

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA-UnB
FACULDADE DE CEILÂNDIA-FCE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA DA REABILITAÇÃO
(PPG-CR)

NATÁLIA LUCÍLIA PINTO

**EFEITOS DE INCREMENTOS CONSTANTES DE INTENSIDADES COM
DIFERENTES CORRENTES DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA E DURAÇÕES DE
PULSOS EM RELAÇÃO AO TORQUE EVOCADO E AO DESCONFORTO
SENSORIAL**

DISSERTAÇÃO

BRASÍLIA
2019

NATÁLIA LUCÍLIA PINTO

**EFEITOS DE INCREMENTOS CONSTANTES DE INTENSIDADES COM
DIFERENTES CORRENTES DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA E DURAÇÕES DE
PULSOS EM RELAÇÃO AO TORQUE EVOCADO E AO DESCONFORTO
SENSORIAL**

Dissertação de Mestrado Acadêmico
apresentado ao Programa de Pós-
Graduação em Ciências da
Reabilitação (PPG-CR), da
Universidade de Brasília – UnB –
como requisito parcial para obtenção
do título de Mestre em Ciências da
Reabilitação.

Orientador: Prof. Dr. João Luiz
Quagliotti Durigan

BRASÍLIA
2019

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

P659e Pinto, Natália Lucília
Efeitos de incrementos constantes de intensidades com diferentes correntes de estimulação elétrica e durações de pulsos em relação ao torque evocado e ao desconforto sensorial / Natália Lucília Pinto; orientador João Luiz Quagliotti Durigan. -- Brasília, 2019.
31 p.

Dissertação (Mestrado - Mestrado em Ciências da Reabilitação) -- Universidade de Brasília, 2019.

1. Fisioterapia. 2. Reabilitação. 3. Agentes físicos. 4. Estimulação elétrica neuromuscular. 5. Torque e desconforto sensorial. I. Durigan, João Luiz Quagliotti, orient. II. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

NATÁLIA LUCÍLIA PINTO

EFEITOS DE INCREMENTOS CONSTANTES DE INTENSIDADES COM DIFERENTES CORRENTES DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA E DURAÇÕES DE PULSOS EM RELAÇÃO AO TORQUE EVOCADO E AO DESCONFORTO SENSORIAL

Brasília, 28/03/2019

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dra. Aline Teixeira Alves
Faculdade de Ceilândia - Universidade de Brasília - UnB
Presidente da banca

Prof. Dr. João Paulo Chierigato Matheus
Faculdade de Ceilândia - Universidade de Brasília - UnB
Docente credenciado no Programa de Pós Graduação

Prof. Dr. Richard Elion Liebano
Universidade Federal de São Carlos - UFSCar
Membro externo ao Programa de Pós Graduação

Prof. Dr. Wagner Rodrigues Martins
Faculdade de Ceilândia - Universidade de Brasília - UnB
Suplente

Dedicatória

Dedico este trabalho, primeiramente a Deus por me possibilitar força, paciência e persistência ao longo desta caminhada;

Aos meus pais pelo apoio de sempre, ajuda e estímulo ao meu crescimento pessoal e profissional.

Ao meu marido por toda paciência e incentivo, que contribuíram para a realização desta conquista.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, por ter me permitido conduzir mais este trabalho em minha jornada profissional, e que esteve ao meu lado e me deu força, ânimo e crença para não desistir e continuar lutando por este meu sonho e objetivo de vida.

Agradeço aos meus pais, Marta Lucília e João Afonso, pelo exemplo, motivação e incentivo dedicados em todos os momentos, e que tudo só foi possível graças ao auxílio deles. À minha irmã Vitória, pela ajuda, paciência e colaboração de sempre.

Um agradecimento especial ao Enzo Damo, que iniciou este projeto junto comigo, quando ainda éramos namorados, quando nos tornamos noivos e agora sendo um marido maravilhoso, que me deu uma força incrível e apoio sempre que necessário, por sempre estar sempre presente, principalmente nesta reta final.

A esta instituição tão imponente, Universidade de Brasília, eu agradeço pelo ambiente propício à evolução e crescimento, bem como a todas as pessoas que a tornam assim tão especial para quem a conhece.

Ao meu grupo de pesquisa GPLast, competente e colaborativo, que foi de grande importância para o meu crescimento pessoal e profissional.

Ao meu orientador Dr. João Durigan por confiar em meu potencial, assim como pela dedicação à orientação e colaboração em todos os momentos, que tornou possível a conclusão deste trabalho.

Ao Nicolas Babault por compartilhar seus conhecimentos e nos auxiliar em todos os processos de construção deste trabalho.

À minha amiga Karenina Arrais que me ajudou em muitos momentos e que, por diversas vezes, foi meu braço direito, por transmitir seus conhecimentos e me ajudar com as coletas, além de toda paciência perante às dificuldades.

Aos voluntários deste projeto, pela confiança em mim depositada e pela grande contribuição para com a ciência.

Aos todos os meus amigos que compartilharam e fizeram parte desta conquista.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Distrito Federal (FAPDF), ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pela oportunidade de investimento que contribuíram para o crescimento intelectual da área.

Natália Lucília Pinto

RESUMO

Objetivo: Mensurar os efeitos de incrementos constantes de intensidade com quatro diferentes protocolos de estimulação elétrica neuromuscular (EENM) em relação ao torque evocado e ao desconforto induzido pela EENM. **Métodos:** Vinte e quatro homens (idade de $22,3 \pm 3,5$ anos) foram incluídos em um estudo com desenho *Crossover*. As correntes testadas foram: duas correntes EENM de $500\mu s$ (uma Corrente alternada - CA - de $500\mu s$ e uma corrente pulsada - CP - de $500\mu s$); e duas correntes de $200\mu s$: uma CA de $200\mu s$ e uma CP de $200\mu s$ foram aplicadas nos músculos extensores do joelho em sessões separadas com um mínimo de sete dias entre os testes. A intensidade da estimulação foi aumentada de 0 mA até o desconforto máximo tolerado utilizando incrementos graduais de intensidades de 10 mA. O torque evocado pela EENM e o desconforto sensorial foram medidos para cada incremento de intensidade de estimulação. Para torque foi utilizado um dinamômetro isocinético e para desconforto a Escala Visual Analógica (EVA). **Resultados:** Para durações de pulso longas ($500\mu s$), o torque aumentou significativamente para todas as intensidades de estimulação ($p < 0,001$). Para durações de pulso curtas ($200\mu s$), o torque aumentou significativamente somente após 40% da intensidade máxima de estimulação ($p < 0,001$). O torque relativo de 40% da contração isométrica voluntária máxima foi obtido com aproximadamente 60% da intensidade máxima de corrente ($p < 0,001$). Ao comparar as durações de pulsos, os pulsos longos produziram maior torque que as durações de pulsos curtas ($p < 0,01$). Os valores de EVA foram maiores com durações de pulso longas ($500\mu s$) quando comparados com durações de pulso curtas ($200\mu s$) ($p < 0,001$). Além disso, foi possível atingir aproximadamente 40% do torque evocado com desconforto percebido de EVA 6 para CP de $500\mu s$ e EVA 8 para CP de $200\mu s$ ($p < 0,001$). Nenhum efeito da corrente de EENM ou da eficiência da estimulação foi observado para torque e para EVA com aumento da intensidade ($p > 0,05$). **Conclusão:** Os incrementos ideais de intensidade de corrente para alcançar maior torque evocado relativo não foram relacionados ao máximo desconforto percebido. As CA's não foram melhores do que as CP's em termos de torque evocado e desconforto percebido. No entanto, correntes com duração de pulso longa provocaram torques mais altos e maior eficiência de corrente, com desconforto percebido similar, em comparação com as correntes de duração de pulso mais curtas.

