquial, próximo ao limite inferior do músculo deltoide, e o eletrodo referente ao ânodo posicionado no tendão distal do tríceps braquial, próximo ao olecrano (14). Cabe ressaltar que os pulsos aplicados eram duplos (*square wave doublets*) e tinham duração de 1ms e intervalo de 10ms.

Para este procedimento, foi utilizada uma cadeira adaptada para esta finalidade, de modo que o participante permaneceu com o tronco preso a cadeira com o braço relaxado e paralelo ao tronco, enquanto o cotovelo era mantido em flexão a 90°. A célula de carga, que estava fixada a um bloco corredeiro, era presa a uma pulseira ajustável presa no pulso do participante. (figura 1.2).

Figura 1.2. Ilustração do modelo da cadeira utilizado para esta coleta. Esta contava com cintas para conter a movimentação dos participantes e um sistema de aquisição para estes fins.

Tratamento estatístico

Por meio do software IBM SPSS® versão 20.0, foi testado a normalidade de todos os dados adquiridos por meio do teste de Shapiro-Wilk. A esfericidade foi testada pelo teste de Mauchly. Considerando que os dados não apresentaram normalidade e esfericidade estes foram inicialmente submetidos a uma análise não paramétrica de Friedmann para comparar os momentos. Quando era acusada alguma diferença significativa, uma análise de Wilcoxon era aplicada para verificar possíveis diferenças.

Para encontrar correlações entre os três TPE_{ref}, foi realizado teste de correlação de Spearman. Para todos os casos foi considerando um valor de significância de $p < 0,05$.

Resultados

Foram observadas diferenças significantes entre TPE1 e os demais TPE's nas forças evocadas durante estimulações correspondentes as intensidades de 80 e 90 mA ($p < 0,05$). Além disso, foi verificado que para a estimulação a 70mA TPE2 apresentou uma resposta significativamente maior que TPE1 ($p < 0,05$). (Figura 1.3).

Figura 1.3. Força evocada durante a execução do teste progressivo de eletroestimulação (TPE). Sendo # diferença significativa entre TPE1 e TPE2 ($p < 0,05$); * diferença significativa entre TPE1 e os outros dois TPE's ($p < 0,05$).

Tendo em vista que durante o TPE foi notado um comportamento similar a uma parábola por parte da força evocada (baixos valores iniciais de força, baixos valores finais de força e valores intermediários mais altos) (Figura 1.3) e considerando que os valores de força evocada em estimulações a partir de 50 mA passaram a apresentar compressão da célula de carga (comportamento indicando flexão do cotovelo), foi calculado o valor de compressão e a razão entre extensão e compressão da célula carga (Figura 1.4 - A).

Apesar de ser encontrada uma diferença estatística entre TPE1 e TPE2 quanto aos valores de compressão durante a estimulação dada a 80 mA ($p < 0,05$), não foi constatado nenhuma diferença para a razão entre compressão e extensão da célula de carga (Figura 1.4 - B).

Figura 1.4. Força de compressão da célula de carga (A) e razão entre a força de compressão e extensão da célula de carga (B) durante as estimulações referentes a três testes progressivos de eletroestimulação. Sendo TPE – Teste Progressivo de Eletroestimulação; * diferença significativa entre TPE2 com TPE1 ($p < 0,05$).

Apesar da visível tendência de aumento, não foram verificadas diferenças estatísticas para os TPE_{ref} . (Figura 1.5). Cabe destacar que, apesar do desvio padrão elevado, estes resultados apresentaram correlações entre si, sendo $TPE1 \times TPE2 =$ significância de 0,796 ($p < 0,05$); $TPE1 \times TPE3 =$ significância de 0,815 ($p < 0,05$) e; $TPE2 \times TPE3 =$ significância de 0,929 ($p < 0,01$).

Figura 1.5. Alteração do valor referência do teste progressivo de eletroestimulação (TPE_{ref}) entre os momentos do protocolo. Sendo TPE1 – primeiro teste progressivo de eletroestimulação; TPE2 – segundo teste progressivo de eletroestimulação; TPE3 – terceiro teste progressivo de eletroestimulação.

Discussão

Tomando por base que a principal finalidade deste estudo foi investigar o comportamento do TPE e verificar a possível influência de PPA por parte da CVM para este mesmo procedimento, foi possível verificar que o comportamento da TPE é similar a uma parábola, sendo esta reação associada a contração antagonista durante as estimulações. Além disso, foi encontrado que a CVM é capaz de potencializar as respostas decorrentes da estimulação e alterar valores de força evocada proveniente de um TPE.

Este estudo contribui de forma direta para o desenvolvimento e aperfeiçoamento de procedimentos que envolvam a investigação de fadiga neuromuscular para musculatura extensora do cotovelo com a utilização de estimulação muscular. A proposta do estudo buscou investigar o estabelecimento da melhor intensidade para se estimular a musculatura extensora do cotovelo por meio de um TPE e identificar se uma CVM seria capaz de interferir nos resultados provenientes deste teste.

