

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA/FACULDADE DE CEILÂNDIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO
CURSO DE MESTRADO ACADÊMICO

ÁLVARO DE ALMEIDA VENTURA

ESCOLHENDO SABIAMENTE: ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA DE ALTA
FREQUÊNCIA E PULSO LARGO EM NERVOS VS. MÚSCULOS PARA
ESFORÇOS MÁXIMOS E SUBMÁXIMOS

ARTIGO

BRASÍLIA

2024

ÁLVARO DE ALMEIDA VENTURA

ESCOLHENDO SABIAMENTE: ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA DE ALTA
FREQUÊNCIA E PULSO LARGO EM NERVOS VS. MÚSCULOS PARA
ESFORÇOS MÁXIMOS E SUBMÁXIMOS

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação (PPG-CR) da Universidade de Brasília, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de mestre.

Linha de pesquisa: Processos Biológicos Aplicados à Estrutura, Função e Reabilitação.

Tema: Plasticidade Muscular.

Orientador(a): Prof. Dr. João Luiz Quagliotti Durigan.

Brasília,

Setembro de 2024

FICHA CATALOGRÁFICA

de de Almeida Ventura , Álvaro
ESCOLHENDO SABIAMENTE: ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA DE ALTA
FREQUÊNCIA E PULSO LARGO EM NERVOS VS. MÚSCULOS PARA
ESFORÇOS MÁXIMOS E SUBMÁXIMOS / Álvaro de Almeida Ventura ;
orientador João Luiz Quagliotti Durigan.. -- Brasília,
2024.
48 p.

Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação) --
Universidade de Brasília, 2024.

1. Estimulação elétrica neuromuscular. 2. Fisioterapia.
3. Reabilitação. I. Quagliotti Durigan., João Luiz ,
orient. II. Título.

DEDICATÓRIA

Eu, Álvaro de Almeida Ventura, dedico este trabalho aos meus pais, Raimundo e Sandra, que nunca mediram esforços para que eu tivesse a melhor educação possível, o que me permitiu chegar até aqui. Dedico também à minha esposa, Gabriella, que não saiu do meu lado nesse período e me apoiou sempre que foi preciso; à minha filha, Maria Sophia, que é e sempre será a minha maior fonte de motivação e a todos aqueles que de certa forma contribuíram com este projeto.

AGRADECIMENTOS

Inicialmente, gostaria de agradecer a força maior que guia meus passos - conhecida, geralmente, como Deus, Jeová, Alá - que por algum motivo permitiu que eu nascesse em uma família que acredita veemente no poder do estudo e que teve condições de me fornecer a melhor estrutura possível para chegar até aqui. Num país tão desigual como o Brasil, a oportunidade de concluir a graduação não surge para todos, muito menos uma pós-graduação. Por isso, serei sempre grato.

Depois, os agradecimentos passam ao senhor Raimundo e à senhora Sandra Ventura que nunca permitiram que eu desacreditasse do poder do estudo. Que sempre me forneceram o maior conforto possível para concluir meus estudos, desde o colegial até a pós-graduação. Ainda dentro do círculo familiar, meu irmão - Victor Hugo - que sempre me apoiou e cumpriu o dever de filho nas vezes em que eu não pude estar presente para ajudar meus pais e, em especial, a minha mãe; minha esposa, que é a melhor companheira que eu poderia ter e sempre esteve ao meu lado; minha filha, que é a luz da minha vida; minha sogra, que sempre ajudou nos cuidados com a pequena Maria Sophia; e a minha eterna segunda mãe, Josilene que me criou, me cuidou e me fortaleceu, desde que eu nasci.

Já dentro do círculo acadêmico, agradeço a todos os voluntários que participaram desse estudo e a todos que me ajudaram no processo de coleta de dados. Entretanto, três pessoas especiais merecem um maior destaque: 1) Leandro Gomes, meu irmão de coração, que caminhou junto a mim durante toda a graduação e sem ele eu jamais teria chegado até aqui da forma que cheguei; 2) João Luiz Durigan, meu orientador que confiou em mim e em Leandro no quarto semestre da graduação e nos deu a oportunidade de nos tornarmos mestres; e 3) Luis André Soares, meu aluno de iniciação científica que fez muito mais que suas obrigações nesse período, a ele serei eternamente grato.

Por último, agradeço à Faculdade de Ceilândia por ter sido sempre tão acolhedora; ao grupo GPlast e ao laboratório LaPlast, por todo apoio e suporte e à Fundação de Apoio à Pesquisa do Distrito Federal (FAP-DF) pelo fomento ao projeto.

ÁLVARO DE ALMEIDA VENTURA

COMPARAÇÃO DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA DE ALTA FREQUÊNCIA E
PULSO LARGO EM NERVOS VERSUS MÚSCULOS PARA ESFORÇOS
MÁXIMOS E SUBMÁXIMOS: UM ENSAIO CLÍNICO CROSS-OVER

Banca examinadora

Prof. Dr. João Luiz Quagliotti Durigan
Faculdade de Ceilândia – UnB
(Presidente)

Prof. Dr. Caio Victor de Sousa Silva
LMU – Loyola Marymount University
(Examinador externo)

Prof. Dr. Rafael Inácio Barbosa
UFSC – Universidade Federal de Santa Catarina
(Examinador interno)

Prof. Dr. Roberto de Souza Baptista
Faculdade do Gama – UnB
(Examinador suplente)

Brasília, 2024

RESUMO

Objetivo: A eficácia da estimulação elétrica neuromuscular (NMES) depende do nível de torque evocado, que pode ser obtido por meio de técnicas convencionais (CONV) ou de pulso largo e alta frequência (WPHF). No entanto, o melhor posicionamento dos eletrodos ainda não está claro. Este estudo comparou os efeitos da WPHF aplicada ao tronco do nervo tibial (N-WPHF) ou ao músculo (M-WPHF) em relação à CONV em participantes saudáveis, utilizando um design crossover.

Métodos: 30 participantes (21 homens e 9 mulheres; idade: $22,4 \pm 4,5$) participaram de quatro sessões de aproximadamente 1 hora, com um intervalo de pelo menos 7 dias entre elas. Em cada sessão foram realizadas: duas contrações voluntárias máximas (MVC), duas contrações com torque máximo evocado (MET), e duas contrações com torque submáximo evocado a 20% do MVC (SET). A intensidade da NMES, o torque evocado, a eficiência e o desconforto foram medidos nas condições máximas e submáximas. A análise estatística foi realizada utilizando ANOVA de modelo misto com medidas repetidas.

Resultados: N-WPHF e M-WPHF apresentaram maior torque evocado do que CONV ($p = 0,002$ e $p = 0,036$) e maior eficiência do que CONV na condição de MET ($p = 0,006$ e $p = 0,002$). N-WPHF induziu maior eficiência do que M-WPHF e CONV para condições submáximas ($p = 0,004$). Maior desconforto foi observado tanto para N-WPHF quanto para M-WPHF na condição submáxima em comparação com CONV ($p = 0,003$ e $p < 0,001$).

Conclusão: Nossos resultados sugerem que a aplicação em nervo ou músculo para WPHF pode ser a melhor escolha para a condição máxima, enquanto a aplicação em nervo é preferida para a condição submáxima.

Registro: <https://clinicaltrials.gov/study/NCT04200677>

Palavras-chave: Estimulação elétrica neuromuscular; Fisioterapia; Reabilitação

ABSTRACT

Purpose: Neuromuscular electrical stimulation (NMES) effectiveness hinges on the evoked torque level, which can be attained through either conventional (CONV) or wide-pulse-high-frequency (WPHF). However, the best electrode placement is still unclear. This study compared the effects of WPHF applied to the tibial nerve trunk (N-WPHF) or muscle (M-WPHF) to CONV in healthy participants using a crossover design.

Methods: 30 participants (men: 21; women: 9; age: 22.4 ± 4.5) were involved in four sessions of ~1hr and were at least 7 days apart. During each session were: performed two maximal voluntary contractions (MVC), two contractions at maximal evoked torque (MET), and two contractions at submaximal evoked torque at 20% MVC (SET). NMES intensity evoked torque, efficiency, and discomfort, were measured in maximal and submaximal conditions. Statistics were conducted using a one-way mixed-model ANOVA with repeated measures.

Results: N-WPHF and M-WPHF showed higher evoked torque than CONV ($p = 0.002$ and $p = 0.036$) and greater efficiency than CONV in the MET condition ($p = 0.006$ and $p = 0.002$). N-WPHF induced higher efficiency than M-WPHF and CONV for submaximal conditions ($p = 0.004$). Higher discomfort was observed for both N-WPHF and M-WPHF in the submaximal condition compared to CONV ($p = 0.003$ and $p < 0.001$).

Conclusion: Our results suggest that either nerve or muscle application for WPHF could be the best choice for the maximal condition, while nerve application is preferred for the submaximal condition.

Register: <https://clinicaltrials.gov/study/NCT04200677>

Keywords: Neuromuscular electrical stimulation; Physical therapy; Rehabilitation.

LISTA DE FIGURAS:

Figura 1. Detalhes da Metodologia15

Figura 2. Resultados das Variáveis com resultados relevantes.....29

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Descrição dos Parâmetros Físicos das Correntes.

Tabela Suplementar 2. Resultados reportados com média (Intervalo de Confiança 95%)

Tabela Suplementar 3. Tamanho de Efeito

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	12
MATERIAIS E METODOS	14
Participantes	14
Design Experimental	14
Sessão Experimental	16
Análise Estatística	17
RESULTADOS	18
Torque	18
MET-eficiência and SET-eficiência	18
MET-desconforto and SET-desconforto	18
MET-intensity and SET-intensity	19
PERSPECTIVAS	24
CONSIDERAÇÕES FINAIS E IMPACTOS PRÁTICOS PARA SOCIEDADE	24
REFERENCIAS	26
APÊNDICES	29
APÊNDICE 1 – Figura 2	29
APÊNDICE 2 – Tabela Suplementar 2	30
APÊNDICE 3 – Tabela Suplementar 3	31
ANEXOS	32
ANEXO 1 – Aprovação no Comitê de Ética	32
ANEXO 2 – Registro do Ensaio Clínico	32
ANEXO 3 – Métodos, Resultados e Conclusão do segundo manuscrito	32
PRODUTOS DESENVOLVIDOS DURANTE PERÍODO DE MESTRADO	47
PRODUTO 1 – Apresentação de Resumo	47

INTRODUÇÃO

A estimulação elétrica neuromuscular (NMES) tem sido usada para vários propósitos, como restaurar a função e melhorar a força e a resistência muscular em sujeitos saudáveis e lesionados^{1,2}. A NMES provoca contrações musculares através de diferentes vias^{1,2} ao posicionar eletrodos sobre o ventre muscular ou ao longo do tronco nervoso¹. Os parâmetros da NMES podem ser ajustados na forma convencional (CONV) com corrente de baixa frequência (20-50 Hz) e pulsos estreitos (0,2-0,5 ms), normalmente aplicados diretamente no músculo, ou como pulsos mais largos (~1 ms) e frequência mais alta (~100 Hz - WPHF), que são tipicamente aplicados no nervo¹.

A aplicação de NMES utilizando a forma CONV normalmente envolve a colocação dos eletrodos sobre o ventre muscular³. No entanto, essa colocação está associada a contrações que têm maior contribuição periférica^{2,4,5}. As contrações produzidas por vias periféricas ocorrem de forma assíncrona, o que pode resultar em contrações menos resistentes à fadiga. Por outro lado, a colocação dos eletrodos no tronco nervoso, associada à WPHF, demonstrou uma maior contribuição central^{2,4,5}, resultando em contrações produzidas por vias centrais, que são síncronas - seguindo o princípio de tamanho de Henneman e possivelmente sendo mais resistentes à fadiga⁶. Além disso, a estimulação do tronco nervoso mostrou ser promissora na manutenção da qualidade muscular após lesões nas vias de modulação central⁷, e a produção de força extra foi associada à contribuição central⁸.