Palavras-chave: Fisioterapia, Reabilitação, Agentes Físicos, Estimulação Elétrica Neuromuscular.

ABSTRACT

Objective: To measure the effects of constant intensity increments with four different Neuromuscular electrical stimulation (NMES) protocols on evoked torque, and NMES-induced discomfort. **Methods:** Twenty-four males (age 22.3 ± 3.5 years) were included in a cross-over design. Two NMES currents of $500\mu\text{s}$ (KFAC 500 or Aussie current and PC 500) and two currents of $200\mu\text{s}$ (KFAC 200 or Russian current and PC 200) were applied on knee extensor muscles randomly in separate sessions with a minimum of seven days between sessions. Stimulation intensity was increased from 0 mA until the maximum tolerated discomfort using constant 10 mA increments. The evoked torque was measured for each stimulation intensity increment. Discomfort was assessed using a Visual Analog Scale (VAS). **Results:** For long pulse durations ($500\mu\text{s}$), torque significantly increased for all stimulation intensities ($p < 0.001$). For short pulse durations ($200\mu\text{s}$) torque significantly increased only after 40% of maximal stimulation intensity ($p < 0.001$). Relative torque of 40% was obtained with approximately 60% of the maximal current intensity ($p < 0.001$). When comparing both pulse durations, long pulses produced greater torque than short pulse durations ($p < 0.01$). VAS values were greater with long pulse durations ($500\mu\text{s}$) when compared to short pulse durations ($200\mu\text{s}$) ($p < 0.001$). In addition, it was possible to reach about 40% of the evoked torque with perceived discomfort of 6 for PC 500 and 8 for PC 200 ($p < 0.001$). No effects of NMES current or efficiency of stimulation were observed for torque and VAS ($p > 0.05$) with increased intensity. **Conclusion:** The ideal current intensity increments to achieve higher relative evoked torque were not related to the maximum perceived discomfort. KFAC was not better than PC in terms of evoked torque and perceived discomfort. However, currents with long pulse duration evoked higher torques and higher current efficiency, with similar perceived discomfort, compared to the shorter pulse duration currents.

Key-Words: Physiotherapy, Rehabilitation, Physical agents, Neuromuscular Electrical Stimulation.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1. Esquematização de coleta dos procedimentos experimentais 1 – Configuração do protocolo de coleta de dados ao longo de todo o estudo, envolvendo a familiarização e as quatro sessões testes.

FIGURA 2. Fluxograma do estudo randomizado duplo cego 2 – Estudo Crossover: o mesmo grupo foi testado com as correntes alternadas (CA) e as correntes pulsadas (CP).

FIGURA 3. Valores máximos de CIVM, torque absoluto e torque relativo 3 -

FIGURA 4. A) Valores máximos de intensidade

B) Valores máximos de desconforto sensorial

FIGURA 5. Torque Evocado (% CIVM) vs. Intensidade (% do máximo)

FIGURA 6. Desconforto sensorial (EVA) vs. Intensidade (% do máximo)

FIGURA 7. Eficiência Relativa X Intensidade (%)

SIGLAS

EENM: Estimulação elétrica neuromuscular

CA: Corrente Alternada

CP: Corrente Pulsada

EVA: Escala visual analógica

CIVM: Contração isométrica voluntária máxima

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	10
1.1 JUSTIFICATIVA.....	11
1.2 OBJETIVOS.....	12
1.3 HIPÓTESE.....	12
2 MÉTODOS.....	12
2.1 SUJEITOS.....	12
2.2 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS.....	13
2.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	15
3 RESULTADOS.....	16
3.1 TORQUE EVOCADO E ABSOLUTO.....	17
3.2 DESCONFORTO SENSORIAL.....	18
3.3 EFICIÊNCIA DE ESTIMULAÇÃO.....	19
4 DISCUSSÃO.....	20
5 CONCLUSÃO.....	22
REFERÊNCIAS.....	24
ANEXO A.....	28

1 INTRODUÇÃO

A estimulação elétrica neuromuscular (EENM) é uma importante ferramenta terapêutica para reabilitação.^{1,2,3} Diversas formas de ondas de EENM têm sido usadas para evocar o torque. A EENM convencional consiste em corrente elétrica pulsada (CP) com durações de pulso menores do que 500 microssegundos (μ s) que são administradas entre 20 e 120 Hertz (Hz) ou em altas intensidades de estimulação.^{4,5,6} As correntes de alternadas (CA) possuem frequências maiores que são fornecidas entre 1 kilohertz (kHz) e 10 kHz, aplicadas em uma frequência de *bursts*, ou trem de pulsos, que variam de 1 Hz a 120 Hz, com ciclo de funcionamento de 10%, a fim de otimizar seus efeitos nos tecidos biológicos.⁷

A CA foi primeiramente descrita por Kots e Xvilon⁸ como um novo tipo atual da categoria EENM para minimizar o desconforto percebido da EENM tradicional. Kots também alegou que a CA (mais tarde chamada de “Corrente Russa”), poderia induzir ganhos de força muscular entre 30% e 40% em atletas de elite quando comparados aos efeitos produzidos pelo treinamento voluntário máximo.⁹ Entretanto, este estudo nunca foi reproduzido, tendo em vista que o protocolo utilizado não estava completamente disponível para acesso.¹⁰ Além disso, estudos recentes demonstraram que a corrente russa não era a melhor estratégia atual para induzir torque devido ao seu maior número de potenciais evocados por *bursts*, o que poderia produzir um aumento indesejável e mais rápido na taxa de fadiga em comparação com as correntes pulsadas.^{3,6,11}