Dentre os resultados encontrados pelo presente estudo, cabe destacar que a CVM não influenciou na resposta de força evocada das estimulações dadas até 60 mA (Figura 1.3). Entretanto, o estímulo da CVM, mesmo tendo curta duração (5s), resultou em um aumento da força evocada por parte das estimulações mais elevadas (envolvendo EM a partir de 60 mA para TPE2 e 70 mA para TPE3) (Figura 1.3). Este comportamento também coincidiu com um aumento do TPE_{ref} (Figura 1.5), levando a discussão destas duas figuras para um mesmo princípio que será discutido a seguir.

Apesar da tendência de aumento do TPE_{ref} (Figura 1.5), não houve mudança estatística por parte deste parâmetro. A carta resposta de Burke e Gandevia (12) relatou que em seus estudos o TPE poderia sofrer influência exacerbada de um estímulo proveniente da força máxima. Entretanto, esta alteração relatada pelos autores só seria possível em uma CVM de 60s. Neste caso, 5s não foi suficiente para alterar significativamente o TPE_{ref} (Figura 1.5), mesmo que a força evocada em estimulações mais elevadas (> 60 mA) tenha sofrido breve aumento após a realização da CVM (Figura 7.1).

Um dos resultados encontrados por Hamada, Sale e Macdougall (10) mostrou que uma CVM de 10s foi capaz de potencializar a resposta muscular do tríceps braquial. Em seu estudo, os autores apresentaram que a PPA resultante da tarefa proposta promoveu um aumento de aproximadamente 40% do valor de TP após 5s. Entretanto, após 60s a musculatura apresentou um aumento discreto incapaz de ser estatisticamente relevante. É possível que a tendência de aumento do TPE_{ref} encontrada neste estudo seja fruto de PPA, similar ao relato de Hamada, Sale e Macdougall (10), o qual o intervalo entre a CVM e a realização de outra TPE foi suficiente para que a musculatura tivesse retomado a força muscular ao padrão basal, representado por TPE1.

Ainda tomando o estudo de Hamada, Sale e Macdougall (10) como escopo, vale ressaltar que, apesar do presente estudo ter utilizado uma CVM de menor duração, esta foi repetida duas vezes, dando margem para que houvesse uma redução significativa da

PPA após 1 min seguido de uma resposta cumulativa após a segunda CVM, explicando a tendência de aumento sem diferença estatística por parte do TPE_{ref} (Figura 1.5).

Os resultados da correlação realizada entre os três momentos de aplicação do TPE confirmam a existência de similaridade entre TPE_{ref} para os três momentos. Foram encontradas correlações entre os TPE_{ref} referentes a TPE1 e TPE2 ($p = 0,018$), TPE1 e TPE3 ($p = 0,014$) e TPE2 e TPE3 ($p = 0,001$). Esta estatística revela que os TPE_{ref} mantiveram o mesmo ranqueamento de força evocada para as diferentes intensidades de estimulação, ou seja, os participantes exibiram um comportamento contínuo entre si do começo (TPE1) ao fim da avaliação (TPE3).

Mesmo sem apresentar um comportamento crescente seguido de platô, como alguns estudos relatam (13, 15), o parâmetro TPE_{ref} parece ser seguro para utilização em etapas posteriores que compreendam a avaliação de fadiga neuromuscular tendo em vista que este não sofre alterações significativas em função da hiperpolarização ativo-dependente dos axônios motores e seus respectivos terminais (7, 12) (Figura 1.5).

Outro resultado importante de se destacar foi referente ao comportamento de parábola apresentado por TPE que pode ser explicado pelo cenário de “co-contração” da musculatura antagonista durante estimulações em intensidades mais elevadas. Pela figura 1.4 foi possível visualizar que a estimulação da musculatura extensora do cotovelo pode sofrer influência de flexão de cotovelo a partir de 60mA, sendo mais acentuada nas intensidades de estimulação mais elevadas (Figura 1.4 – A).

Mesmo havendo a limitação do presente estudo em não utilizar EMG, outro estudo evidenciou que estímulos supramáximos poderiam acarretar em co-ativação da musculatura antagonista na região braquial (11). No estudo de Awiszus, Wahl e Meinecke (11) foi concluído que quando a musculatura braquial é submetida a algum procedimento que envolve estimulação há influência de dispersão do estímulo para outros músculos sinérgicos e antagonistas caracterizando um cenário de “*Stimulus Cross Talk*”.

Este cenário de “*Stimulus Cross Talk*” fica ainda mais evidente quando os autores (11) apresentam respostas similares de força evocada quando o bíceps braquial é estimulado sozinho em comparação com a estimulação do bíceps braquial em conjunto com uma estimulação submáxima do tríceps braquial. Esta resposta muscular caracteriza que durante a estimulação do bíceps braquial algumas unidades motoras responsáveis pela contração do tríceps braquial também estão ativadas.