Foi demonstrada uma relação direta entre a eficácia da NMES e o torque evocado pela NMES⁹. No entanto, quanto maior o torque gerado pela NMES, maior o desconforto percebido¹⁰, sugerindo que alcançar os níveis mais altos de torque pode não ser sempre desejável. O treinamento com NMES ao longo do tempo gera ganhos de força de 24% e 48% em diferentes níveis, como 25% e 50% do torque relativo (ou seja, a porcentagem do torque máximo evocado pela NMES em relação a uma contração voluntária máxima), respectivamente¹¹. Níveis submáximos de torque evocado pela NMES, variando de 5% a 50% da contração voluntária máxima ((MVC)), também são eficazes para fortalecimento em pacientes durante reabilitação em unidades ortopédicas, neurológicas e de cuidados intensivos^{12,13}. Portanto, nesses pacientes, o uso de NMES em níveis submáximos pode manter a eficácia do tratamento enquanto minimiza o desconforto. Assim, determinar se

a CONV ou a WPHF pode ser eficaz com menos desconforto e se há diferença em suas respostas é uma lacuna na literatura.

A WPHF foi inicialmente introduzida para evocar contrações submáximas mais fisiológicas (~20% da (MVC), ou seja, recrutamento de unidades motoras seguindo o princípio de tamanho de Henneman)^{1,14,15}, em vez de apenas maximizar o torque evocado pela NMES. Parece que a WPHF pode produzir um maior torque máximo evocado (MET) enquanto requer menor intensidade (maior eficiência da NMES) em comparação com a CONV¹⁶, além de ser capaz de gerar força extra, supostamente devido à contribuição central⁸. Em contraste, Liebano et al.¹⁷ não observaram diferença no MET ao comparar a WPHF com a CONV. É provável que a WPHF, em intensidades de corrente máximas toleráveis, possa produzir um MET maior que a CONV. A WPHF também oferece a vantagem de exigir intensidades de corrente relativamente baixas em comparação com a CONV para evocar torque submáximo semelhante, devido à maior carga de corrente fornecida por pulsos largos (~1ms)^{18,19}. Apesar de a WPHF ter sido originalmente desenvolvida para aplicação no nervo, algumas evidências sugerem que o desconforto associado à estimulação nervosa é maior do que com a estimulação usando eletrodos de superfície posicionados sobre o ventre muscular⁶. Resultados controversos surgiram em relação ao desconforto induzido pela WPHF, com alguns estudos mostrando nenhuma diferença em comparação com a CONV sob condições submáximas^{18,19} e máximas²⁰. Parece que correntes com pulsos mais largos podem gerar maior desconforto em condições de MET, pois o limiar de dor torna-se mais acessível com o aumento da duração do pulso¹².

No entanto, não está claro se o mesmo se aplica aos pulsos WPHF ou CONV aplicados sobre o nervo ou músculo para gerar um maior MET e torque relativo, minimizando o desconforto em condições submáximas e máximas. Portanto, dadas as controvérsias na literatura, o presente estudo foi desenhado para tentar responder se a WPHF é realmente capaz de produzir níveis mais altos de MET em comparação com a CONV, se a WPHF é de fato uma corrente mais eficiente e se há alguma diferença no desconforto percebido durante a aplicação de WPHF e CONV. Além disso, também visamos observar se há diferenças nessas variáveis quando os eletrodos são posicionados no tronco nervoso (N-WPHF) em comparação com o ventre muscular (M-WPHF). Nossa hipótese é que a aplicação de N-WPHF resultaria em maior torque evocado pela NMES e melhor

eficiência de corrente em níveis de torque máximos e submáximos – devido ao possível maior nível de contribuição central e, conseqüentemente, maior força extra – juntamente com maior desconforto percebido para a aplicação no nervo em comparação com o posicionamento dos eletrodos sobre o músculo para M-WPHF e CONV, devido ao menor tamanho dos eletrodos que distribuem a mesma quantidade de energia sobre uma área menor.

MATERIAIS E METODOS

Participantes

Trinta participantes (21 mulheres e 9 homens, idade: $22,4 \pm 4,5$ anos, altura: 172 ± 8 cm, massa corporal: $71,4 \pm 14,9$ kg, média \pm DP) participaram deste estudo. Os participantes se abstiveram de exercícios vigorosos (48 h) e de consumir estimulantes (12 h) antes dos testes¹⁰. Os protocolos foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade de Brasília (14734619.3.0000.8093). Todos os participantes eram destros na perna, indicando que preferiam a perna direita para chutar uma bola. O estudo foi registrado na plataforma de ensaios clínicos (<https://clinicaltrials.gov/NCT04200677>). O tamanho da amostra ($n = 30$) foi calculado a priori usando o G*Power (versão 3.1.9.6), considerando os seguintes critérios: tamanho de efeito grande $> 0,5$, poder de 0,9 e erro de probabilidade de 0,05, de acordo com estudos anteriores¹⁹.

Design Experimental

Este estudo foi um ensaio cruzado, randomizado e duplo-cego. Os participantes participaram de quatro sessões, cada uma com duração de aproximadamente 1 hora e com um intervalo mínimo de 7 dias entre elas para evitar fadiga residual¹⁹. A primeira visita foi usada como familiarização com todos os procedimentos de teste (ou seja, teste de intensidade de NMES, (MVC) e MET), realização de medidas antropométricas, preenchimento do Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ) auto-relatado e randomização. As três outras sessões experimentais, realizadas em ordem aleatória, foram: Estimulação monopolar no nervo (N-WPHF) – aplicada através de eletrodos ao longo do trajeto do nervo tibial; Estimulação monopolar no músculo (M-WPHF) – aplicada no ventre do tríceps sural; e Estimulação bipolar no músculo (CONV) – aplicada no ventre do tríceps sural. Listas de randomização foram criadas usando o site www.random.org, que atribuía sequencialmente os participantes às três condições¹⁰. Um

pesquisador (LAS) preparou envelopes lacrados, opacos e numerados contendo a ordem das condições de NMES. Nem o segundo pesquisador (AAV), que administrava o NMES, nem os participantes estavam cientes da alocação do tratamento. Isso foi garantido pelo primeiro pesquisador (LAS), que programava o dispositivo de NMES e cobria o painel do dispositivo com uma proteção opaca para ocultar os parâmetros tanto do pesquisador (AAV) quanto dos participantes, com exceção da intensidade da corrente¹⁰. Em relação ao mascaramento do posicionamento dos eletrodos, os eletrodos eram posicionados no voluntário mesmo que não fossem utilizados. Como resultado, o segundo pesquisador (AAV), que apenas monitorava a intensidade, não sabia qual eletrodo estava recebendo a corrente. Além disso, para as análises estatísticas, as correntes receberam nomes fictícios para que o analista (AAV) não reconhecesse qual corrente estava sendo usada. Todas as sessões foram realizadas no mesmo dia da semana e no mesmo horário (Figura 1 para mais detalhes).

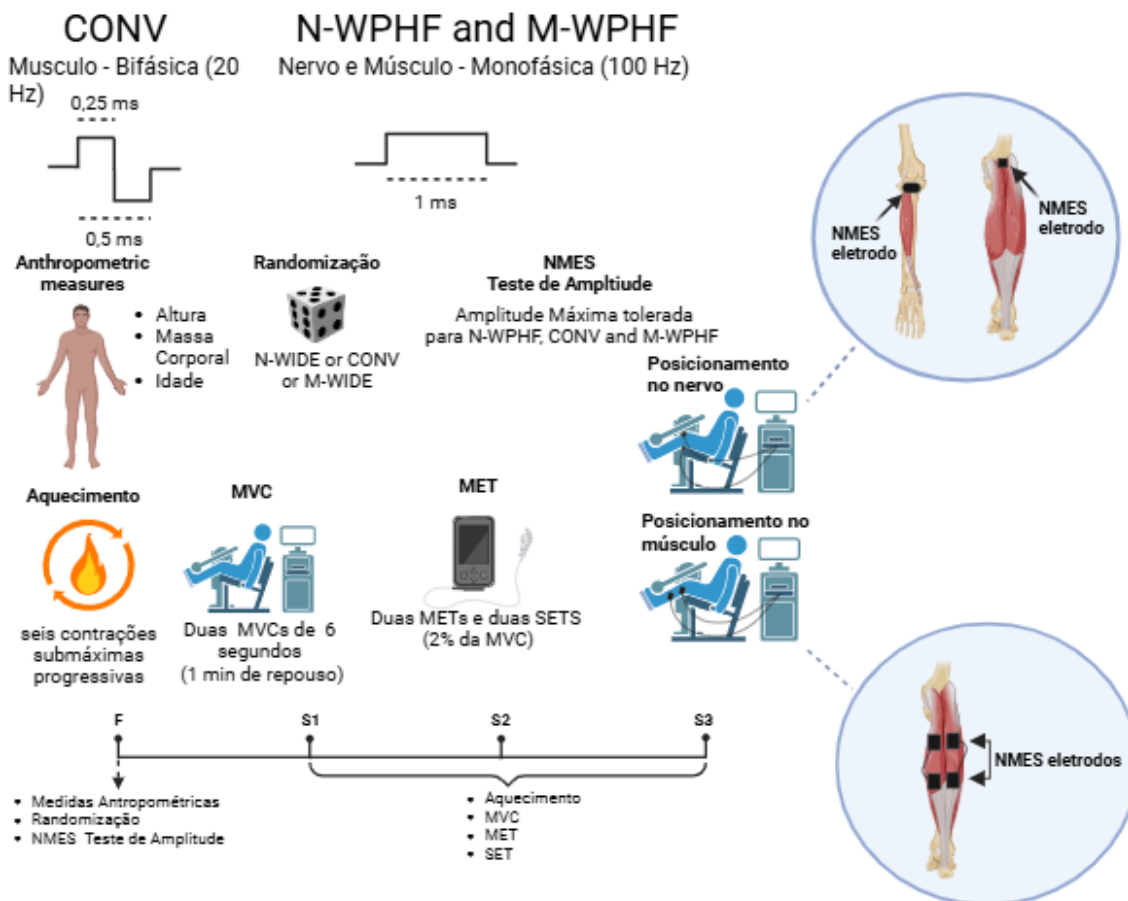


Figura 1. Protocolo de teste para torque evocado por NMES, eficiência de NMES e desconforto no músculo tríceps sural de participantes saudáveis, comparando os efeitos de três correntes diferentes: N-WPHF (monofásica, frequência de 100 Hz, largura de fase de 1 ms, aplicada no nervo), M-WPHF (monofásica, frequência de 100 Hz, largura de fase de 1 ms, aplicada no ventre muscular) e CONV (bifásica, frequência de 20 Hz, largura de fase de 0,25 ms, aplicada no

ventre muscular). Legenda: MVC - contração voluntária máxima; MET - torque máximo evocado; NMES - Estimulação Elétrica Neuromuscular.

Sessão Experimental

Os participantes foram posicionados em um dinamômetro isométrico (Cefise, Nova Odessa, SP) com o quadril, joelho e tornozelo a 90°, e o pé direito preso a uma plataforma de apoio²¹. Inicialmente, eles realizaram um aquecimento específico composto por 8 contrações isométricas submáximas dos flexores plantares de 6 segundos, em intensidade progressiva, com intervalos de descanso de 10 segundos entre elas. Em seguida, após um minuto de descanso, os participantes foram solicitados a realizar duas (MVC)s com intervalo de descanso de um minuto entre elas. Eles foram incentivados verbalmente a realizar uma contração isométrica máxima dos flexores plantares por seis segundos, e o maior torque alcançado entre as duas tentativas foi registrado para análise.