Outro tipo de CA conhecida, chamada de "corrente *Aussie*" ou “corrente australiana”, é comumente entregue com uma frequência de 1000 Hz (com *bursts* de 50 a 100 Hz) com um ciclo de trabalho de 20%.¹² Alguns autores sugeriram que este parâmetro atual oferece uma relação razoável entre desconforto sensorial e produção de força, com geração de menor fadiga muscular quando comparado com as correntes mais clássicas.^{4,12} Apesar de apresentar as vantagens teóricas associadas às altas frequências das CA's em comparação às CP's para evocar mais torque com menor desconforto sensorial percebido, estudos descobriram que a corrente *Aussie* gerou valores de torque semelhantes às CP's, enquanto a corrente Russa provocou menor torque evocado.^{11,13,14} De fato, revisões sistemáticas com meta-análises mostraram que as CP's e as CA's possuem efeitos semelhantes no torque evocado do quadríceps e em relação ao desconforto sensorial auto relatado em indivíduos saudáveis.^{3,6} Além disso, o conhecimento existente é controverso devido a fraquezas nos desenhos de estudo (por exemplo, condições não

cegas e não aleatórias) e, principalmente, relacionadas à heterogeneidade nos protocolos de treinamento, intensidades das correntes e características e posicionamentos dos eletrodos.^{3,6,11}

Além disso, a intensidade das correntes poderia limitar potencialmente a eficácia da EENM.^{2,15} Na prática clínica, aumentando a intensidade gradualmente até o limite máximo de desconforto sensorial tem sido recomendado para atingir um grau mais alto de tensão muscular, ou seja, um mínimo de aproximadamente 40% da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) e, conseqüentemente, induzir maiores adaptações evocadas de torque e força muscular.^{16,17} No entanto, incrementos na intensidade de corrente são um dos principais fatores limitantes para evocar torque devido aos altos níveis de desconforto sensorial percebido.² Estudos sobre estratégias mais racionais de EENM, utilizando o incremento de intensidade e sua relação com o torque evocado e desconforto percebido com diferentes correntes, ainda precisam ser determinados.

1.1 JUSTIFICATIVA

Usualmente, a EENM é recomendada nos valores de intensidades mais altos que podem ser tolerados pelos pacientes, o que equivale a uma porcentagem próxima da máxima contração voluntária máxima prevista.^{17,18} No entanto, sabe-se que valores de alta intensidade geram maior desconforto sensorial.² Portanto, ainda não há definições de incrementos graduais e constantes de intensidade, no que diz respeito a determinar intervalos menores que possam apresentar ganhos musculares em relação àqueles de intensidade máxima.

A abordagem atual de incremento de intensidade, a cada 10 mA, permitiria o desenvolvimento de uma análise mais rigorosa do comportamento do torque evocado e do desconforto sensorial percebido por cada voluntário e, esta análise, pode garantir que os indivíduos atinjam o limite máximo tolerado de desconforto na intensidade máxima, gerando possibilidades de avaliação completa do comportamento de cada corrente testada. Desta forma, justifica-se a necessidade de solucionar esta lacuna de conhecimento científico, a fim de monitorar as correntes de forma com que se identifiquem intensidades que gerem maior torque e menor desconforto sensorial. Esses achados podem ajudar a projetar uma indicação de EENM mais eficiente para determinar a melhor resposta à dose, considerando o incremento de intensidade em diferentes tipos de correntes: alternadas ou pulsadas.

1.2 OBJETIVOS

O objetivo deste estudo foi investigar os efeitos de quatro tipos diferentes de EENM: duas correntes de 500 μ s (CA 500 ou corrente *Aussie* e CP 500) e duas correntes de 200 μ s (CA 200 ou corrente Russa e CP 200) usando incrementos de intensidade constante para avaliação do torque evocado pela EENM e do desconforto sensorial induzido pela EENM.

1.3 HIPÓTESES

Nossa hipótese é que diferentes formas de CA's e de CP's não difeririam em termos de produção de torque evocado e desconforto percebido, quando comparadas em intensidades similares, mantendo este comportamento em todas as intensidades testadas com incremento gradual na intensidade das correntes. Da mesma forma, como hipótese, acredita-se não ser necessário o uso de intensidades muito altas, próximas as mais toleradas pelos pacientes, para a geração de um torque capaz de ganhos significativos de força muscular e, desta forma, ter uma aplicação mais confortável aos usuários de EENM.

2 MÉTODOS

2.1 SUJEITOS

Vinte e quatro homens saudáveis com as seguintes características antropométricas descritas em média \pm desvio padrão (DP): idade de $22,37 \pm 3,53$ anos; massa corporal de $76,21 \pm 11,4$ kg; altura de $174 \pm 5,5$ cm e IMC de $24,83 \pm 2,92$ kg/m², participaram voluntariamente neste estudo do tipo *Cross-over*, randomizado, duplo-cego (voluntários e o operador não sabiam qual corrente foi aplicada a cada voluntário). O tamanho da amostra foi determinado a priori utilizando o programa G*Power (versão 3.1.3; Universidade de Trier, Alemanha) com o nível de significância estabelecido em $P = 0,05$ e potência estatística (*Power*) $(1 - \beta) = 0,80$ para detectar um grande efeito ($f^2 > 0,5$). Foi realizado um estudo piloto com 5 participantes para avaliar o tamanho do efeito para a variável dependente principal (torque evocado de todas as correntes). Com base nesses cálculos a priori e no estudo piloto, foi determinado um tamanho amostral final de 24 indivíduos.

Nenhum dos voluntários tiveram experiência prévia com EENM. Os critérios de inclusão foram: homens, universitários, com idade entre 18 e 30 anos, fisicamente ativos, que apresentassem amplitude completa de movimento e função da articulação do joelho para os movimentos de extensão e flexão, e que participassem voluntariamente dessa pesquisa. Os critérios de exclusão foram: indivíduos que apresentassem intolerância à EENM ou que não completassem todas as avaliações da pesquisa, uso de antiinflamatórios não esteroidais e suplementos nutricionais, lesões cutâneas que impossibilitassem a colocação dos eletrodos de estimulação, indivíduos que previamente foram diagnosticados com doenças neuromusculares e a presença de fixação externa ou implantes metálicos nos membros inferiores. Os participantes foram todos testados entre o período das 13:00 às 19:00 horas, no mesmo laboratório e foram instruídos a evitar estimulantes (por exemplo: álcool, cafeína, chocolate) e exercícios físicos nos dias das realizações dos testes.

Os indivíduos relataram seus níveis de atividade física por meio do Questionário IPAQ,¹⁹ e todos relataram participar de exercícios aeróbicos vigorosos por pelo menos 20 minutos, por no mínimo 3 vezes por semana; ou atividade de intensidade moderada maior ou igual a 5 vezes por semana; ou caminhar todos os dias pelo menos 30 minutos, conforme estabelecido por Pardini et al., 2001.¹⁹ Os voluntários foram informados de todos os procedimentos, finalidades, benefícios e riscos do estudo e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) – anexo A. A pesquisa foi submetida e aprovada pelo Comitê de Ética da instituição (Faculdade de Ciências da Saúde da UnB), de acordo com a Declaração de Helsinque de 1975, sob parecer ético de número 1.413.002, respeitando os princípios éticos da resolução CNS 466/2012. Antes da participação, cada voluntário leu e assinou um termo de consentimento informado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa Humana da Faculdade de Ciências da Saúde (n: 52685516.6.0000.0030) da Universidade de Brasília.