É possível que esta condição apresentada anteriormente possa comprometer as avaliações neuromusculares. Nesse escopo, os resultados do presente estudo apresentam

o parâmetro TPE_{ref} como uma possível solução tendo em vista que este compreende a intensidade de estimulação que melhor representa a ação extensora da musculatura do cotovelo. Finalmente, é de suma importância que novos estudos testem sua aplicabilidade.

A não utilização do EMG limita a confirmação da ativação da musculatura flexora do cotovelo nas estimulações com intensidades mais elevadas. Entretanto, é considerado a hipótese de que o estímulo na região braquial tenha irradiado para músculos responsáveis pela flexão de cotovelo tendo em vista evidências do estudo de Awiszus, Wahl e Meinecke (11). Também foi encontrado que a razão entre extensão e compressão da célula de carga decai para valores próximos a zero, indiciando a fragilidade com que a musculatura braquial responde a estimulação elétrica (Figura 1.4 - B).

Conclusão

Conclui-se que a estimulação da musculatura extensora do cotovelo pode ter interferência da contração antagonista, a CVM de 5s altera os valores de força evocada em intensidades de estimulação mais elevadas (>60 mA) e o valor de TPE_{ref} , parâmetro importante para a realização de um protocolo de avaliação para fadiga neuromuscular, não sofre alteração estatística mesmo com a interferência de uma CVM de 5s.

Em função destes resultados, o próximo passo é estudar a validade do parâmetro TPE_{ref} quando aplicado em conjunto com contrações submáximas. É esperado que esta investigação sirva como complemento para estudos maiores envolvendo a fadiga neuromuscular para a musculatura extensora do cotovelo.

Referências

1. Gandevia S. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological reviews*. 2001;81(4):1725-89.
2. Thomas K, Goodall S, Stone M, Howatson G, St Clair Gibson A, Ansley L. Central and Peripheral Fatigue in Male Cyclists after 4-, 20-, and 40-km Time Trials. *Medicine and science in sports and exercise*. 2015;47(3):537-46.

3. Merton P. Voluntary strength and fatigue. *The Journal of physiology*. 1954;123(3):553-64.
4. Shield A, Zhou S. Assessing voluntary muscle activation with the twitch interpolation technique. *Sports Medicine*. 2004;34(4):253-67.
5. Allen G, Gandevia S, McKenzie D. Reliability of measurements of muscle strength and voluntary activation using twitch interpolation. *Muscle & nerve*. 1995;18(6):593-600.
6. Paillard T, Noé F, Passelergue P, Dupui P. Electrical stimulation superimposed onto voluntary muscular contraction. *Sports medicine*. 2005;35(11):951-66.
7. Bilodeau M. Central fatigue in continuous and intermittent contractions of triceps brachii. *Muscle & nerve*. 2006;34(2):205-13.
8. Bilodeau M, Erb MD, Nichols JM, Joiner KL, Weeks JB. Fatigue of elbow flexor muscles in younger and older adults. *Muscle & nerve*. 2001;24(1):98-106.
9. Meszaros AJ, Iguchi M, Chang S-H, Shields RK. Repetitive eccentric muscle contractions increase torque unsteadiness in the human triceps brachii. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2010;20(4):619-26.
10. Hamada T, Sale DG, Macdougall JD. Postactivation potentiation in endurance-trained male athletes. *Medicine and science in sports and exercise*. 2000;32(2):403-11.
11. Awiszus F, Wahl B, Meinecke I. Influence of stimulus cross talk on results of the twitch-interpolation technique at the biceps brachii muscle. *Muscle & nerve*. 1997;20(9):1187-90.
12. Burke D, Gandevia SC. Influence of stimulus cross talk on results of the twitch-interpolation technique at the biceps brachii muscle. *Muscle & nerve*. 1998;21(7):970-.
13. Lampropoulou SI, Nowicky AV, Marston L. Magnetic versus electrical stimulation in the interpolation twitch technique of elbow flexors. *Journal of sports science & medicine*. 2012;11(4):709.
14. Cheng AJ, Rice CL. Voluntary activation in the triceps brachii at short and long muscle lengths. *Muscle & nerve*. 2010;41(1):63-70.
15. Milioni F. Associações entre, índices fisiológicos e fadiga neuromuscular com padrões de deslocamento e desempenho do chute de finalização no futsal. Rio Claro, SP: Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" - UNESP; 2014.