Após dois minutos, os participantes foram instruídos a relaxar a perna para evitar qualquer ação voluntária, e contrações isométricas evocadas foram obtidas a partir de N-WPHF, M-WPHF e CONV, administradas por um estimulador elétrico neuromuscular (versão 2.0; Neurodyn, Ibramed, Amparo, SP, Brasil). A pele foi raspada e limpa com álcool antes do posicionamento dos eletrodos. Para M-WPHF e CONV, quatro eletrodos autoadesivos de 25 cm² foram posicionados sobre o tríceps sural¹⁷, enquanto para N-WPHF o cátodo (eletrodo autoadesivo Valutrode de 30 mm de diâmetro, São Paulo, Brasil) foi posicionado abaixo da linha do joelho (que forma a fossa poplíteia), próximo à inserção proximal dos músculos gastrocnêmios medial e lateral, e o ânodo (eletrodo Valutrode de 5x10 cm, São Paulo, Brasil) foi colocado sobre a patela²². Os parâmetros físicos da estimulação elétrica de cada sessão experimental estão descritos na Tabela 1.

A intensidade da estimulação começou em 10 mA e foi aumentada gradualmente em incrementos de 10 mA até atingir o MET. Após duas contrações no MET, separadas por 1 minuto de descanso, o procedimento foi reiniciado em 10 mA até produzir duas contrações a 20% da MVC (torque evocado submáximo – SET). O torque relativo durante o MET (MET-torque relativo) e durante o SET (SET-torque relativo) foram calculados a partir das seguintes fórmulas: $[(MET \times (MVC)^{-1}) \times 100]$ e $[(SET \times (MVC)^{-1}) \times 100]$, respectivamente¹⁰. A eficiência da NMES foi calculada a partir de

MET x intensidade relativa a MET⁻¹ (MET-eficiência) ou SET x intensidade relativa a SET⁻¹ (SET-eficiência)^{10,23}.

O desconforto foi avaliado usando a escala analógica visual (EVA). Ela consiste em uma linha de 10 cm, onde 0 cm representa nenhum desconforto e 10 cm corresponde ao desconforto máximo percebido. A EVA foi apresentada aos participantes após as contrações evocadas, e eles foram instruídos a relatar o desconforto durante o MET (MET-desconforto) e durante o SET (SET-desconforto). A EVA foi sempre apresentada pela mesma pessoa para evitar qualquer possível influência subjetiva do avaliador¹⁰.

Table 1. Descrição dos parâmetros físicos.

Tipo de Corrente	Frequencia (Hz)	Duração da fase (ms)	Pulso	Posicionamento do eletrodo
N-WPHF	100	1	Monofásica	Nervo Tibial
M-WPHF	100	1	Monofásica	Triceps Sural
CONV	20	0.25	Bifásica	Triceps Sural

Análise Estatística

Os valores foram expressos como média \pm desvio padrão (DP). A normalidade, homogeneidade e esfericidade dos dados foram testadas e confirmadas pelos testes de Shapiro-Wilk, Levene e Mauchly, respectivamente. Em seguida, foi realizada uma ANOVA de uma via - conforme utilizado em estudos anteriores^{19,24,25} - com medidas repetidas (N-WPHF x CONV x M-WPHF), com correção de Greenhouse-Geisser aplicada em caso de não-esfericidade dos dados. O teste post-hoc de Tukey foi conduzido em caso de efeito significativo. Um valor de $p < 0,05$ foi considerado como nível de significância estatística para todas as

comparações. Todos os procedimentos estatísticos foram realizados utilizando o STATISTICA (versão 12.5.192.0, StatSoft, Inc, EUA).

RESULTADOS

Torque

Os valores de (MVC) foram semelhantes para as três sessões de teste (Tabela 2). Não houve efeito significativo para (MVC) ($p = 0,436$; $F = 0,839$; $\eta^2 = 0,028$; poder = 0,187), MET ($p = 0,194$; $F = 1,686$; $\eta^2 = 0,054$; poder = 0,340) ou SET ($p = 0,770$; $F = 0,261$; $\eta^2 = 0,008$; poder = 0,089). Houve um efeito significativo para o MET-torque relativo ($p = 0,002$; $F = 6,592$; $\eta^2 = 0,185$; poder = 0,896) (Figura 2A). O post hoc revelou que N-WPHF e M-WPHF foram maiores que CONV ($p = 0,002$ e $p = 0,036$, respectivamente) (Figura 2B). Em contraste, não houve efeito principal para o SET-torque relativo ($p = 0,113$; $F = 2,256$; $\eta^2 = 0,072$; poder = 0,441).

MET-eficiência and SET-eficiência

Houve um efeito significativo para MET-eficiência ($p < 0,001$; $F = 10,489$; $\eta^2 = 0,265$; poder = 0,984). O post hoc demonstrou que N-WPHF e M-WPHF foram mais eficientes que CONV ($p = 0,006$ e $p = 0,002$) (Figura 2C). Além disso, também houve um efeito significativo SET-eficiência ($p = 0,006$; $F = 5,560$; $\eta^2 = 0,160$; poder = 0,836) (Figura 2D). O post hoc mostrou que N-WPHF foi mais eficiente que CONV ($p = 0,004$). Não houve diferenças significativas entre N-WPHF e M-WPHF ($p = 0,342$), ou entre M-WPHF e CONV ($p = 0,144$).

MET-desconforto and SET-desconforto

Não houve efeito significativo para o MET-desconforto ($p = 0,137$; $F = 2,050$; $\eta^2 = 0,066$; poder = 0,406) (Figura 2E). No entanto, houve um efeito significativo para o SET-desconforto ($p < 0,001$; $F = 14,893$; $\eta^2 = 0,339$; poder =

0,998) (Figura 2F). O post hoc indicou que N-WPHF e M-WPHF resultaram em maior desconforto do que CONV ($p = 0,003$ e $p < 0,001$) (Figura 5).

MET-intensity and SET-intensity

Houve também um efeito significativo para a intensidade-MET ($p < 0,000$; $F = 14,893$; $\eta^2 = 0,339$; poder = 0,998). O post hoc demonstrou que N-WPHF e M-WPHF apresentaram valores menores do que CONV ($p = 0,003$ e $p < 0,001$). Além disso, a condição submáxima também mostrou um efeito significativo ($p < 0,001$; $F = 10,069$; $\eta^2 = 0,187$; poder = 0,982), e as análises post hoc indicaram que N-WPHF e M-WPHF exigem valores mais baixos do que CONV ($p = 0,001$ e $p = 0,022$).

DISCUSSÃO

Nossos resultados sugerem que, sob esforços máximos, WPHF gera maior torque relativo do que CONV, o que está de acordo com um estudo anterior que encontrou maior torque relativo em correntes com uma largura de pulso maior (~ 1 ms)¹⁰. A largura do pulso desempenha um papel fundamental na aplicação ideal do NMES em contextos clínicos²³. Estudos anteriores demonstraram que quanto maior a largura do pulso, maior o torque evocado por NMES, a eficiência do NMES e o desconforto percebido^{10,23}. Além disso, um estudo que comparou WPHF com CONV no músculo quadríceps já havia demonstrado que WPHF pode gerar maior MET em comparação ao CONV, mesmo utilizando intensidades menores²⁵. Além disso, a capacidade de produzir maior MET é clinicamente importante, pois estudos anteriores já mostraram que quanto maior o torque evocado pelo NMES, maior a eficácia do tratamento⁹. No entanto, resultados controversos sugerem que não há diferença no torque evocado pelo NMES entre CONV e WPHF²⁶. Alahmari et al.²⁶ compararam WPHF com diferentes frequências para estimular o músculo

quadríceps e encontraram que a largura do pulso influencia o torque evocado pelo NMES. Resultados semelhantes foram encontrados por Espeit et al.²⁰, que compararam CONV e WPHF com frequências de 50 e 100 Hz para diferentes posicionamentos — estimulação no nervo, torácica e transcutânea para o músculo quadríceps. Provavelmente, as diferenças entre o presente estudo e os relatórios de Alahmari et al.²⁶ e Espeit et al.²⁰ podem estar relacionadas ao posicionamento diferente dos eletrodos, uma vez que no presente estudo o WPHF foi aplicado no nervo tibial, enquanto nos outros estudos o WPHF foi aplicado com diferentes posicionamentos de eletrodos (ou seja, estimulação transcutânea vs. torácica)²⁰.

Alguns estudos demonstraram que, para atingir condições submáximas, o WPHF requer intensidades menores¹⁸⁻²⁰. Com base nisso, hipotetizamos que a eficiência do NMES de N-WPHF seria maior do que a do CONV, uma vez que estudos anteriores já mostraram que atingir tanto as condições de MET quanto submáximas de 10 a 20% do MVC era necessário¹⁸⁻²⁰. Também hipotetizamos que a estimulação no nervo induziria uma maior eficiência do NMES do que a estimulação no ventre muscular (tanto M-WPHF quanto CONV), porque a contração induzida pelo nervo produzia uma maior contribuição centra^{15,14}, além de força extra⁶. De fato, o N-WPHF demonstrou ser mais eficiente do que o CONV em esforços submáximos, mas sem diferença em comparação ao M-WPHF. Além disso, nossos resultados mostraram apenas uma diferença na comparação entre CONV e WPHF, sem diferença entre a estimulação no tronco nervoso ou no ventre muscular a 100% do MVC. Isso está alinhado com um estudo anterior que encontrou uma interação entre largura de pulso e intensidade¹⁰. A possível vantagem do N-WPHF durante o esforço submáximo (~20% do MVC) pode ser explicada por uma maior contribuição central induzida pela posição do nervo e pela baixa intensidade de

pulso, que poderia minimizar o bloqueio antidrômico, juntamente com a largura do pulso que aumenta a ativação dos axônios sensoriais¹⁴. No entanto, mais estudos são necessários para confirmar essa hipótese e avaliar possíveis mudanças no sistema nervoso central induzidas pelo N-WPHF.

Está bem estabelecido que a eficácia dos programas de reabilitação com NMES para ganhos de força está relacionada ao MET⁹. Curiosamente, esforços submáximos, como aqueles que variam de 5% a 50% do MVC, mostraram-se eficazes para fortalecimento em diferentes populações clínicas^{12,13}. O treinamento com NMES resultou em ganhos de força de 24% e 48% para MET a 25% e 50% da MVC, indicando uma relação direta entre a eficácia do tratamento e MET¹¹. Nossos protocolos de WPHF demonstraram maior torque relativo durante o esforço máximo em comparação ao CONV NMES (66% do MVC para N-WPHF, 60% do MVC para M-WPHF e 54% do MVC para CONV), o que poderia resultar em um benefício de 12% para N-WPHF e 6% para M-WPHF em termos de eficácia esperada. Além disso, o NMES aplicado no tronco nervoso pode ser benéfico em cenários clínicos onde aumentar a intensidade da corrente é uma limitação, como no FES Cycling²⁷. O N-WPHF pode apresentar vantagens em contextos focados na reabilitação após lesão ou doença neuromuscular^{1,28}. Por exemplo, quando o objetivo é gerar contrações resistentes à fadiga, pulsos largos devem produzir um maior influxo aferente para um dado influxo eferente, resultando em mais recrutamento sináptico de neurônios motores espinhais que podem contribuir para a contração¹, o que pode explicar o benefício de ~12% para o N-WPHF observado aqui. O N-WPHF também demonstra maior eficiência no NMES, o que provavelmente ocorre devido à maior largura de pulso que permite uma maior entrega de carga com menor intensidade, especialmente considerando que um

estudo anterior já demonstrou que a eficiência está relacionada à largura de pulso ao comparar correntes de 500 μ s e 200 μ s¹⁰. Em qualquer caso, esse resultado pode ser importante para fins de treinamento ao longo do tempo em populações clínicas, apesar do potencial desconforto adicional.