2.2 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

Os indivíduos realizaram 5 visitas ao laboratório, em 5 dias diferentes, separados com um intervalo mínimo de 7 dias entre as visitas. A primeira visita foi designada para a familiarização dos sujeitos com a EENM (aonde foi experimentado os 4 tipos de correntes testadas), com os equipamentos e com os procedimentos de teste. Além disto, foram realizadas as mensurações das medidas antropométricas, para determinar a estatura e a massa corporal, além do preenchimento do questionário IPAQ (Figura 01).

As demais visitas consistiram nos testes experimentais: cada sessão foi precedida por um aquecimento, a verificação da CIVM e, posteriormente, foi realizada a sessão de testes com uma das quatro correntes avaliadas, de acordo com a randomização (a ordem de aplicação da corrente em cada sessão foi realizada por meio da geração de sequência por computador: site www.randomization.com). O aquecimento correspondeu a 10 flexões e extensões de joelho realizadas com intensidades crescentes em um dinamômetro isocinético (Sistema 3; Biodex Medical Systems, Shirley, Nova York) usando uma velocidade angular de $180^\circ/\text{s}$.

A avaliação do torque máximo durante uma CIVM foi realizada de forma que os indivíduos completaram 3 CIVM's no membro dominante, por 10 segundos, a 60° de flexão do joelho (extensão total do joelho, 0°). Cada contração foi seguida por um intervalo de descanso de 2 minutos. Durante as contrações, os participantes foram encorajados verbalmente e receberam feedback visual do torque produzido durante cada repetição. O maior pico de torque foi utilizado para posterior análise. Em seguida, os testes com as correntes foram realizados em uma ordem aleatória conforme descrito anteriormente, aonde cada corrente foi testada em um dia distinto.

Durante a EENM, os sujeitos foram instruídos a deixar a perna a mais relaxada possível durante o procedimento para evitar qualquer contração voluntária. Os voluntários foram posicionados no dinamômetro isocinético Biodex (sistema BIODEX 3, Biodex Corporation, Shirley, NY), com o epicôndilo lateral do joelho alinhado com o eixo rotacional do equipamento, e as costas foram reclinadas a aproximadamente 100° . Cintos estabilizadores foram posicionados no peito e ao redor dos quadris e do tornozelo dominante. A intensidade da estimulação foi gradualmente aumentada de 10 mA em 10 mA até que o voluntário indicasse seu limite máximo de tolerância do desconforto sensorial percebido, relatado através da Escala visual analógica (EVA). Os níveis evocados de torque e desconforto sensorial foram registrados a cada incremento de intensidade, até o limite máximo de intensidade suportado pelo voluntário. Os dados de força muscular, como o pico de torque voluntário e o torque evocado, foram obtidos por meio do dinamômetro isocinético. A terceira, quarta e quinta visitas seguiram o mesmo protocolo, apenas com a mudança do tipo de corrente testada.

Quatro formas de correntes elétricas por EENM foram utilizadas no estudo, sendo duas correntes CA's (Russa e *Aussie*) e duas de CP's (CP 500 e CP 200). Os parâmetros físicos das correntes utilizadas foram: 1) duração de pulso de $500 \mu\text{s}$ (PC 500), 2) duração de pulso de $200 \mu\text{s}$ (PC 200), 3) duração de pulso de $500 \mu\text{s}$, portando baixa frequência (1 kHz – KFAC 500 ou corrente *Aussie*); 4) duração de pulso de $200 \mu\text{s}$, com alta frequência (2,5 KHz - KFAC 200 ou corrente Russa). Todas as modalidades de correntes foram entregues com um tempo "on" de

10 segundos (3 segundos de *ramp-up*, 6 segundos de contração em platô e 1 segundo de *decay*) e com um tempo “off” de 60 segundos para recuperação muscular.²⁰ Todos os parâmetros físicos do estimulador foram verificados usando um osciloscópio digital (Modelo DS1050E; Rigol, Cleveland, Ohio). A estimulação foi produzida utilizando-se um estimulador elétrico neuromuscular (versão 2.0; Neurodyn, Ibramed, Amparo, SP, Brasil), conectado a dois pares de eletrodos autoadesivos de 25 cm² (Valutrode, São Paulo, Brasil). Um par de eletrodos (5 x 5 cm) foi colocado sobre o ponto motor do músculo vasto medial e do vasto lateral e o outro par foi posicionado próximo à inserção proximal do músculo quadríceps (de 3 a 5 cm abaixo do ligamento inguinal).¹³ Em seguida, o maior torque evocado (pico de torque) das contrações foi registrado a cada 10 mA de incrementos de intensidade para análise e foi normalizado em relação à CIVM, tornando-se torque evocado $[(\text{torque evocado} \times \text{torque voluntário}^{-1}) \times 100]$.

O nível de desconforto induzido pelas diferentes formas de EENM foi medido utilizando a EVA, que foi colocada na horizontal, variando de zero (0) a dez (10) cm, sendo 0 a completa ausência de desconforto e 10 sendo o nível máximo de desconforto tolerado pelo sujeito. A EVA foi mostrada aos participantes em cada aumento de intensidade (de 10 em 10 mA) e o teste foi interrompido quando os valores indicados foram ≥ 9 , próximos de 10. Além disso, foi calculada a eficiência da estimulação. Correspondeu ao torque evocado expresso em função da intensidade da estimulação. Foi calculado como intensidade de torque pela corrente evocada por EENM ($\text{N} \cdot \text{m} \cdot \text{mA}^{-1}$).^{13,21}