APÊNDICE C

Título: Investigação de consistência das respostas de eletroestimulação em contrações submáximas para o tríceps braquial

Introdução

A utilização de estimulações musculares frequentemente tem sido associada com uma contração voluntária máxima (CVM) a fim de ser verificados parâmetros de fadiga neuromuscular e ativação voluntária da musculatura analisada (1, 2). Entretanto, a teoria de que a ativação do músculo só poderia ser acessada durante uma contração máxima (3) passou a ser confrontada uma vez que sua aplicabilidade em alguns músculos não tenha exibido valores de confiança para o parâmetro *Twitch Superimposed* (TS), diferença entre a força pico e a força evocada durante o momento de estimulação (1, 2).

Este procedimento de avaliação neuromuscular que inclui a estimulação em condições de contração muscular máxima e submáximas próximas a CVM também apresenta limitações resultantes da falta de linearidade entre o aumento da taxa de contração e força evocada pelo estímulo aplicado durante a contração, ilustrando um comportamento assintomático por parte da força evocada em estimulações aplicadas (4, 5).

Ainda neste escopo, estudos que utilizaram este modelo de procedimento não tiveram sucesso para verificar ativação voluntária para músculos flexores plantares (4) e flexores do cotovelo (5-7). Além disso, há evidências de que a utilização da CVM acompanha a dificuldade para estabelecer (visualmente) onde foi dado a estimulação muscular em função dos ruídos que são encontrados durante a aquisição do sinal de força (8).

Neste cenário, a utilização de estimulação muscular em contrações submáximas pode ser alternativa em potencial para verificar a fadiga neuromuscular. Dando enfoque a musculatura extensora do cotovelo, esta região poderia se beneficiar da utilização da estimulação em contrações submáximas tendo em vista que este modelo de procedimento minimizaria os efeitos inibitório da musculatura antagonista (9), diminuiria a influência do reflexo neural durante as estimulações (10) e minimizaria possíveis efeitos como a fadiga central(11), fadiga periférica (12) e potencialização pós-ativação (PPAA).

Considerando que os músculos podem responder de forma diferente a estimulação muscular (1), a utilização de estimulações submáximas deve ser investigada mais a fundo antes de sua aplicação prática em um protocolo de avaliação. Tomando por base que vários estudos mostraram limitações da musculatura do cotovelo (5-7) quanto a aplicação do protocolo

proposto por Merton (3), este estudo voltará seus esforços para verificar a consistência das respostas submáximas para a musculatura extensora do cotovelo.

Problema e objetivo principal

Há evidências de que a utilização de estimulação durante uma CVM pode não ser aplicável em todos os músculos tendo em vista que sua realização apresentou algumas limitações. Para que seja possível validar a utilização de estimulações em conjunto com contrações submáximas, alguns pressupostos sobre este modelo devem ser investigados.

Nessas condições, o objetivo principal do presente estudo é verificar a consistência entre as respostas de força evocada por estimulações aplicadas em diferentes porcentagens de contrações voluntárias submáximas. Além disso, como forma de verificar a linearidade entre os parâmetros adquiridos por esta análise estes serão testados em um modelo linear.

Pergunta central:

“As estimulações aplicadas em contrações submáximas apresentam consistência e comportamento linear entre si?”

Objetivos específicos:

- 1) Verificar a consistência da força evocada em cinco eletroestimulações dadas em cinco diferentes taxas de contração submáxima.
- 2) Investigar se o modelo matemático linear é capaz de representar de forma satisfatória a relação de força evocada durante as estimulações aplicadas em diferentes contrações submáximas.

Materiais e métodos

Participantes

Participaram deste estudo 12 voluntários, sendo 4 do gênero feminino e 8 do gênero masculino, com média de idade $19,2 \pm 4,8$. Todos os 12 participantes realizavam práticas de atividades físicas regularmente. Foi feito contato individual com cada participante em que foram informados os riscos, procedimentos utilizados e objetivos do estudo. Os participantes somente foram confirmados no estudo após assinatura do TCLE. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (nº 60154516.1.0000.5659).

Desenho experimental

Todos os participantes foram incluídos em um único grupo sendo que todos realizaram apenas uma visita ao laboratório (temperatura controlada a 22°C) pela qual foi feito um único experimento. Foi solicitado aos participantes que evitassem o consumo de alimentos e bebidas energéticas e alcoólicas nas vinte e quatro horas que precediam a realização do procedimento. Todo procedimento de análise de força e estimulação muscular foram realizados apenas para musculatura extensora do cotovelo.

Este estudo consistiu em três etapas: determinação da força máxima de extensão de cotovelo, a fim de estabelecer as taxas submáximas alvo as quais o participante terá que manter durante o procedimento; aplicação de um teste progressivo de eletroestimulação (TPE) com objetivo de estabelecer qual é a menor intensidade de estimulação onde a musculatura exibe a maior taxa de força evocada; e estimulações aplicadas em diferentes taxas de contração voluntária, sendo que para cada 15s de contração submáxima o participante receberá cinco estimulações.