O desconforto percebido é reconhecido como uma limitação para a aplicação de NMES¹⁰. Uma revisão sistemática recente¹ encontrou que não há diferença no desconforto percebido ao comparar WPHF com CONV. No entanto, a revisão incluiu apenas o estudo de Neyroud et al.¹⁹, que avaliou o desconforto a 10% do MVC. Outro estudo comparando CONV versus WPHF a frequências de 50 Hz também não encontrou diferença durante o MET²⁰. Assumimos que a colocação de eletrodos no tronco nervoso resultaria em maior desconforto em comparação à estimulação muscular⁶. Isso porque o WPHF possui uma largura de pulso maior, o que está diretamente relacionado ao desconforto¹⁰. Além disso, a estimulação do tronco nervoso requer o uso de um eletrodo menor, o que pode aumentar o desconforto percebido²⁹. Curiosamente, nossos resultados não mostraram diferença em nenhuma das condições no esforço máximo, o que pode estar relacionado à nossa metodologia que ajustou o NMES para atingir o desconforto máximo percebido pelos participantes, semelhante a um estudo anterior²⁰. No entanto, o WPHF induziu maior desconforto do que o CONV, sem diferença significativa entre N-WPHF e M-WPHF para esforços submáximos. Isso indica que, seja estimulando o ventre muscular ou o tronco nervoso, parece irrelevante em termos de desconforto, destacando a importância de considerar a largura de pulso ao selecionar os parâmetros de NMES para diferentes objetivos.

Portanto, este estudo oferece insights relevantes para a prática clínica. Em primeiro lugar, em termos de produção de força, a estimulação elétrica de alta frequência

(WPHF) gera um torque relativo maior em comparação à estimulação convencional (CONV). Assim, o WPHF deve ser priorizado quando o objetivo é restaurar ou manter os níveis de força muscular, como em programas de treinamento ou reabilitação, devido aos seus maiores benefícios potenciais^{12,13}, tanto no N-WPHF (estímulo no nervo) quanto no M-WPHF (estímulo no músculo). Por outro lado, a estimulação elétrica neuromuscular (NMES) nem sempre é utilizada com o objetivo de atingir esforços máximos, como em pacientes clínicos com doenças pulmonares¹³. Para esses pacientes, são empregadas contrações em níveis submáximos, e nossos resultados mostraram que o N-WPHF é a corrente mais eficiente para essa situação. Além disso, é importante considerar o potencial de maior controle da fadiga induzida pelo NMES, que pode ser minimizada em contrações com maior contribuição central. Essas contrações são sincronizadas e seguem o princípio do tamanho de Henneman, possivelmente sendo mais resistentes à fadiga⁶. Adicionalmente, em indivíduos com lesão medular, o N-WPHF pode ser útil não apenas pelo benefício potencial de manter a qualidade muscular⁷, mas também por sua maior eficiência, oferecendo uma possível solução para as limitações de intensidade durante a prática do FES-cycling, uma vez que a intensidade não pode ser aumentada significativamente devido ao risco de lesão^{27,30}. Dessa forma, intensidades mais baixas resultarão em níveis de torque mais elevados, potencialmente levando a uma melhora no desempenho atlético.

É importante reconhecer as limitações deste estudo. Primeiramente, o presente estudo incluiu apenas participantes saudáveis. Se o efeito observado do N-WPHF e M-WPHF também se mantém em populações clínicas ainda precisa ser determinado. Além disso, dado que nosso estudo examinou principalmente os efeitos agudos do WPHF, pesquisas futuras devem explorar os efeitos de adaptação no torque evocado por NMES, no desconforto e na eficiência ao longo do tempo, tanto com a aplicação de eletrodos no músculo quanto no nervo, em populações saudáveis e clínicas. A ausência de uma avaliação do sistema nervoso central para caracterizar possíveis diferenças entre o N-WPHF e o M-WPHF, em comparação ao CONV, em termos de força extra induzida pela ativação central e periférica, também é um fator potencial de confusão que precisa ser considerado.

PERSPECTIVAS

Este estudo foi projetado para comparar os efeitos do WPHF aplicado no tronco do nervo tibial e na barriga do músculo com o CONV sobre o torque evocado pelo NMES, a eficiência do NMES e o desconforto. Ao contrário da nossa hipótese, os resultados demonstraram que ambas as aplicações do WPHF, no nervo e no músculo, resultaram em maior torque relativo e eficiência do NMES em esforços máximos em comparação ao CONV. Para esforços submáximos, tanto a aplicação do eletrodo no músculo quanto no nervo induziu maior desconforto, enquanto o N-WPHF apresentou maior eficiência do NMES em comparação ao CONV. Em resumo, nossos resultados indicam que o WPHF aplicado sobre o nervo e o músculo superou o CONV em termos de torque relativo e eficiência do NMES para esforços máximos. Para esforços submáximos, a aplicação no nervo e no músculo induziu maior desconforto, enquanto o N-WPHF demonstrou maior eficiência do NMES. Clínicos devem considerar prescrever o WPHF para esforços máximos em doenças relacionadas a esportes, exercícios e atividades físicas, devido à sua capacidade de gerar maior torque relativo, o que está relacionado à eficácia do NMES⁹. Além disso, o N-WPHF deve ser prescrito para induzir esforços submáximos em unidades ortopédicas, neurológicas e de cuidados intensivos, devido à sua maior eficiência, apesar do potencial aumento no desconforto percebido.

CONSIDERAÇÕES FINAIS E IMPACTOS PRÁTICOS PARA SOCIEDADE

Este trabalho, apresentado em formato de manuscrito, faz parte de um projeto guardachuva intitulado “INFLUÊNCIA DO TIPO DE CORRENTE (CONVENCIONAL E DE ALTA FREQUÊNCIA COM PULSO LARGO) E POSICIONAMENTO DE ELETRODOS DURANTE A ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR: IMPLICAÇÕES NA REABILITAÇÃO”. Além deste manuscrito, outros três serão produzidos para responder questionamentos sobre fadiga neuromuscular. Assim, o manuscrito apresentado nessa dissertação faz parte do projeto acima mencionado, o qual teve suas coletas iniciadas em 2019 por uma outra pesquisadora e também mestre pela Universidade de Brasília, Júlia Bastos. Entretanto, as coletas foram interrompidas pela Pandemia de COVID-19. Em 2022, as coletas retornaram com o discente Álvaro Ventura e equipe de alunos de iniciação científica.

De forma simplificada, nossos resultados, apresentados neste primeiro trabalho, produzem impactos para sociedade que podem ser aplicados em dois cenários principais: um cenário no qual se pretende utilizar a NMES para atingir níveis máximos de MET e outro cenário em que se objetiva atingir níveis de SET.

Primeiramente, quando se objetiva atingir níveis máximos de MET ou altos níveis de torque evocado absoluta, como quando se busca aumento ou manutenção da força muscular; melhora de performance desportiva, ou seja, situações relacionadas ao esporte ou atividade física em geral, nesse cenário, os nossos resultados apontam para a utilização da WPHF tanto no ventre muscular quanto no tronco nervoso. Secundariamente, quando se busca atingir níveis de SET, como em condições ortopédicas ambulatoriais (ex: pacientes em reabilitação de artroplastia de joelho¹²); pacientes em unidades de terapia intensiva¹³ ou quando houve limitação do aumento da intensidade (ex: FES-Cycling), os nossos resultados indicam a utilização da N-WPHF.

Portanto, o presente trabalho é de grande complexidade e de ampla aplicabilidade na prática clínica, pois poderá ter seus métodos replicados em diferentes ambientes como em clínicas de reabilitação, hospitais, treinamentos esportivos e paradesportivos, abrangendo variados profissionais – que poderão aplicá-los- e variados potenciais grupos alvos.

REFERENCIAS

1. Bastos JAI, Martins WR, Júnior GC, Collins DF, Durigan JLQ. Contraction fatigue, strength adaptations, and discomfort during conventional versus wide-pulse, high-frequency, neuromuscular electrical stimulation: a systematic review. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*. 2021;46(11):1314-1321. doi:10.1139/apnm-2021-0269
2. MARTIN A, GROSPRÊTRE S, VILMEN C, et al. The Etiology of Muscle Fatigue Differs between Two Electrical Stimulation Protocols. *Med Sci Sports Exerc*. 2016;48(8):1474-1484. doi:10.1249/MSS.0000000000000930
3. Modesto KAG, Bastos JAI, Vaz MA, Durigan JLQ. Effects of Kilohertz Frequency, Burst Duty Cycle, and Burst Duration on Evoked Torque, Perceived Discomfort and Muscle Fatigue. *Am J Phys Med Rehabil*. 2023;102(2):175-183. doi:10.1097/PHM.0000000000001982
4. 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. *J Appl Physiol*. 2011;110(3):627-637. doi:10.1152/jappphysiol.01103.2010
5. Bergquist AJ, Wiest MJ, Collins DF. Motor unit recruitment when neuromuscular electrical stimulation is applied over a nerve trunk compared with a muscle belly: quadriceps femoris. *J Appl Physiol*. 2012;113(1):78-89. doi:10.1152/jappphysiol.00074.2011
6. Bergquist AJ, Clair JM, Lagerquist O, Mang CS, Okuma Y, Collins DF. Neuromuscular electrical stimulation: implications of the electrically evoked sensory volley. *Eur J Appl Physiol*. 2011;111(10):2409-2426. doi:10.1007/s00421-011-2087-9
7. Doix ACM, Matkowski B, Martin A, Roeleveld K, Colson SS. Effect of neuromuscular electrical stimulation intensity over the tibial nerve trunk on triceps surae muscle fatigue. *Eur J Appl Physiol*. 2014;114(2):317-329. doi:10.1007/s00421-013-2780-y
8. Wegrzyk J, Fouré A, Vilmen C, et al. Extra Forces induced by wide-pulse, high-frequency electrical stimulation: Occurrence, magnitude, variability and underlying mechanisms. *Clinical Neurophysiology*. 2015;126(7):1400-1412. doi:10.1016/j.clinph.2014.10.001
9. Natsume T, Ozaki H, Kakigi R, Kobayashi H, Naito H. Effects of training intensity in electromyostimulation on human skeletal muscle. *Eur J Appl Physiol*. 2018;118(7):1339-1347. doi:10.1007/s00421-018-3866-3
10. Pinto Damo NL, Modesto KA, Neto IV de S, Bottaro M, Babault N, Durigan JLQ. Effects of different electrical stimulation currents and phase durations on submaximal and maximum torque, efficiency, and discomfort: a randomized crossover trial. *Braz J Phys Ther*. 2021;25(5):593-600. doi:10.1016/j.bjpt.2021.03.001
11. LAI HS, DOMENICO G DE, STRAUSS GR. The Effect of Different Electro-Motor Stimulation Training Intensities on Strength Improvement. *Australian Journal of Physiotherapy*. 1988;34(3):151-164. doi:10.1016/S0004-9514(14)60607-3
12. Laufer Y, Snyder-Mackler L. Response of Male and Female Subjects After Total Knee Arthroplasty to Repeated Neuromuscular Electrical Stimulation of the Quadriceps Femoris Muscle. *Am J Phys Med Rehabil*. 2010;89(6):464-472. doi:10.1097/PHM.0b013e3181dd8c0e
13. Maddocks M, Nolan CM, Man WDC, et al. Neuromuscular electrical stimulation to improve exercise capacity in patients with severe COPD: a randomised double-blind, placebo-controlled trial. *Lancet Respir Med*. 2016;4(1):27-36. doi:10.1016/S2213-2600(15)00503-2