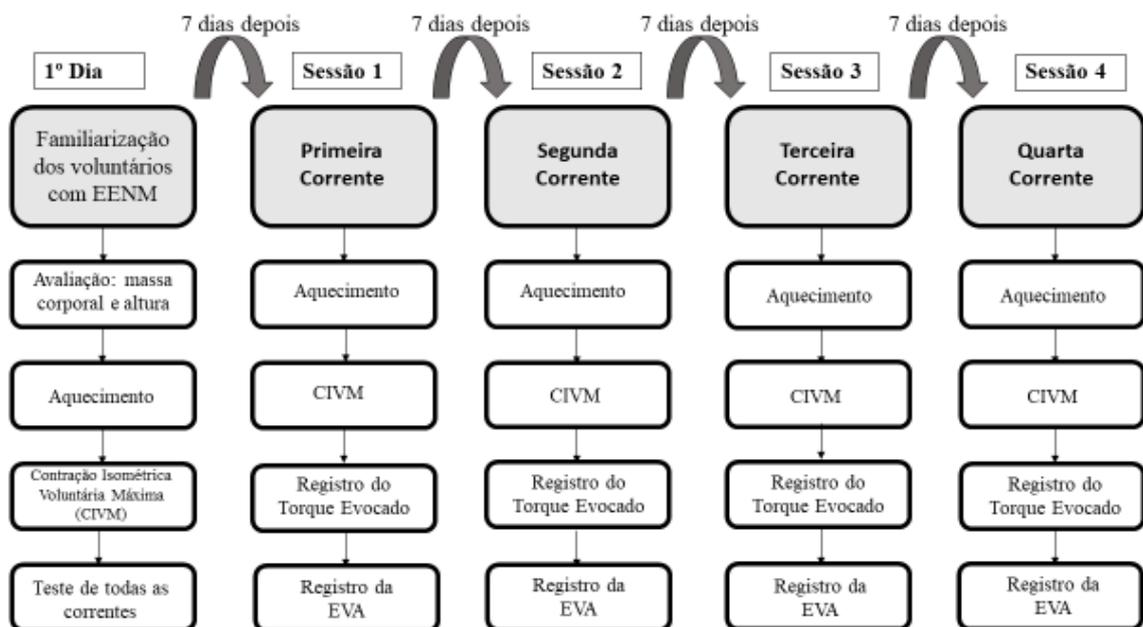


Figura 1: Esquematização de coleta dos procedimentos experimentais.

2.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Valores para o torque evocado, EVA e eficiência são relatados como média \pm DP. Foram utilizados testes paramétricos, uma vez que os dados foram distribuídos normalmente (teste de *Shapiro-Wilk*) e apresentaram variâncias homogêneas (teste de *Levene*). Um modelo de ANOVA misto (*three way*) com medidas repetidas (duração de pulso x correntes x intensidade) foi realizado, aonde a duração de pulso correspondeu a 500 x 200 μ s; as correntes corresponderam a CA's versus CP's; e a intensidade correspondeu a 20 x 40 x 60 x 80 x 100%. Em caso de um efeito ou interação entre as variáveis significativos, o teste *post-hoc* de *Tukey* foi utilizado. Além disso, o poder estatístico e o tamanho de efeito também foram calculados. Os tamanhos de efeito foram determinados usando “*eta squared*” (η_p^2). Cohen (1988) ²² forneceu referências para definir os tamanhos dos efeitos em pequeno ($\eta_p^2 = 0,01$), médio ($\eta_p^2 = 0,06$) e grande ($\eta_p^2 = 0,14$). Todas as análises estatísticas foram realizadas com Statistica v.12 (StatSoft Inc., Tulsa, Oklahoma, EUA), sendo o limiar de significância estabelecido em $p < 0,05$ para todos os procedimentos.

3 RESULTADOS

Um fluxograma deste estudo experimental, duplo-cego, randomizado, é mostrado na Figura 2. Todos os 24 indivíduos foram avaliados para elegibilidade. Nenhum indivíduo foi excluído do estudo. Não houve diferenças significativas no torque das CIVM's entre todas as sessões de testes [$F = 0.37$; $p = 0.99$; $power = 0.16$, $\eta_p^2 = 0.20$]. Sessão um $257,5 \pm 60$ N.m; sessão dois $250,1 \pm 65$ N.m; sessão três $252,2 \pm 60$ e sessão quatro 250 ± 51 N.m, respectivamente.

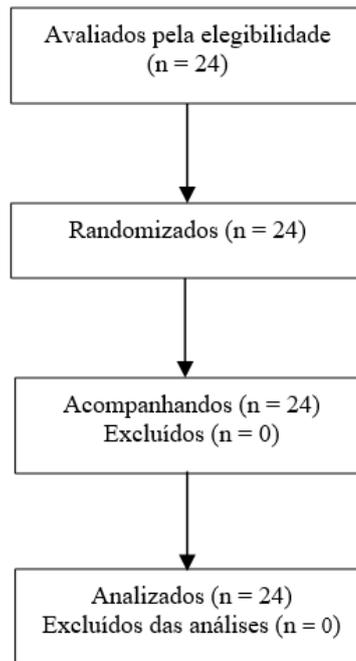


Figura 2: Fluxograma do estudo randomizado duplo cego.

Os valores máximos das variáveis podem ser verificados na Figura 3 e na Figura 4 A e 4 B:

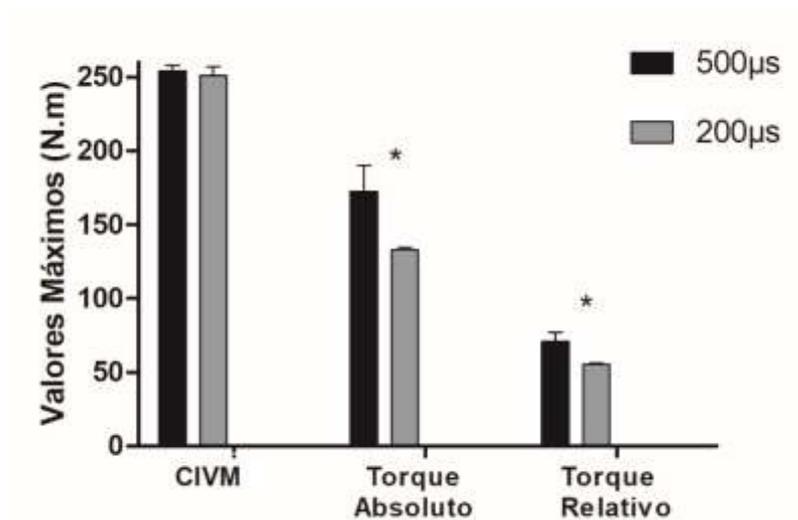


Figura 3: Valores máximos de CIVM, torque absoluto e torque relativo. Os valores são descritos em média \pm desvio padrão (DP). * Indica uma diferença significativa em relação as durações de pulso de 200 μ e 500 μ s.