Cabe ressaltar que as tarefas envolvendo a sustentação da contração submáxima envolvia diferentes taxas de força (10, 20, 30, 40 e 50% da CVM) sendo realizadas de forma aleatória. Nos 10s precedentes a cada tarefa envolvendo a sustentação de uma contração submáxima foram dadas duas estimulações com a musculatura relaxada, respectivamente *Twitch Control 1* e *2* (TC1 e TC2) (Figura 1.1).

A escolha destas cinco intensidades submáximas foi baseada em estudos preliminares que evidenciaram a dificuldade dos avaliados em manter taxas submáximas acima de 50% com um nível mínimo de oscilação que fosse satisfatório para a respectiva tarefa e também foi

considerado que a estimulação em intensidades submáximas elevadas acompanha grande dificuldade de localização do TS, como já visto em outro estudo (8).

Figura 1.1 Desenho experimental utilizado no estudo 2 contando com a realização de duas Contrações Voluntárias Máximas (CVM) para estabelecer a força pico, aplicação de um Teste Progressivo de Eletroestimulação (TPE) para verificar a melhor intensidade de estimulação muscular e realização de cinco tarefas envolvendo contrações submáxima sustentadas por 15s. Tarefa que foi acompanhada de 5 estimulações durante a contração e precedida por duas estimulações dadas com a musculatura relaxada (TC). Sendo % - momento que foi realizada uma contração isométrica com taxa de força aleatória entre 10 a 50% da CVM.

Instrumentação

A estimulação elétrica foi feita por meio de um protótipo de eletroestimulador desenvolvido para essa finalidade com capacidade de 200v pico-a-pico (Bioestimulador, Insight®, Ribeirão Preto – Brasil). A força foi realizada contra uma célula de carga (CSR-1T, MK Controle®, São Paulo, Brasil) e a aquisição dos dados foi feita em ambiente Labview 2015® (National Instruments) com frequência de aquisição de 1000Hz.

Para a estimulação do ventre muscular foram utilizado dois eletrodos redondos de 3 cm de diâmetro (Eletrodos Autoadesivos CF3200 ValuTrode®) (13). Após a tricotomia e limpeza de pele por abrasão e álcool 70%, o eletrodo referente ao cátodo foi posicionado na extremidade da cabeça longa do músculo tríceps braquial, próximo ao limite inferior do músculo deltoide, e

o eletrodo referente ao ânodo posicionado no tendão distal do tríceps braquial, próximo ao olecrano (14). Cabe ressaltar que os pulsos aplicados eram duplos (*square wave doublets*) e tinham duração de 1ms e intervalo de 10ms.

Para este procedimento, foi utilizada uma cadeira construída para esta finalidade, de modo que o participante permaneceu com o tronco preso a cadeira com o braço relaxado e paralelo ao tronco, enquanto o cotovelo era mantido em flexão a 90°. A célula de carga, que estava fixada a um bloco corredeira, era presa a uma pulseira ajustável presa no pulso do participante. Mesma cadeira utilizada no apêndice A.

Entretanto, para que o participante mantivesse a porcentagem alvo de força (10, 20, 30, 40 e 50%) foi posicionado um monitor em frente ao participante para que ele se orientasse quanto a sua força simultânea e mantivesse a contração voluntária na porcentagem solicitada. No monitor havia um quadro com linha fixa (com a força alvo que o participante tinha que manter) e outra linha que respondia de acordo com a força que era aplicada na célula de carga (extensão: extensão de cotovelo; compressão: flexão de cotovelo). A aplicação do desenho experimental foi ilustrada pela figura 1.2 com os dados de um dos participantes.

Figura 1.2 Dados reais de um dos avaliados ilustrando como foi realizado a etapa do estudo que envolvia a tarefa de manter contrações submáximas em conjunto com estimulações (5 estímulos sobrepostos a contração voluntária aplicadas em cada porcentagem de força), além das estimulações aplicadas na musculatura relaxada (TC1 e TC2).

Tratamento estatístico

Por meio do software IBM SPSS® versão 20.0, foi testado a normalidade de todos os dados adquiridos por meio do teste de Shapiro-Wilk. A esfericidade foi testada e corrigida pelo teste de Greenhouse-Geisser. A fim de respeitar a normalidade e esfericidade os valores foram corrigidos com a função log10. Para cada tarefa, os valores de estimulação foram submetidos a uma ANOVA para medidas repetidas com Post-Hoc de Bonferroni.

Para encontrar relações entre os diferentes momentos de aplicação de TC e diferentes intensidades de TS, foi realizado a correlação de Pearson. Em todos os casos o nível de significância foi pré-fixado em $p < 0,05$.

Resultados

Não foram encontradas diferenças estatísticas entre as cinco TS referentes as diferentes taxas de força submáxima, portanto, estas foram tratadas como único valor médio para as análises estatísticas seguintes. TC1 e TC2 antecedendo cada tarefa também não apresentaram diferenças entre si. Com relação aos 5 momentos TC1 e TC2 também permaneceram sem diferenças estatísticas. Considerando que TC1 e TC2 não apresentaram diferenças estatísticas entre os cinco momentos que antecederiam a contração submáxima e entre si, foi realizado uma média com todas as 10 variáveis de estimulação aplicadas em repouso de forma que estes fossem representados por um único parâmetro TC.