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. *J Appl Physiol*. 2011;110(3):627-637. doi:10.1152/jappphysiol.01103.2010
15. Collins DF. Central Contributions to Contractions Evoked by Tetanic Neuromuscular Electrical Stimulation. *Exerc Sport Sci Rev*. 2007;35(3):102-109. doi:10.1097/jes.0b013e3180a0321b
16. Lieber RL, Kelly MJ. Factors Influencing Quadriceps Femoris Muscle Torque Using Transcutaneous Neuromuscular Electrical Stimulation. *Phys Ther*. 1991;71(10):715-721. doi:10.1093/ptj/71.10.715
17. Liebano RE, Rodrigues TA, Murazawa MT, Ward AR. The influence of stimulus phase duration on discomfort and electrically induced torque of quadriceps femoris. *Braz J Phys Ther*. 2013;17(5):479-486. doi:10.1590/S1413-35552012005000112
18. Espeit L, Rozand V, Millet GY, Gondin J, Maffiuletti NA, Lapole T. Influence of wide-pulse neuromuscular electrical stimulation frequency and superimposed tendon vibration on occurrence and magnitude of extra torque. *J Appl Physiol*. 2021;131(1):302-312. doi:10.1152/jappphysiol.00968.2020
19. Neyroud D, Dodd D, Gondin J, Maffiuletti NA, Kayser B, Place N. Wide-pulse-high-frequency neuromuscular stimulation of triceps surae induces greater muscle fatigue compared with conventional stimulation. *J Appl Physiol*. 2014;116(10):1281-1289. doi:10.1152/jappphysiol.01015.2013
20. Espeit L, Luneau E, Brownstein CG, et al. Acute effects of conventional versus wide-pulse neuromuscular electrical stimulation on quadriceps evoked torque and neuromuscular function. *Scand J Med Sci Sports*. 2023;33(8):1307-1321. doi:10.1111/sms.14375
21. Grosprêtre S, Jacquet T, Lebon F, Papaxanthis C, Martin A. Neural mechanisms of strength increase after one-week motor imagery training. *Eur J Sport Sci*. 2018;18(2):209-218.
22. Vitry F, Martin A, Papaiordanidou M. Torque gains and neural adaptations following low-intensity motor nerve electrical stimulation training. *J Appl Physiol*. 2019;127(5):1469-1477. doi:10.1152/jappphysiol.00513.2019
23. Medeiros FV, Bottaro M, Vieira A, et al. Kilohertz and Low-Frequency Electrical Stimulation With the Same Pulse Duration Have Similar Efficiency for Inducing Isometric Knee Extension Torque and Discomfort. *Am J Phys Med Rehabil*. 2017;96(6):388-394. doi:10.1097/PHM.0000000000000631
24. Neyroud D, Gonzalez M, Mueller S, et al. Neuromuscular adaptations to wide-pulse high-frequency neuromuscular electrical stimulation training. *Eur J Appl Physiol*. 2019;119(5):1105-1116. doi:10.1007/s00421-019-04100-1
25. Espeit L, Lapole T, Millet GY, Rozand V, Maffiuletti NA. Wide-pulse electrical stimulation of the quadriceps allows greater maximal evocable torque than conventional stimulation. *Eur J Appl Physiol*. 2023;123(6):1209-1214. doi:10.1007/s00421-023-05145-z
26. Alahmari SK, Shield AJ, Trajano GS. Effects of three neuromuscular electrical stimulation methods on muscle force production and neuromuscular fatigue. *Scand J Med Sci Sports*. 2022;32(10):1456-1463. doi:10.1111/sms.14210
27. Hunt KJ, Fang J, Saengsuwan J, Grob M, Laubacher M. On the efficiency of FES cycling: A framework and systematic review. *Technology and Health Care*. 2012;20(5):395-422. doi:10.3233/THC-2012-0689

28. Barss TS, Ainsley EN, Claveria-Gonzalez FC, et al. Utilizing Physiological Principles of Motor Unit Recruitment to Reduce Fatigability of Electrically-Evoked Contractions: A Narrative Review. *Arch Phys Med Rehabil.* 2018;99(4):779-791. doi:10.1016/j.apmr.2017.08.478
29. Martin V, Millet GY, Martin A, Deley G, Lattier G. Assessment of low-frequency fatigue with two methods of electrical stimulation. *J Appl Physiol.* 2004;97(5):1923-1929. doi:10.1152/jappphysiol.00376.2004
30. Rabelo M, de Moura Jucá RVB, Lima LAO, et al. Overview of FES-Assisted Cycling Approaches and Their Benefits on Functional Rehabilitation and Muscle Atrophy. In: ; 2018:561-583. doi:10.1007/978-981-13-1435-3_26

APÊNDICES

APÊNDICE 1 – Figura 2

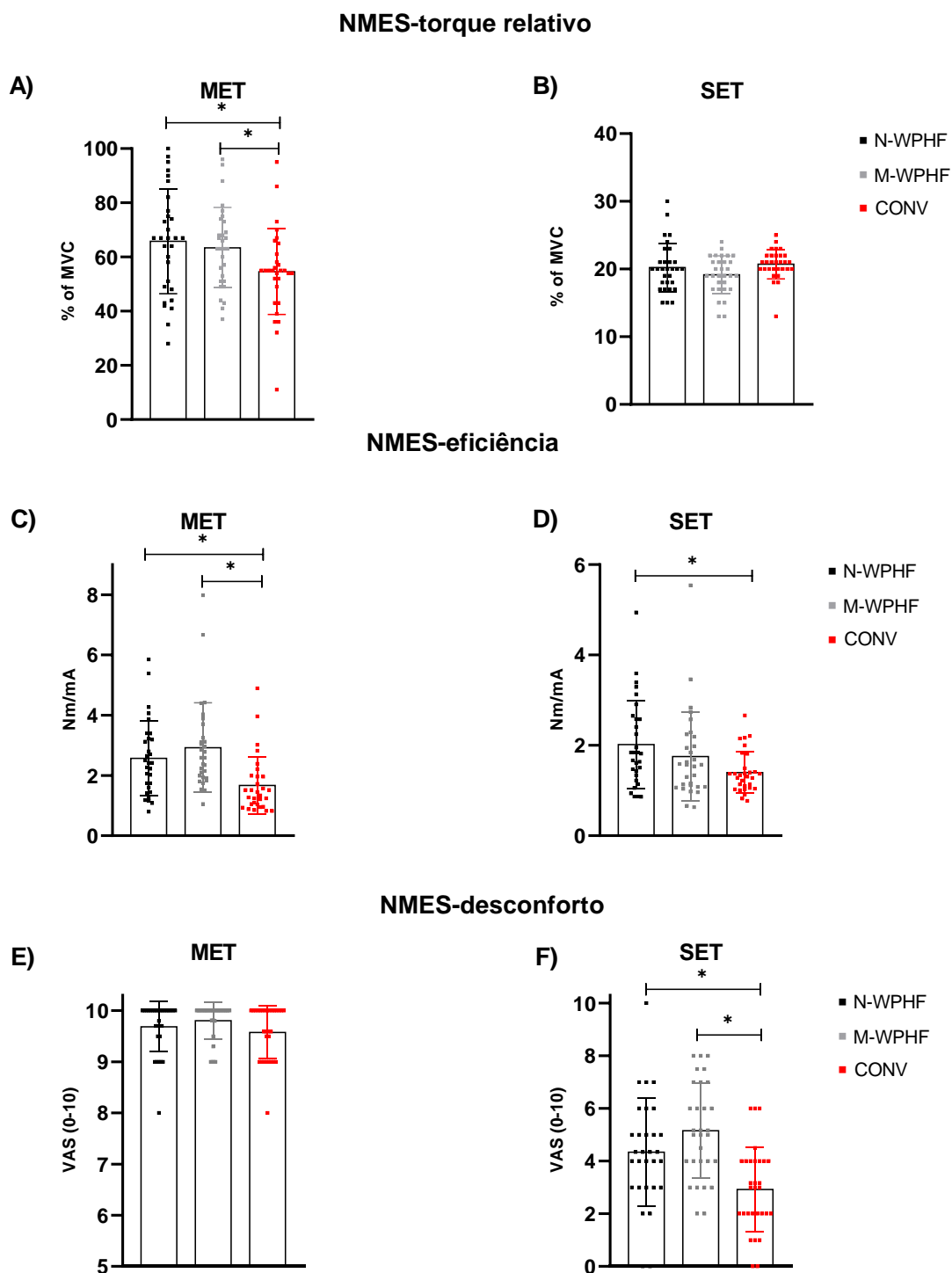


Figura 2. A) Valores em média \pm erro padrão para o torque relativo máximo induzido por NMES (MET-torque-relativo). B) Valores em média \pm erro padrão para o torque relativo submáximo induzido por NMES (SET-torque-relativo). C) Valores em média \pm erro padrão para a eficiência máxima induzida por NMES (MET-eficiência). D) Valores em média \pm erro padrão para a eficiência submáxima induzida por NMES (SET-eficiência). E) Valores em média \pm erro padrão para o desconforto máximo induzido por NMES (MET-desconforto). F) Valores em média \pm erro padrão para o desconforto submáximo induzido por NMES (SET-desconforto). Diferença significativa ($p < 0,05$).

APÊNDICE 2 – Tabela Suplementar 2

Table 2.

	N-WPHF	M-WPHF	CONV
MVC	112.98	112.63	108.07
(N.m)	(101.23, 124.73)	(100.88, 124.38)	(96.32, 119.82)
MET	66.47	66.83	60.83
(N.m)	(57.96, 74.75)	(58.38, 75,17)	(52,33 69.12)
SET	22,59	21.70	22.31
(N.m)	(20.05, 25.13)	(19.16, 24.24)	(19.77, 24.85)
MET-relative torque	0,66*	0,60*	0,54
(MET/MVC)	(0.60, 0.73)	(0.57, 0.69)	(0.48, 0.60)
SET-relative torque	0,20	0,19	0,20
(SET/MVC)	(0.19, 0.21)	(0.18, 0.20)	(0.19, 0.21)
MET-efficiency	2.57*	2.93*	1.67
(Nm/mA)	(2.12, 3.00)	(2.47, 3.38)	(1.22, 2.10)
SET-efficiency	2.02*	1.75	1.40
(Nm/mA)	(1.71, 2.32)	(1.45, 2.06)	(1.09, 1.70)
MET-discomfort	9.68	9.80	9.57
(VAS: 0-10)	(9.51, 9.85)	(9.63, 9.97)	(9.41, 9.74)
SET-discomfort	4.34*	5.16*	2.93
(VAS: 0-10)	(3.68, 5.00)	(4.50, 5.82)	(2.27, 3.59)
MET-intensity	28.85*	26.37*	42.03
(mA)	(24.59, 33.14)	(22.11, 30.62)	(37.77, 46.29)
SET-intensity	12.26*	13.81*	16.18
(mA)	(11.03, 13.50)	(12.58, 15.04)	(14.94, 17.41)

Legenda: Os dados são apresentados como média (IC 95%). Contração Voluntária Isométrica Máxima (MVC); Contração Isométrica Máxima Evocada (MET); Contração Submáxima Evocada (SET); Torque Relativo Máximo (MET-torque relativo); Torque Relativo Submáximo (SET-torque relativo); Eficiência Máxima (ME); Eficiência Submáxima (SET-eficiência); Desconforto Máximo (MET-desconforto); Desconforto Submáximo (SET-desconforto); Intensidade Máxima (100I); Intensidade Submáxima (20I) e Estimulação Elétrica Neuromuscular (NMES). * = Diferente estatisticamente do Convencional (CONV).

APÊNDICE 3 – Tabela Suplementar 3

Table 3.