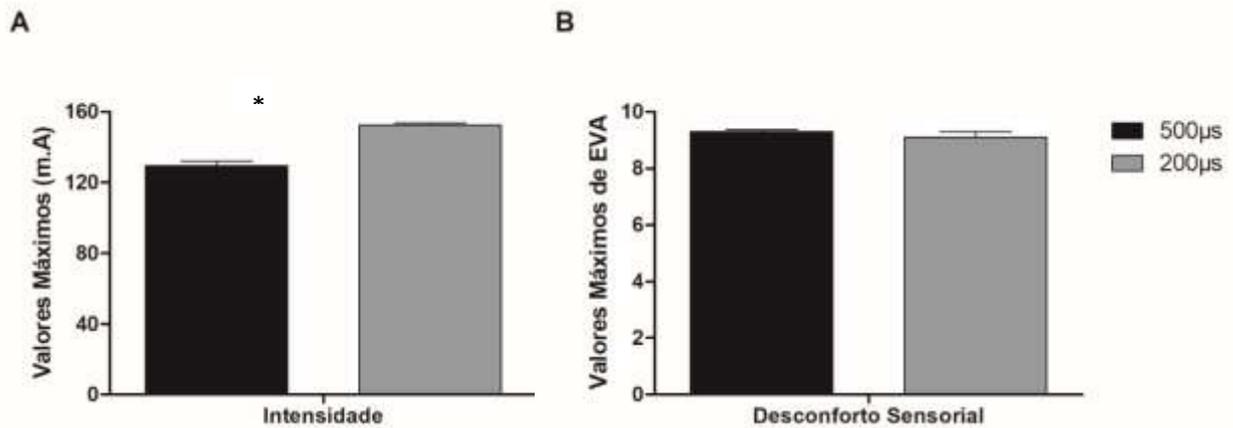


Figura 4: A) Valores máximos de intensidade atingidas entre durações de pulso de 200 μ e 500 μ s. * diferença significativa observada ($p \leq 0,007$). B) Valores máximos de desconforto sensorial atingidos (EVA). Os valores são descritos em média \pm desvio padrão (DP).

3.1 TORQUE EVOCADO E ABSOLUTO

Tanto o torque absoluto quanto o torque evocado (Figura 5) revelaram interação significativa entre duração x intensidade ($[F = 15,64; p = 0,000001; \text{potência} = 1,0; \eta_p^2 = 0,40]$ e $[F = 9,46; p = 0,00002; \text{potência} = 0,99; \eta_p^2 = 0,29]$, respectivamente). Nenhum efeito de corrente (CA vs. CP) foi observado ($[F = 0,97; p = 0,42; \text{potência} = 0,29; \eta_p^2 = 0,04]$ e $[F = 1,67; p = 0,2; \text{potência} = 0,23; \eta_p^2 = 0,06]$, respectivamente). Para durações de pulso longas (500 μ s), o torque aumentou à medida que a intensidade da corrente aumentou ($p < 0,001$). Para durações de pulso curtas (200 μ s), um aumento similar foi observado, exceto quando comparados os 20 e os 40% da intensidade da estimulação ($p < 0,001$). Com exceção da intensidade mais baixa (20%), ao comparar as durações dos pulsos, pulsos longos produziram maior torque do que pulsos curtos ($p < 0,01$) (Figura 3 e Figura 5). Além disso, o torque evocado de 40% foi obtido com aproximadamente 60% da intensidade máxima de corrente de 500 μ s ($p < 0,001$; Figura 5).

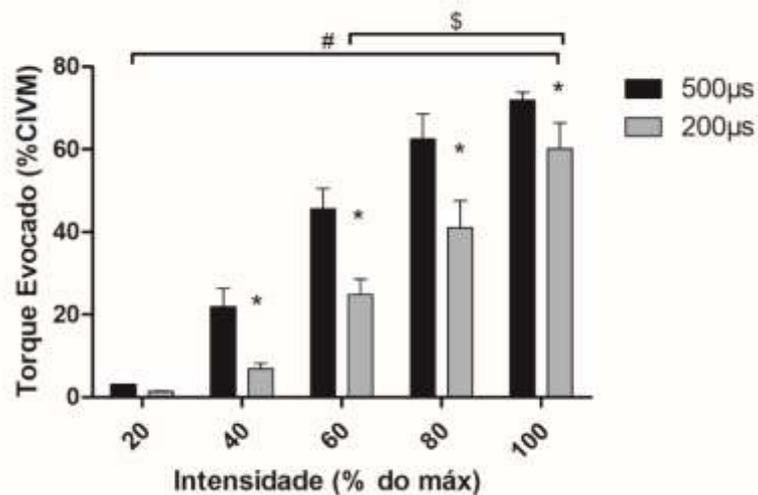


Figura 5: Torque Evocado (% CIVM) vs. Intensidade (% do máximo). Os valores estão em média e DP. # Diferença significativa encontrada para a duração do pulso longo (500µs) vs. Incremento de intensidade ($p < 0,001$): quanto maior a intensidade, maior o torque evocado. \$ Diferença significativa encontrada para a duração de pulso curto (200µs) - ($p < 0,001$): quanto maior a intensidade, maior o torque evocado. * Efeito da duração de pulso: diferença significativa encontrada entre 500 µs e 200 µs ($p > 0,05$).

3.2 DESCONFORTO SENSORIAL

A EVA máxima foi semelhante entre todos os padrões de estimulação para a intensidade máxima de estimulação (Figura 4 B). A EVA revelou efeitos significativos de duração e intensidade principais: para 500 µs [$F = 10,5$; $p = 0,003$; $power = 0,87$, $\eta_p^2 = 3,1$] e para 200 µs [$F = 866,5$; $p = 0,000$; $power = 1,0$, $\eta_p^2 = 0,97$], respectivamente; Figura 6. Nenhum efeito de corrente foi observado [$F = 0,025$; $p > 0,05$; $power = 0,11$, $\eta_p^2 = 0,14$]. Exceto pela intensidade máxima da estimulação, os resultados indicaram que a EVA foi maior com durações de pulsos longas (500 µs) em comparação com durações de pulsos curtas (200 µs) [$F = 10,47$; $p = 0,003$; $power = 0,87$, $\eta_p^2 = 0,31$]. Além disso, a EVA aumentou com o aumento da intensidade de estimulação ($F = 866,5$; $p \leq 0,001$; $power = 1,00$, $\eta_p^2 = 0,97$).

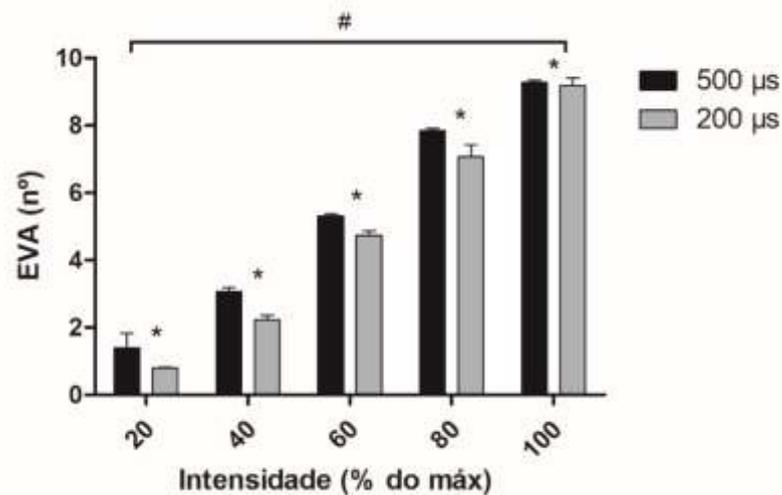


Figura 6: Desconforto sensorial (EVA) vs. Intensidade (% do máximo). Os valores estão em média e DP apresentados como desconforto máximo. # Diferença significativa encontrada para a duração de pulso longo (500 μ s) e para a duração de pulso curto (200 μ s): quanto maior a intensidade, maior a EVA. ($p < 0,05$). * Diferença entre 500 μ s vs. 200 μ s ($p = 0,003$). Nenhum efeito de corrente (CA comparado à CP) foi observado ($p > 0,05$).