Quanto as TS aplicadas em conjunto com diferentes contrações submáximas, foi encontrado que a partir de 30% da CVM toda TS foi estatisticamente maior que TC e valores de força evocada de TS referente a 10% da CVM ($p < 0,05$). Além disso, TS referente as contrações de 40 e 50% da CVM também foram estatisticamente inferiores a TS referentes as contrações submáximas respectivas a 10 e 20% da CVM (Figura 1.3).

Figura 1.3. Diferenças entre os momentos de estimulação com contração submáxima e com musculatura relaxada. Considerando que todos os *Twitch Control* não obtiveram diferenças significantes, uma média entre todos estes parâmetros foi realizada para compor esta figura como valor de “0%”. Sendo * - diferença estatística com os valores de força evocada com estimulação a 0 a 10% da contração voluntária máxima ($p < 0,05$); \$ - diferença estatística com os valores de força evocada com estimulação a 10 e 20% da contração voluntária máxima ($p < 0,05$).

Foi estabelecido uma regressão linear com base na força evocada referente a TC e TS aplicadas nas diferentes taxas de contrações submáximas, sendo 0% equivalente à média de TC1 e TC2 nos diferentes momentos e as TS representadas pela força evocada nas cinco demais porcentagens de contração submáxima (10 a 50%). A utilização deste modelo matemático evidencia um comportamento de decaimento similar entre os participantes (Figura 1.4).

Figura 1.4. Decaimento da força evocada em função da contração submáxima em que foi dado as estimulações. Retas referentes a cada participante do estudo de acordo com a força evocada em cada porcentagem de contração voluntária.

Os valores de coeficiente linear, angular e de determinação estão presentes na tabela 1. Além disso, também foi calculado o menor valor de contração voluntária que deveria ser mantido para que não houvesse evocação de força durante a estimulação (Taxa de Força Submáxima Limite - TFSL).

Tabela 1. Parâmetros matemáticos da regressão linear realizada para cada participante

Identificação	Coefficiente Linear	Coefficiente Angular	Coefficiente de determinação	TFSL
Participante 1	1,669	-0,027	0,84	62,18
Participante 2	1,036	-0,015	0,92	68,20
Participante 3	0,805	-0,014	0,87	56,45
Participante 4	1,314	-0,012	0,63	112,29
Participante 5	2,632	-0,032	0,91	81,37
Participante 6	1,442	-0,024	0,95	60,47
Participante 7	2,663	-0,028	0,68	95,00
Participante 8	1,985	-0,030	0,96	66,37
Participante 9	1,166	-0,012	0,79	94,21
Participante 10	2,892	-0,046	0,95	63,54
Participante 11	3,657	-0,041	0,87	89,57
Participante 12	1,688	-0,024	0,83	70,85
Média	1,91	-0,03	0,85	76,71
Desvio Padrão	0,87	0,01	0,10	17,49
Coefficiente de variação	45,50%	42,99%	12,25%	22,81%

Sendo TFSL - Taxa de Força Submáxima Limite a qual a estimulação não promoveria aumento de força

Foram encontradas correlações entre os cinco estímulos dentro de cada tarefa envolvendo contração submáxima para 10 ($R > 0,976$; $p < 0,01$), 20 ($R > 0,976$; $p < 0,01$), 30 ($R > 0,631$; $p < 0,05$) e 40% da CVM ($R > 0,650$; $p < 0,05$). Entre todos os TC1 e TC2 também foi encontrado forte correlação entre si ($R > 0,720$; $p < 0,01$).

Discussão

Dentre os objetivos do presente estudo, foi proposto verificar a consistência das estimulações em diferentes taxas de contrações submáximas e, neste sentido, foi confirmada a existência de consistência para as cinco estimulações aplicadas em taxas de contrações submáximas de 0 a 50% da CVM.

Vale ressaltar que mesmo para tarefa mais intensa do presente estudo (manter 50% da CVM por 15s) não foram encontradas diferenças entre as cinco TS durante a contração submáxima, sugerindo que durante a tarefa de sustentação da força não houve decaimento das

taxas de TS. Situação que indica que a tarefa não resultou em estresse que pudesse ser visível pela TS.

Também foi encontrado que as estimulações dadas a 30% da CVM são as primeiras TS estatisticamente diferentes de TC (Figura 1.3). Não há estudos que discutam a relevância desta intensidade para realização de estimulações no tríceps braquial. Entretanto, Bigland-Ritchie, Cafarelli e Vollestad (15) investigaram fadiga neuromuscular no quadríceps femoral utilizando TS em uma tarefa isométrica contínua (de longa duração) o qual os participantes tinham que manter 30% da CVM.