	Effect Size, <i>d</i>			Entre as correntes de NMES		
	N-WIDE vs CONV	N-WIDE vs M-WIDE	M-WIDE vs CONV	Partial eta squared	Effect size, <i>F</i>	Power
MET- intensidade	1.08	1.08	1.30	0.33	14.89	0.99
SET- intensidade	1.32	0.41	0.67	0.18	10.06	0.98
MET	0.23	0.22	0.01	0.05	1.68	0.34
SET	0.04	0.15	0.10	0.01	0.26	0.08
MET- eficiência	0.81	0.26	1.01	0.26	10.48	0.98
SET- eficiência	0.81	0.26	0.46	0.16	5.56	0.83
MET- desconforto	0.21	0.26	0.51	0.06	2.05	0.40
SET- desconforto	0.77	0.42	1.31	0.33	14.89	0.99

Tamanhos de efeito (*d*): trivial (<0,20); pequeno (0,20-0,49); moderado (0,50-0,79); grande (0,80-1,29); muito grande (>1,30).

Tamanho de efeito (*F*): pequeno (0,10-0,24); médio (0,25-0,39); grande (\geq 0,40).

ANEXOS

ANEXO 1 – Aprovação no Comitê de Ética

FACULDADE DE CEILÂNDIA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA - UNB		
COMPROVANTE DE ENVIO DO PROJETO		
DADOS DO PROJETO DE PESQUISA		
Título da Pesquisa:	INFLUÊNCIA DO POSICIONAMENTO DE ELETRODOS E TIPO DE CORRENTE UTILIZADA NAS ADAPTAÇÕES NEUROMUSCULARES INDUZIDAS PELA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR: IMPLICAÇÕES NA REABILITAÇÃO	
Pesquisador:	ALVARO VENTURA	
Versão:	5	
CAAE:	14734619.3.0000.8093	
Instituição Proponente:	Faculdade de Ceilândia - FUNDAÇÃO UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA	
DADOS DO COMPROVANTE		
Número do Comprovante:		
Patrocinador Principal:	Financiamento Próprio	
<p>Informamos que o projeto INFLUÊNCIA DO POSICIONAMENTO DE ELETRODOS E TIPO DE CORRENTE UTILIZADA NAS ADAPTAÇÕES NEUROMUSCULARES INDUZIDAS PELA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR: IMPLICAÇÕES NA REABILITAÇÃO que tem como pesquisador responsável ALVARO VENTURA, foi recebido para análise ética no CEP Faculdade de Ceilândia da Universidade de Brasília - UnB em 23/03/2021 às 08:58.</p>		


ANEXO 2 – Registro do Ensaio Clínico

COMPLETED 

Influence of Electrode Positioning and Current Type on Fatigue, Force and Discomfort

ClinicalTrials.gov ID  NCT04200677

Sponsor  University of Brasilia

Information provided by  João Luiz Q. Durigan, University of Brasilia (Responsible Party)

Last Update Posted  2023-05-24

ANEXO 3 – Métodos, Resultados e Conclusão do segundo manuscrito

Original research

COMPARING FATIGABILITY AND ITS MECHANISMS BETWEEN WIDE PULSE AND HIGH FREQUENCY APPLIED TO THE NERVE TRUNK AND MUSCLE BELLY VERSUS CONVENTIONAL CURRENT: A CROSSOVER TRIAL

Authors:

Álvaro de Almeida VENTURA¹, Denis César Leite VIEIRA², Luis André de Oliveira SOARES³, Júlia Aguillar Ivo BASTOS⁴, Nicolas BABAULT⁵, Martim BOTTARO⁶, João Luiz Quagliotti DURIGAN⁷.

Affiliations:

¹ Laboratory of Muscle and Tendon Plasticity, Graduate Program in Rehabilitation Sciences, Universidade de Brasília.

Faculdade de Ceilândia, Centro metropolitano, Conjunto A, Lote 01, Brasília, DF Brasil 72220275.

Phone: +55 61 35469674

E-mail: alvaroventura1998@gmail.com

ORCID: 0000-0002-3002-3209

² Programa de Pós-Graduação em Educação Física, Universidade Católica de Brasília, Distrito Federal, Brasil.

INSERM UMR1093-CAPS, Université de Bourgogne, UFR des Sciences du Sport, F-21000, Dijon, France.

Phone: +55 61 3356-9000

E-mail: denisclvieira@hotmail.com

ORCID: 0000-0002-0761-1846

³ Laboratory of Muscle and Tendon Plasticity, Graduate Program in Rehabilitation Sciences, Universidade de Brasília.

Faculdade de Ceilândia, Centro metropolitano, Conjunto A, Lote 01, Brasília, DF Brasil

Phone: +55 61 996697400

E-mail: luisandreoliveirasoaes@gmail.com

ORCID: 0000-0002-6100-7340

⁴ Laboratory of Muscle and Tendon Plasticity, Graduate Program in Rehabilitation Sciences, Universidade de Brasília.

Faculdade de Ceilândia, Centro metropolitano, Conjunto A, Lote 01, Brasília, DF Brasil

Phone: +55 61 996697400

E-mail: juliaaguillar.ib@gmail.com

ORCID: 0000-0002-5467-3150

⁵ INSERM UMR1093-CAPS, Université de Bourgogne, UFR des Sciences du Sport, F-21000, Dijon, France.

Phone: +33 3 80 39 67 57

E-mail: nicolas.babault@u-bourgogne.fr

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-6563-503X>

⁶ College of Physical Education Department, Universidade de Brasília.

Campus Universitário Darcy Ribeiro-Faculdade de Educação Física

Phone: +55 61 33072085

E-mail: martim@unb.br

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-4315-3176>

⁷Graduate Program in Rehabilitation Sciences, Universidade de Brasília.

Faculdade de Ceilândia, Centro Metropolitano, Conjunto A, Lote 01, Brasília, DF Brasil 72220275.

Phone: +55 61 31078401; fax: +55 61 31078401

E-mail: joaodurigan@gmail.com

ORCID: [0000-0002-7511-5289](https://orcid.org/0000-0002-7511-5289)

MATERIALS AND METHODS

Participants

Thirty participants (21 women and 9 men, age: 22.4 ± 4.5 years, height: 172 ± 8 cm, body mass: 71.4 ± 14.9 kg, mean \pm SD) participated in this study. Participants refrained from vigorous exercises (48 h) and consuming stimulants (12 h) before testing¹.

Protocols were approved by the Human Research Ethics Board at the University of Brasilia (14734619.3.0000.8093). Participants were right leg dominant, as all indicated that it was their preferred leg to kick a ball. The trial was registered at the clinical trial platform (<https://clinicaltrials.gov/NCT04200677>). The sample size ($n = 30$) was calculated a priori using G*Power (version 3.1.9.6) considering the following criteria: large effect size > 0.5 , power of 0.9, probability error of 0.05, according to the previous studies².

Outcomes

Primary outcomes were MVC, MET, muscle fatigue (total TTI, decline in TTI, fatigue index) and Mechanical Properties and central activation ratio (CAR). Secondary outcomes were NMES-induced discomfort and spinal excitability.

Experimental Design

This study was a cross-over, randomized, and double-blind trial. Participants were involved in four sessions, each of which lasted ~1hr and were at least 7 days apart. The first visit was used as a familiarization to all test procedures (*i.e.*, NMES intensity test, MVC and MET), perform anthropometric measures, self-reported International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) and randomization. The three other experimental sessions, in a random order, were: Nerve monophasic stimulation (N-WPHF), Muscle monophasic stimulation (M-WPHF), and Muscle biphasic stimulation (CONV). All sessions were performed on the same day of the week and at the same hour.

Experimental Sessions

Each of the three experimental sessions was preceded by a warm-up phase and an NMES fatigue section (20 contractions evoked at 20% MVIC). Before and after the fatigue session, two MVCs were performed to assess the maximum voluntary torque; two METs were performed to assess the maximum tolerated intensity and maximum evoked torque; and a spinal excitability test was performed to assess the maximum values of the H-reflex and M-wave. (Figure 1). During all process participants were seated on the isometric dynamometer (Cefise, Nova Odessa, SP) with their hip, knee, and ankle at 90°, and the right foot attached to a footplate³

Initially, the warm-up was composed of 8 x 6-second submaximal isometric plantar flexor contraction at a progressive intensity and respecting 10 seconds of rest interval between them. Subsequently, after one minute of rest interval, two MVCs were recorded with a rest interval of one minute between them. They were verbally encouraged to perform a MVC plantar flexor contraction for six seconds, and the highest torque reached between the two attempts was recorded for analyses.

After two minutes, two METs were obtained from N-WPHF, M-WPHF, and CONV delivered by a neuromuscular electrical stimulator (version 2.0; Neurodyn, Ibramed, Amparo, SP, Brazil). Participants were instructed to rest the leg to avoid any voluntary action. The skin was shaved and cleaned with alcohol before electrode positioning. For M-WPHF and CONV four 25 cm² self-adhesive electrodes were positioned over the triceps surae⁴, while for N-WPHF the cathode (with 30-mm diameter self-adhesive electrode Valutrode, São Paulo, Brazil) was positioned below the knee line (which

forms the popliteal fossa) close to the proximal insertion of the medial and lateral gastrocnemius muscles and the anode (5x10 electrode Valutrode, São Paulo, Brazil) was placed over the patella⁵. The stimulation intensity began at 10 mA and was gradually increased with 10 mA increments until finding MET. Details of the electrical stimulation physical parameters in Table 1.

Immediately after the MET assessment, H-reflex and M-wave testing were performed by means of a recruitment curves (RC) using 1.0 ms of monophasic phase with a high-voltage stimulator (Nicolet Viking Quest EMG, Madison, USA). Forty stimuli were delivered at current intensities that varied pseudo-randomly (Figure 1) from below the intensity that evoked any response (i.e., motor threshold) up to $\sim 1.4\times$ the lowest intensity that produced M_{max} (8-12 s inter-stimulus interval). To capture the relative position and amplitude of the H-reflex curve relative to the M-wave curve, three outcome measures were calculated from each RC. The H_{max} to M_{max} ratio (H_{max}/M_{max}), was calculated as the mean amplitude of the three largest H-reflexes (H_{max}) divided by the amplitude of the single largest M-wave (M_{max}). M-wave amplitude from maximal H-reflexes (H_{max}) was calculated as the mean amplitude of the three M-waves that corresponded to the three largest H-reflexes (i.e. H_{max}). During RC, the electrodes were positioned in the same placement as the N-MIDE current, along the path of the tibial nerve.

The fatigue protocol started immediately after H-reflex and M-wave testing. the stimulation intensity gradually increased from 10^1 until 20% of the MVC was reached⁶. The fatigue protocol involved 20 evoked contractions, with the first contraction being counted when the evoked torque reached 20% of the MVC and each contraction had a duration of 6 seconds with a 10-second of rest⁷.

Assessment of muscle fatigue

Torque-Time Integral (TTI)

Torque-time integral (TTI) is the area under the torque-time curve and reflects isometric work⁸. We calculated Total TTI adding the individual TTIs of each NMES-evoked torque obtained during the fatigue protocol⁹. The decline in TTI was expressed as a percentage decline in work from the initial TTI contraction for each NMES fatigue test².

The TTI decline was calculated from the ratio between the average TTI from the first 5 evoked torques and the average TTI of the last 5 evoked torques⁶.

Muscle fatigue index

The fatigue index was calculated from the ratio of the average peak torque elicited during the last five contractions to the average peak torque elicited during the first five contractions^{6,10}.

Spinal excitability

Test for H Reflex and M wave

The maximum amplitude of the M-wave (Mmax) was calculated from the average of the three largest peak-to-peak M-wave amplitudes, just as the maximum amplitude of the H-reflex (Hmax) was calculated from the three largest peak-to-peak H-reflex amplitudes. Additionally, the H-reflex values were normalized using the ratio (Hmax/Mmax)⁹.