O torque evocado revelou uma interação significativa entre a duração de pulso e a EVA [$F = 9,50$; $p = 0,00002$; $power = 0,99$; $\eta_p^2 = 0,30$]. Nenhum efeito de corrente (CA vs. CP) foi observado ($p > 0,05$). Os resultados para durações de pulsos curtos e longos seguem semelhantes aos da interação duração de pulso x intensidade, conforme descrito acima.

3.3 EFICIÊNCIA DE ESTIMULAÇÃO

Quanto à eficiência da estimulação, encontrou-se interação significativa para duração de pulso (500 μ s e 200 μ s) e intensidade [$F = 25,2$; $p \leq 0,000$; $power = 0,99$; $\eta_p^2 = 0,52$] e [$F = 63,2$; $p \leq 0,000$; $potência = 1,0$; $\eta_p^2 = 0,73$], respectivamente, Figura 7). Nenhum efeito de corrente foi observado [$F = 0,005$; $p = 0,94$; $power = 0,05$; $\eta_p^2 = 0,0002$]. Os resultados indicaram que a eficiência foi maior com duração de pulso longas (500 μ s) em comparação com durações de pulso curtas (200 μ s; $p \leq 0,0001$). Além disso, a eficiência aumentou com o aumento da intensidade de estimulação ($p \leq 0,0001$).

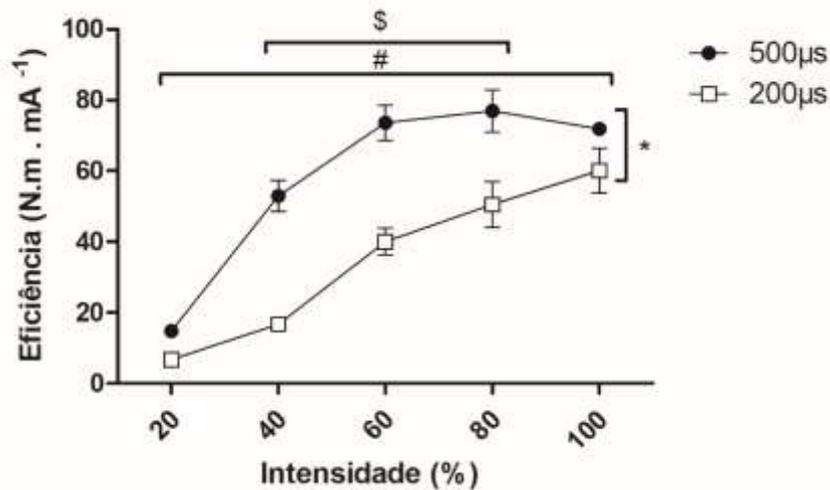


Figura 7: Eficiência Relativa X Intensidade (%). Os valores estão em média e DP apresentados como porcentagem da contração voluntária máxima. * Diferença significativa em comparação com o incremento de intensidade para a duração de pulso longa de 500µs. # Diferença significativa entre as durações de pulso (500 µs x 200 µs). \$ diferença significativa em comparação com o incremento de intensidade para duração de pulso curta 200 µs. Nenhum efeito entre correntes foi observado ($p > 0,05$).

4 DISCUSSÃO

De acordo com nossa hipótese inicial, a intensidade da corrente não pareceu ter uma relação similar relacionada ao fisioterapeuta trabalhar sempre com o máximo de desconforto sensorial percebido, na tentativa de produzir contrações adequadas (por exemplo: aproximadamente de 40% do torque evocado). Além disso, as correntes CA's e CP's induziam torque evocado e desconforto sensorial percebido semelhantes para uma determinada duração de pulso. No entanto, quanto maior a duração de pulso da corrente, maior a eficiência atual para gerar o torque evocado. Além disso, menores desconfortos sensoriais foram observados em durações de pulsos longas em comparação com as correntes de duração de pulso mais curtas. Nossos resultados revelaram importantes implicações nos campos de reabilitação.

Vários estudos demonstraram que, para atingir um torque evocado de 30 a 70% da CIVM, é necessária uma alta intensidade, o que estaria próximo do máximo desconforto sensorial percebido tolerado pelos voluntários.^{7,11,13,15,23} Clinicamente, tem sido recomendado o uso de altas intensidades, porém quanto maior a intensidade, maior o desconforto percebido.^{7,11,13,14,21,23,24} No presente estudo, nós demonstramos claramente que é possível alcançar a eficiência adequada da estimulação (~ 40% do torque evocado) usando uma intensidade moderada (~ 60% da intensidade máxima), com um intervalo de desconforto próximo a 6 pontos

na EVA. Essa porcentagem de torque induzida pela EENM tem sido recomendada para ganhos de força.^{2,25,26,27,28,29} Considerando que o fator-chave para otimizar a eficácia da EENM tem sido relacionado ao nível de torque evocado com baixa percepção de desconforto,^{2,13} é mais adequado evocar torque com leves incrementos de intensidade nas intensidades das correntes para fins de reabilitação.

Além disso, a abordagem de incremento de intensidade com base no aumento de 10 x 10 mA permitiu alcançar valores máximos na EVA, ou seja, todos os voluntários atingiram seus limites de desconforto tolerados. Em nossos estudos anteriores, observou-se uma média de 20%, em média, de voluntários excluídos devido à intolerância à EENM.^{11,13} Outros estudos não descreveram o número de indivíduos que foram excluídos de acordo com as recomendações do Consort.^{7,14,15,23,30,31} Curiosamente, não foram observados exclusão de participantes devido à intolerância à EENM, e isso pode estar relacionado ao método de intensidade incremental, bem como à familiarização realizada na primeira sessão. Também é importante notar que os sujeitos foram capazes de tolerar maior intensidade de estimulação durante os dois protocolos de EENM, pois parece que a tolerância ao desconforto aumentou durante a EENM, o que pode ser devido ao aumento no limiar de receptores de dor.⁷ Estudos futuros podem incluir procedimentos de incrementos de intensidades de correntes e familiarização dos participantes com sessões de EENM a fim de reduzir a intolerância classicamente descrita à EENM.^{7,11,13,14,17,23}

O presente estudo também analisou a eficiência de uma dada condição de estimulação através da relação entre torque e intensidade de corrente, o que significa maior magnitude de torque quando se aplica a corrente de menor intensidade.^{13,25,31} Neste artigo, a eficiência atual foi semelhante com as correntes (CA's x CP's) aplicando a mesma duração de pulso e cargas de fase. Vaz e Frasson (2018)³ realizaram uma revisão sistemática bem conduzida e concluíram que as CA's geram força (igual ou menor), fadiga muscular (igual ou maior) e desconforto sensorial (igual ou maior) comparado às PC's no torque evocado do quadríceps e nível de desconforto autorrelatado. Tomando as evidências atuais em conjunto, os fisioterapeutas poderiam escolher CA's ou PC's e esperar efeitos similares de treinamento de força, bem como desconforto percebido semelhante.