Por meio de um modelo de estimulação para investigar fadiga de baixa frequência (50Hz), Bigland-Ritchie, Cafarelli e Vollestad (15) encontraram diminuição da resposta a estimulação nos 30 minutos iniciais. Neste mesmo estudo, também foram evidenciadas a ausência de alterações por parte de parâmetros fisiológicos como lactato, adenosina trifosfato (ATP) e fosfocreatina. Porém, este estudo evidenciou que este esforço resultou na depleção de 10% do glicogênio muscular por parte das fibras do tipo I e II.

Os autores (15) relataram aptidão por parte do SNC durante a tarefa tendo em vista que o declínio da força acompanhou a dimensão do TS aplicadas ao decorrer da contração submáxima. Além disso, pelas respostas provenientes da eletromiografia de superfície os autores sugeriram que a insuficiência contrátil resultante da tarefa foi compensada pelo recrutamento de unidades motoras adicionais e não por estratégia do sistema nervoso central (15).

Como utilizado no estudo de Bigland-Ritchie, Cafarelli e Vollestad (15), um procedimento envolvendo estimulações a 30% da CVM parece ser uma estratégia alternativa para investigar fadiga neuromuscular. Entretanto, muito cuidado deve ser tomado para realizar sua aplicação e posterior interpretação de resultados, uma vez que este modelo de análise de fadiga neuromuscular ainda não tenha sido testado.

Outro resultado encontrado no presente estudo foi que TC1 e TC2, além de não apresentar diferenças estatísticas entre si e entre os momentos, foram correlacionados. Inicialmente cabe destacar que a utilização de dois pulsos controles (TC1 e TC2) teve como objetivo confirmar a consistência do pulso controle dentro de um desenho experimental envolvendo diferentes tarefas motoras submáximas.

Garantindo que estes pulsos apresentaram um comportamento consistente, outra importância da utilização de TC neste estudo foi em estabelecer um controle da resposta neuromuscular entre os momentos, uma vez que as tarefas de contração isométricas poderiam contribuir para a redução (ilustrando um quadro de fadiga neuromuscular) ou aumento deste

parâmetro (ilustrando um quadro de PPA). Apesar de relatos que a utilização de 10s de CVM proporciona PPA (16), e da tendência a fadiga central que o músculo tríceps braquial possui ao realizar tarefas de sustentação de força isométrica (11), os resultados do presente estudo apontam que as tarefas submáximas realizadas neste estudo não foram capazes de alterar significativamente os parâmetros TC1 e TC2, portanto, não houve consolidação de PPA ou fadiga neuromuscular.

Finalmente, foi encontrado linearidade entre o aumento de taxa de força submáxima sustentada e diminuição do valor de força evocada relativo a TS (Figura 1.4). Apesar do resultado encontrado no presente estudo ser similar ao de Cheng e Rice (14), os valores de TS do presente estudo são relativamente inferiores.

Esta diferença é nítida quando visualizamos que, enquanto Cheng e Rice (14) utilizaram TS a 100% da CVM como um dos parâmetros utilizados na formação da reta e posterior extrapolação da mesma para estabelecer TC, no presente estudo se fosse realizado uma extrapolação com os dados da regressão linear dos participantes o a taxa de contração submáxima limite a qual uma estimulação não promoveria aumento de força estaria abaixo de 76,7% da CVM (Tabela 1). Ou seja, para os participantes deste estudo, realizar uma estimulação sobreposta a uma contração voluntária de 76,7% da CVM não promoveria aumento da força evocada.

Esta diferença entre o estudo citado anteriormente e o presente estudo pode ser resultante da diferença entre os equipamentos, eletrodos ou até o ângulo utilizado para aplicar as estimulações (no presente estudo o participante permanecia com o cotovelo em flexão 90° enquanto no estudo de Cheng e Rice (14) 20 e 120°).

Assim como Cheng e Rice (14) utilizaram estimulações sobrepostas a contrações submáximas para extrapolar o parâmetro TC, é possível que este ajuste matemático também seja benéfico para visualizar alterações neuromusculares. Tomando por base que o coeficiente de determinação médio obteve valores de confiança (Tabela 1), ou seja, a disposição dos valores de TS são bem representadas de forma linear, existe a possibilidade de que a fadiga altere o posicionamento da regressão por meio do balanço dos coeficientes angular e linear.

Partindo do pressuposto que os pulsos aplicados com a musculatura relaxada são parâmetros relacionados com a fadiga periférica e TS a 100% da CVM com a fadiga central (9, 17), hipoteticamente, um estresse na via periférica reduziria apenas a extremidade referente ao pulso controle (aplicado com a musculatura relaxada), alterando diretamente o coeficiente angular e linear. Tendo em vista que esse estresse não resultaria em alterações significantes por

parte da outra extremidade, a dispersão dos pontos na reta estaria comprometida, reduzindo indiretamente o coeficiente de determinação.