Mechanical properties and central activation ratio (CAR)

The mechanical properties of the plantar flexors, including torque and integral force versus time, as well as the central activation ratio (CAR), were evaluated using the twitch interpolation technique^{11,12}. For each subject, the most representative curve for the H-reflex, M-wave, and maximum stimulation intensity was identified. A series of single-square-wave stimuli (1 ms duration, up to 100 V) were administered, progressively increasing the current until no further increase in the evoked isometric contraction response was observed. The peak contractions, averaged from two contractions, were used to determine the maximum stimulation intensity. Paired stimuli (10 ms intervals between two 1 ms pulses) were delivered under isometric conditions¹³, applied to the tibial nerve before (double stimulus at rest), during (superimposed on the MVC), and after the MVC (relaxation period) (Figure 2). The CAR was calculated using the formula: $CAR (\%) = [\text{maximum voluntary torque} / (\text{maximum voluntary torque} + \text{superimposed torque} - \text{maximum voluntary torque})] \times 100$ ^{14,15}.

Electromyographic activity (EMG)

To record electromyographic activity, a portable surface EMG (Miotool, Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda, Porto Alegre, Brazil) and an Octopus AMT-8 (Bortec Biomedical Ltd, Calgary, AB, Canada) were used. These devices provided a 14-bit resolution, a noise level of <2 LSB, and a common rejection ratio of 110 dB. The EMG signals were interfaced with the PowerLab 8/35 biological signal aggregator (AD Instruments, Dunedin, New Zealand) for processing in the LabChart Pro software (AD Instruments, Dunedin, New Zealand). Electrodes were positioned according to the SENIAM guidelines for the non-invasive evaluation of the medial gastrocnemius (GM), lateral gastrocnemius (GL), and soleus (SL) muscles¹⁶. The EMG data were quantified using the root mean square (RMS) value, calculated over a 500 ms window (with a low cut-off frequency of 10 Hz and a high cut-off frequency of 500 Hz), and the median frequency (MF) of the EMG power spectra (low-pass and cut-off frequency of 50 Hz).

Discomfort

The discomfort was assessed using the visual analog scale (VAS). It consists of a 10 cm line, where 0 cm represents no discomfort, and 10 cm corresponds to maximal perceived discomfort. The VAS was presented to the participants after evoked contractions, and they were instructed to report the discomfort during MET (*i.e.*, MET-discomfort) and at 20th contraction of the fatigue protocol. The VAS was always presented by the same person to avoid any potential subjective influence of the evaluator¹.

Statistical analysis

Values for MVC, MET, muscle, H-reflex, M-wave, RMS, MF and discomfort were reported as mean and standard deviation. We used parametric tests based on normal distribution (Shapiro-Wilk test) and homogenous variance (Levene's test) of the data. A two-way ANOVA [currents (N-WIDE; M-WIDE and CONV) X time (pre and post)] was used to compare the different groups for MVC; MET; RMS; MF; discomfort at MET; H-reflex; M-wave; Hmax/Mmax ratio and CAR. A one-way with repeated measures (N-WIDE X M-WIDE X CONV) was used to compare the different currents for TTI, Fatigue Index and discomfort at 20th contraction. In case of a significant effect of interaction, a Tukey post-hoc test was used. All statistics were performed using the

STATISTIC program version 16. The graphics were performed using GraphPad Prism 8.0.1 software (San Diego, CA, USA).

RESULTS

Torque

Regarding MVC, the statistical analysis showed no interaction between time and current ($F = 0.962$; $p = 0.386$; $\eta^2 = 0.020$ and power = 0.212). However, there was a significant difference in time ($F = 46.830$; $p = 0.000$; $\eta^2 = 0.342$ and power = 1.000), indicating that all three currents experienced a reduction in voluntary torque post-fatigue protocol. For MET, there was no interaction between time and current ($F = 1.006$; $p = 0.369$; $\eta^2 = 0.021$ and power = 0.220) nor for time ($F = 1.932$; $p = 0.167$; $\eta^2 = 0.021$ and power = 0.279).

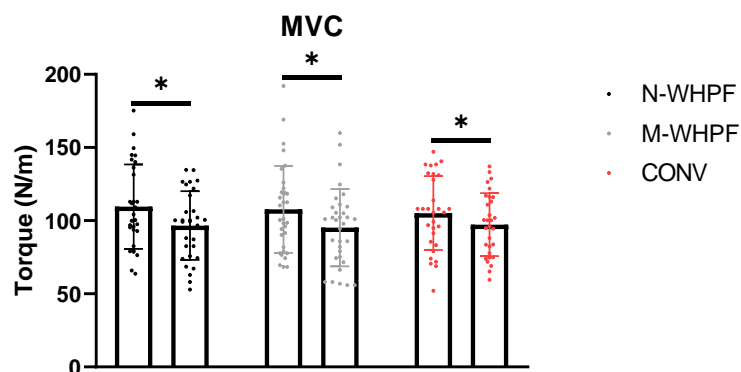


Figure 2. Values in mean \pm standard error for NMES maximal voluntary contraction (MVC). * Significant difference ($p < 0,05$).

Fatigue Protocol

- Total TTI:

For total TTI, there was a statistically significant difference between the currents ($F = 14.703$; $p = 0.000$), showing that CONV was greater than N-WIDE ($p = 0.017$) and M-WIDE ($p = 0.000$), and that N-WIDE was greater than M-WIDE ($p = 0.031$)

- TTI Decline

When considering the TTI decline curve, the statistical analysis did not show an interaction between current and time ($F = 1.207$; $p = 0.181$; $\eta^2 = 0.026$ and power = 0.979). However, there was an interaction with time ($F = 1.539$; $p = 0.220$; $\eta^2 = 0.029$ and power = 0.999).

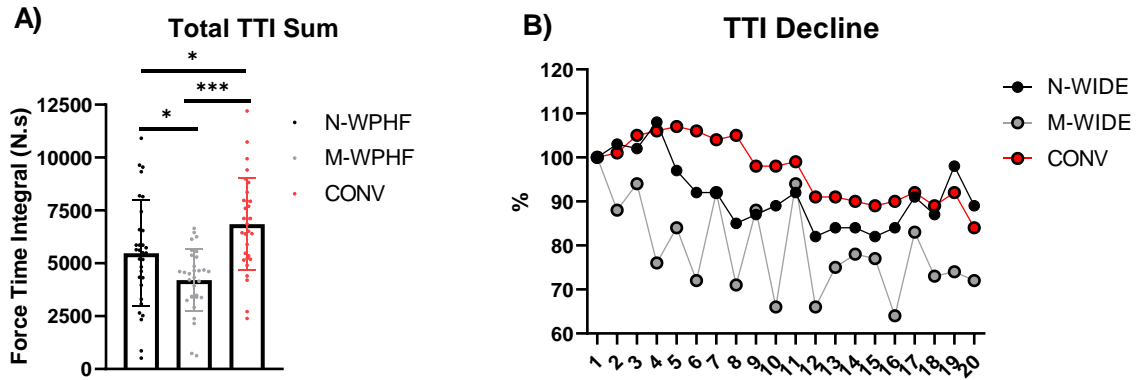


Figure 3. A) Values in mean \pm standard error for NMES maximal voluntary contraction (MVC). * Significant difference ($p < 0,05$) and *** significant difference ($p < 0,001$) **B)** Decline Curve of Torque Time Integral in Percentage during 20 NMES protocol contractions.

- Fatigue Index

For Fatigue Index, there was no statistically significant difference between the currents ($F = 1.239$; $p = 0.297$).

Root mean square (RMS) and Median frequency (MF)

Regarding RMS, for both the soleus ($F = 0.4663$; $p = 0.628$; $\eta^2 = 0.010$ and power = 0.123) and the lateral gastrocnemius ($F = 1.175$; $p = 0.313$; $\eta^2 = 0.026$ and power = 0.251), the statistical analysis showed no interaction between current and time.

However, there was an interaction with time for the soleus ($F = 11.170$; $p = 0.001$; $\eta^2 = 0.113$ and power = 0.910) and the lateral gastrocnemius ($F = 67.125$; $p = 0.000$; $\eta^2 = 0.433$ and power = 1.000), indicating that all currents showed a reduction in RMS.

For MF, in the soleus, the statistical analysis indicated an interaction between current and time ($F = 3.568$; $p = 0.032$; $\eta^2 = 0.075$ and power = 0.640), but the post-hoc analysis did not show any differences. The same occurred for the lateral gastrocnemius ($F = 3.568$; $p = 0.032$; $\eta^2 = 0.075$ and power = 0.648).

Spinal Excitability

For the analysis of spinal excitability in the soleus muscle, the M-wave did not show an interaction between current and time ($F = 14.636$; $p = 0.361$; $\eta^2 = 0.023$ and power = 0.224), despite the interaction with time ($F = 14.636$; $p = 0.000$; $\eta^2 = 0.144$ and power = 0.224). For the H-reflex, there was an interaction between current and time ($F = 0.119$; $p = 0.010$; $\eta^2 = 0.099$ and power = 0.783). The post-hoc analysis showed that CONV had a reduction when comparing H-reflex values before and after the fatigue protocol, while N-WIDE and M-WIDE did not show any difference. Additionally, the Hmax to Mmax ratio also showed an interaction between current and time ($F = 4.797$; $p = 0.010$; $\eta^2 = 0.099$ and power = 0.783).

Meanwhile, in the lateral gastrocnemius, there was no interaction between current and time nor time for the M-wave ($F = 0.253$; $p = 0.777$; $\eta^2 = 0.005$; power = 0.008 and $F = 0.025$; $p = 0.874$; $\eta^2 = 0.000$; power = 0.052), H-reflex ($F = 0.114$; $p = 0.892$; $\eta^2 = 0.002$; power = 0.006 and $F = 0.021$; $p = 0.886$; $\eta^2 = 0.000$; power = 0.052), nor for the Hmax to Mmax ratio ($F = 2.678$; $p = 0.074$; $\eta^2 = 0.053$; power = 0.518 and $F = 1.985$; $p = 0.162$; $\eta^2 = 0.022$; power = 0.286).

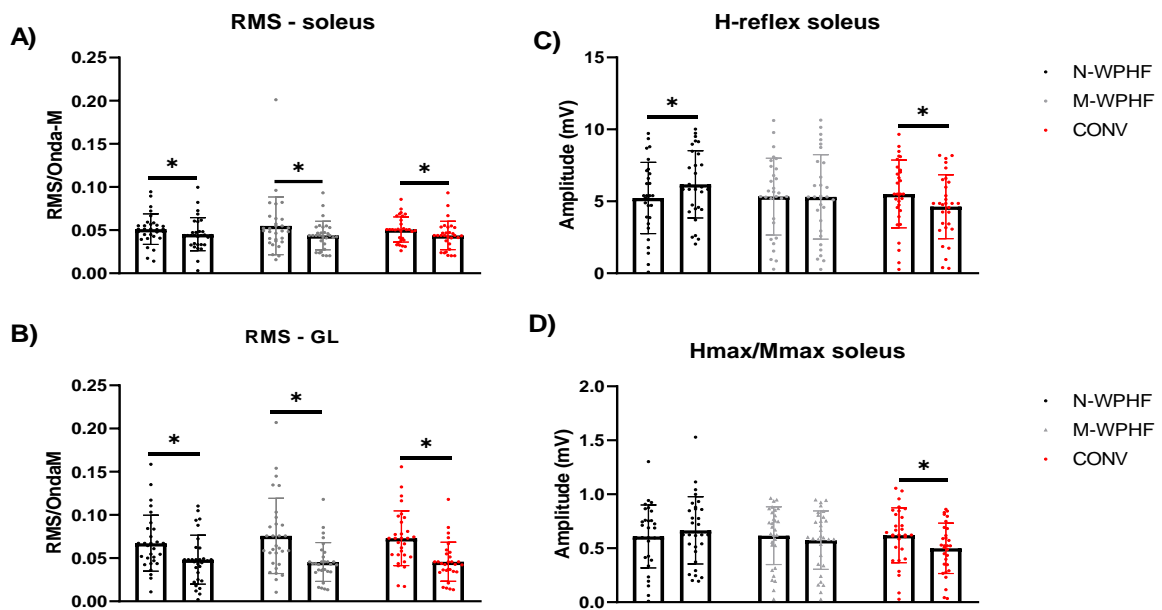


Figure 4. **A)** Values in mean \pm standard error for Root Mean Square (RMS) of soleus muscle. **B)** Values in mean \pm standard error for Root Mean Square (RMS) of gastrocnemius lateralis. **C)** Values in mean \pm standard error for H-reflex of soleus muscle. **D)** Values in mean \pm standard error for *Hmax to Mmax ratio* (H_{max}/M_{max}). * Significant difference ($p < 0,05$)

Mechanical properties and central activation ratio (CAR)

Regarding CAR, no significant interaction effect was found between current and time ($F = 1.400$; $p = 0.252$; $\eta^2 = 0.030$ and power = 0.292) neither for time ($F = 1.300$; $p = 0.251$; $\eta^2 = 0.014$ and power = 0.207).