Apesar de a exposição simultânea a fadiga central e periférica sujeitar a alteração dos coeficientes angular e linear, o estresse da via central proporcionaria um breve aumento dos parâmetros responsáveis pela outra extremidade da reta (relativa a TS aplicada a 100% da CVM), corrigindo a dispersão da reta (os pontos da reta ficam mais agrupados em relação a reta), cenário que resultaria em um coeficiente de determinação mais elevado que na situação onde o participante seria exposto apenas ao estresse de via periférica.

Em último caso, se o participante fosse exposto apenas ao estresse proveniente da via central, o comprometimento da reta seria apenas por parte do coeficiente angular, tendo em vista que o coeficiente linear não se alteraria em função da preservação dos parâmetros controles (estimulações coma musculatura relaxada).

Conclusão

Conclui-se com este estudo que é possível reproduzir as respostas de TS quando o participante realiza tarefas isométricas de curta duração (15s) nas intensidades de 10, 20, 30, 40 e 50% da CVM. Os resultados de Bigland-Ritchie, Cafarelli e Vollestad (15) e os métodos de extrapolação utilizados por Cheng e Rice (14) sugerem que exista uma utilidade para a estimulação muscular em contrações submáximas. Considerando os equipamentos utilizados, o modelo matemático utilizado no presente estudo aponta que, nas atuais circunstâncias, a força evocada resultante de estimulação deixa de ser notável quando os participantes mantêm valores de contração submáxima próximos a 76% da CVM.

Utilizar um modelo linear para analisar a fadiga neuromuscular parece ser uma estratégia viável e é tida como meta para estudos posteriores. Entretanto, para que isso seja possível, este modelo de análise deve ser testado em condições que reflitam fadiga neuromuscular de ordem central e periférica.

Referências

1. Shield A, Zhou S. Assessing voluntary muscle activation with the twitch interpolation technique. *Sports Medicine*. 2004;34(4):253-67.

2. Paillard T, Noé F, Passelergue P, Dupui P. Electrical stimulation superimposed onto voluntary muscular contraction. *Sports medicine*. 2005;35(11):951-66.
3. Merton P. Voluntary strength and fatigue. *The Journal of physiology*. 1954;123(3):553-64.
4. Belanger A, McComas A. Extent of motor unit activation during effort. *Journal of Applied Physiology*. 1981;51(5):1131-5.
5. Dowling JJ, Konert E, Ljucovic P, Andrews DM. Are humans able to voluntarily elicit maximum muscle force? *Neuroscience letters*. 1994;179(1):25-8.
6. Allen G, Gandevia S, Neering I, Hickie I, Jones R, Middleton J. Muscle performance, voluntary activation and perceived effort in normal subjects and patients with prior poliomyelitis. *Brain*. 1994;117(4):661-70.
7. Lloyd A, Gandevia S, Hales J. Muscle performance, voluntary activation, twitch properties and perceived effort in normal subjects and patients with the chronic fatigue syndrome. *Brain*. 1991;114(1):85-98.
8. Behm D, St-Pierre D, Perez D. Muscle inactivation: assessment of interpolated twitch technique. *Journal of applied physiology*. 1996;81(5):2267-73.
9. Gandevia S. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological reviews*. 2001;81(4):1725-89.
10. Herbert R, Gandevia S. Twitch interpolation in human muscles: mechanisms and implications for measurement of voluntary activation. *Journal of Neurophysiology*. 1999;82(5):2271-83.
11. Bilodeau M. Central fatigue in continuous and intermittent contractions of triceps brachii. *Muscle & nerve*. 2006;34(2):205-13.
12. Meszaros AJ, Iguchi M, Chang S-H, Shields RK. Repetitive eccentric muscle contractions increase torque unsteadiness in the human triceps brachii. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2010;20(4):619-26.
13. Lampropoulou SI, Nowicky AV, Marston L. Magnetic versus electrical stimulation in the interpolation twitch technique of elbow flexors. *Journal of sports science & medicine*. 2012;11(4):709.
14. Cheng AJ, Rice CL. Voluntary activation in the triceps brachii at short and long muscle lengths. *Muscle & nerve*. 2010;41(1):63-70.
15. Bigland-Ritchie B, Cafarelli E, Vollestad N. Fatigue of submaximal static contractions. *Acta Physiol Scand Suppl*. 1986;556:137-48.
16. Hamada T, Sale DG, Macdougall JD. Postactivation potentiation in endurance-trained male athletes. *Medicine and science in sports and exercise*. 2000;32(2):403-11.
17. Allen G, Gandevia S, McKenzie D. Reliability of measurements of muscle strength and voluntary activation using twitch interpolation. *Muscle & nerve*. 1995;18(6):593-600.