Discomfort:

Regarding discomfort, the statistical analysis showed that, in the last contraction of the fatigue protocol, CONV was lower than both N-WIDE ($p = 0.001$) and M-WIDE ($p = 0.001$).

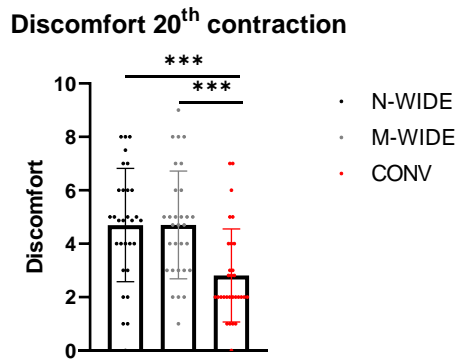


Figure 5. Values in mean \pm standard error for discomfort during 20th contraction of NMES protocol. * Significant difference ($p < 0,001$).

CONCLUSION:

This study was designed to compare the level and mechanisms leading to fatigability using WPHF applied to the nerve and the muscle belly in comparison to CONV. That said, in terms of torque - both voluntary and evoked - there is no difference between the currents when comparing the pre and post NMES session effects, although all of them show voluntary fatigue. A similar phenomenon occurs at the level of muscle fiber activation, which decreases pre and post session without differences between the currents; however, activation occurs through different mechanisms: M-WIDE and CONV with greater peripheral activation, while N-WIDE has greater central activation. Now, during an electrostimulation session, WPHF generates more fatigue than CONV, which is more pronounced when applied to the muscle belly (M-WIDE), as well as inducing greater perceived discomfort. Therefore, during an NMES session, WPHF is a more fatiguing type of current than CONV, and when applied to the muscle belly, this effect is even more pronounced. However, after a rest period, both WPHF and CONV show similar fatigue. Additionally, the placement of the electrodes is crucial for the fatigue mechanism but not for discomfort.

REFERENCES

1. Pinto Damo NL, Modesto KA, Neto IV de S, Bottaro M, Babault N, Durigan JLQ. Effects of different electrical stimulation currents and phase durations on submaximal and maximum torque, efficiency, and discomfort: a randomized crossover trial. *Braz J Phys Ther.* 2021;25(5):593-600. doi:10.1016/j.bjpt.2021.03.001
2. Neyroud D, Dodd D, Gondin J, Maffiuletti NA, Kayser B, Place N. Wide-pulse-high-frequency neuromuscular stimulation of triceps surae induces greater muscle fatigue compared with conventional stimulation. *J Appl Physiol.* 2014;116(10):1281-1289. doi:10.1152/jappphysiol.01015.2013
3. Grosprêtre S, Jacquet T, Lebon F, Papaxanthis C, Martin A. Neural mechanisms of strength increase after one-week motor imagery training. *Eur J Sport Sci.* 2018;18(2):209-218.
4. Espeit L, Rozand V, Millet GY, Gondin J, Maffiuletti NA, Lapole T. Influence of wide-pulse neuromuscular electrical stimulation frequency and superimposed tendon vibration on occurrence and magnitude of extra torque. *J Appl Physiol.* 2021;131(1):302-312. doi:10.1152/jappphysiol.00968.2020
5. Vitry F, Martin A, Papaiordanidou M. Torque gains and neural adaptations following low-intensity motor nerve electrical stimulation training. *J Appl Physiol.* 2019;127(5):1469-1477. doi:10.1152/jappphysiol.00513.2019
6. Paz I de A, Rigo GT, Sgarioni A, Baroni BM, Frasson VB, Vaz MA. Alternating Current Is More Fatigable Than Pulsed Current in People Who Are Healthy: A Double-Blind, Randomized Crossover Trial. *Phys Ther.* 2021;101(6). doi:10.1093/ptj/pzab056
7. Modesto KAG, Bastos JAI, Vaz MA, Durigan JLQ. Effects of Kilohertz Frequency, Burst Duty Cycle, and Burst Duration on Evoked Torque, Perceived Discomfort and Muscle Fatigue. *Am J Phys Med Rehabil.* 2023;102(2):175-183. doi:10.1097/PHM.0000000000001982
8. Rozand V, Cattagni T, Theurel J, Martin A, Lepers R. Neuromuscular Fatigue Following Isometric Contractions with Similar Torque Time Integral. *Int J Sports Med.* 2014;36(01):35-40. doi:10.1055/s-0034-1375614
9. Neyroud D, Gonzalez M, Mueller S, et al. Neuromuscular adaptations to wide-pulse high-frequency neuromuscular electrical stimulation training. *Eur J Appl Physiol.* 2019;119(5):1105-1116. doi:10.1007/s00421-019-04100-1
10. Arpin DJ, Forrest G, Harkema SJ, Rejc E. Submaximal Marker for Investigating Peak Muscle Torque Using Neuromuscular Electrical Stimulation after Paralysis. *J Neurotrauma.* 2019;36(6):930-936. doi:10.1089/neu.2018.5848
11. Duclay J, Martin A. Evoked H-Reflex and V-Wave Responses During Maximal Isometric, Concentric, and Eccentric Muscle Contraction. *J Neurophysiol.* 2005;94(5):3555-3562. doi:10.1152/jn.00348.2005

12. Grosprêtre S, Jacquet T, Lebon F, Papaxanthis C, Martin A. Neural mechanisms of strength increase after one-week motor imagery training. *Eur J Sport Sci.* 2018;18(2):209-218. doi:10.1080/17461391.2017.1415377
13. Babault N, Pousson M, Michaut A, Van Hoecke J. Effect of quadriceps femoris muscle length on neural activation during isometric and concentric contractions. *J Appl Physiol.* 2003;94(3):983-990. doi:10.1152/jappphysiol.00717.2002
14. Pajoutan M, Ghesmaty Sangachin M, Cavuoto LA. Central and peripheral fatigue development in the shoulder muscle with obesity during an isometric endurance task. *BMC Musculoskelet Disord.* 2017;18(1):314. doi:10.1186/s12891-017-1676-0
15. Kent-Braun JA. Central and peripheral contributions to muscle fatigue in humans during sustained maximal effort. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1999;80(1):57-63. doi:10.1007/s004210050558
16. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2000;10(5):361-374. doi:10.1016/S1050-6411(00)00027-4

FIGURES and TABLES:

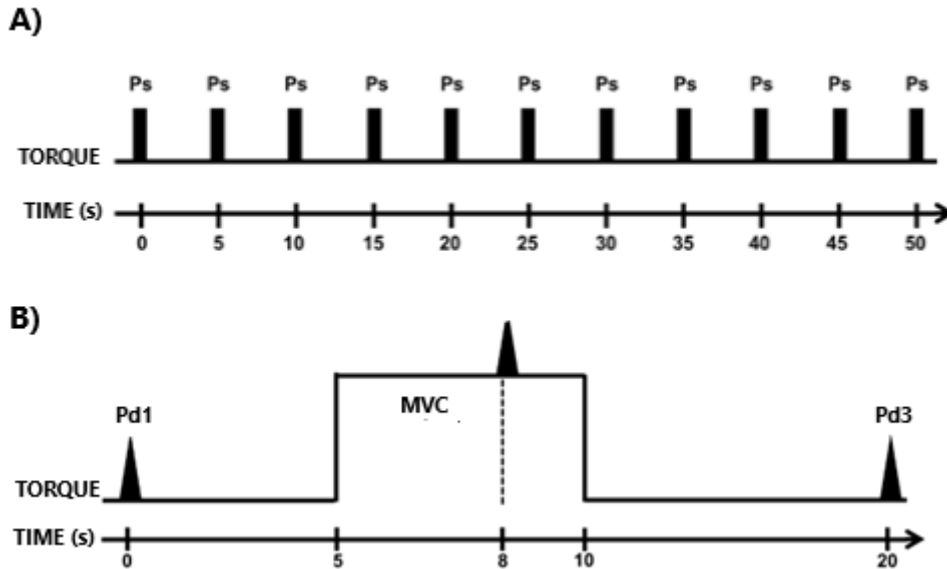


Figure 1 **A)** Demonstration of the recruitment curve (RC) where 40 single-pulse (Ps) stimuli were delivered every 5 seconds at pseudo-randomized intensities. **B)** central activation ratio (CAR) evaluation using the twitch interpolation technique. A double pulse was delivered at rest (Pd1). After 5 seconds, the subject performed an MVC. After 3 seconds of MVC, another double pulse was delivered (Pd2), and the subject maintains the MVC for an additional 2 seconds, followed by relaxation. After 10 seconds, the final double pulse (Pd3) was delivered.

Table 1. Description of the physical parameters

Current Type	Frequency (Hz)	Phase Duration (ms)	Pulse	Electrode positioning
N-WPHF	100	1	Monophasic	Tibial Nerve
M-WPHF	100	1	Monophasic	Muscle Belly
CONV	20	0.25	Biphasic	Muscle Belly

PRODUTOS DESENVOLVIDOS DURANTE PERÍODO DE MESTRADO

PRODUTO 1 – Apresentação de Resumo

Brazilian Journal of Physical Therapy

Volume 28, Supplement 1, April 2024, 100769

172

INTRA- AND INTER-RATER RELIABILITY AND AGREEMENT OF STIMULUS ELECTRODIAGNOSTIC TESTS IN POST-COVID-19 PATIENTS WHO EXPERIENCED MODERATE OR SEVERE INFECTION

Isabella da Silva Almeida¹, Leandro Gomes de Jesus Ferreira¹, Álvaro de Almeida Ventura¹,
Rita de Cássia Marqueti Durigan¹, João Luiz Quagliotti Durigan¹

PRODUTO 2 – Apresentação de Resumo

Influência do posicionamento dos eletrodos e tipos de correntes induzidas pela neuromuscular no desconforto sensorial
ÁLVARO DE ALMEIDA VENTURA

Última alteração: 2022-12-21

Resumo

Instituição: UnB - PIBIC

Orientador: JOÃO LUIZ QUAGLIOTTI DURIGAN

Congresso de Iniciação Científica da Unb e Congresso de Iniciação Científica do DF
28º CONGRESSO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA DA UNB E 19º DO DF

[ANAIS](#)

Ferramenta de Leitura

Influência do posi...

VENTURA

PRODUTO 3 – Produto de Impacto Social



CERTIFICADO

de participação

certificamos que



Álvaro de Almeida Ventura

Participou como PALESTRANTE da "1 visitação de estudantes do ensino médio ao LaPlast e LAM" com carga horária de 8 horas

Rita de Cássia Marqueti
Coordenadora do
LAM

João Luiz Q. Durigan
Coordenador do
LaPlast

Regina Recalde da Fonseca Cotrim
Professora
Responsável