De fato, nossos resultados revelaram que o incremento da curva de torque estava relacionado à maior largura de pulso (500 x 200 μ s). Nós mostramos claramente que estímulos com durações de pulso mais longas (500 μ s) necessitaram de uma intensidade de corrente aproximadamente 47% menor e induziram aproximadamente 32,5% a mais de torque evocado quando comparados com estímulos com durações curtas de pulso. Nós também demonstramos

que as correntes de maior duração de pulso liberavam maiores quantidades de carga elétrica, provocando maior torque evocado pela EENM, enquanto exigiam menor intensidade de corrente. Esse resultado era esperado, pois teoricamente o torque evocado pela EENM deveria ser maior para a maior quantidade de carga aplicada ao músculo.^{2,13,32} Portanto, é possível sugerir que os fatores determinantes para a produção de torque³² e o desconforto sensorial³³ foram acreditados para a duração de pulso e a intensidade da corrente.

O presente estudo tem algumas limitações. Foram avaliados apenas indivíduos saudáveis. Futuros estudos com população clínica são necessários para comparar adaptações musculares em torque e desconforto evocados com EENM em relação ao aumento da intensidade. Além disso, nosso estudo não considerou a fadiga muscular inerente à EENM. Nós avaliamos uma única sessão com várias contrações induzidas musculares (médias para CP 500: aproximadamente 13 contrações; e para CP 200, aproximadamente 16 contrações). Apesar de um intervalo de 60 segundos entre as contrações, é possível considerar a fadiga muscular induzida pela EENM. Aldayel et al. (2010)⁷ avaliaram 40 contrações em uma única sessão e observaram que a melhor análise atual ocorre em média na 17ª contração da EENM sem interferência da fadiga e/ou adaptação neuromuscular. Com base nisso, é possível sugerir que nosso protocolo de EENM não gerou fadiga muscular suficiente para reduzir o desempenho muscular.

5 CONCLUSÃO

Os incrementos ideais de intensidade de corrente para alcançar um torque evocado relativo mais alto não foram relacionados ao máximo desconforto percebido. Nenhum efeito de correntes (CA's vs. CP's) foi observado em termos de torque evocado e desconforto percebido. No entanto, correntes com duração de pulso longa provocaram torques mais altos e maior eficiência de corrente com menor desconforto percebido em comparação com as correntes de duração de pulso mais curtas.

REFERÊNCIAS

1. Bax L; Staes F; Verhagen A. Does neuromuscular electrical stimulation strengthen the quadriceps femoris? A systematic review of randomised controlled trials. *Sports Med.* 2005;35:191-212. doi: 10.2165/00007256-200535030-00002. PMID: 15730336.
2. Maffiuletti, N.A., Minetto, M.A., Farina, D., Bottinelli, R. Electrical stimulation for neuromuscular testing and training: state-of-the art and unresolved issues. *Eur J Appl Physiol.* 2011; 111: 2391-2397. doi: 10.1007/s00421-011-2133-7. PMID: 21866361.
3. Vaz, M.A., Frasson, V.B. Low-Frequency Pulsed Current Versus Kilohertz-Frequency Alternating Current: A Scoping Literature Review, *Archives of physical medicine and rehabilitation.* 2017; 99(4): 792-805. doi: 10.1016/j.apmr.2017.12.001. PMID: 29247626.
4. Ward, A.R., Lucas-Toumbourou, S., McCarthy, B. A comparison of the analgesic efficacy of medium-frequency alternating current and TENS. *Physiotherapy.* 2009; 95: 280–8. doi: 10.1016/j.physio.2009.06.005. PMID: 19892092.
5. Ward, A.R., Robertson, V.J. The variation in fatigue rate with frequency using kHz frequency alternating current. *Med Eng Phys.* 2000; 22: 637-46. doi: 10.1016/S1350-4533(00)00085-0. PMID: 11259932.
6. Da Silva, V.Z.M., Durigan, J.L.Q., Arena, R., Noronha, M., Gurney, B., Cipriano, G.Jr. Current evidence demonstrate similar effects of Kilohertz-frequency and low-frequency current on quadriceps evoked torque and discomfort in healthy individuals: a systematic review with meta-analysis. *Physiother Theory Pract.* 2015; 31: 533–9. doi: 10.3109/09593985.2015.1064191. PMID: 26467544.
7. Aldayel, A., Jubeau, M., McGuigan, M., Nosaka, K. Comparison between alternating and pulsed current electrical muscle stimulation for muscle and systemic acute responses. *J Appl Physiol.* 2010; 109: 735–744. doi: 10.1152/jappphysiol.00189.2010. PMID: 20595542.
8. Kots, Y.M., Xvilon, V.A. Trenirovka mishechnoj sili metodom elektrostimulatsii: soobschenie trenirovka metodom elektricheskogo razdrazenii mishechi. *Teor Pract Fis Cult.* 1971; 4: 66-72.
9. Kots, Y.M. Electrostimulation (Canadian-Soviet exchange symposium on electrostimulation of skeletal muscles, Concordia University, Montreal, Quebec, Canada, December 6–15, 1977). Quoted in: Kramer, J., Mendryk, S.W. Electrical stimulation as a strength improvement technique. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1982; 4: 91-8. doi: 10.2519/jospt.1982.4.2.91. PMID: 18810104.
10. Ward, A.R., Shkuratova, N. Russian electrical stimulation: the early experiments. *Phys Ther.* 2002; 82:1019–30. doi: 10.1093/ptj/82.10.1019. PMID: 12350217.
11. Dantas, L.O., Vieira, A., Siqueira, A.L., Salvini, T.F., Durigan, J.L.Q. Comparison between the effects of 4 different electrical stimulation current waveforms on isometric knee extension torque and perceived discomfort in healthy women. *Muscle and Nerve.* 2015; 51(1): 76-82. doi: 10.1002/mus.24280. PMID: 24809656.

12. Ward, A.R., Robertson, V.J., Ioannou, H. The effect of duty cycle and frequency on muscle torque production using kilohertz frequency range alternating current. *Med Eng Phys.* 2004; 26: 569–79. doi: 10.1016/j.medengphy.2004.04.007. PMID: 15271284.
13. Medeiros, F.V., Bottaro, M., Vieira, A., Lucas, T.P., Modesto, K.A., Bo, A.P.L., Cipriano, G., Babault, N., Durigan, J.L.Q. 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. PMID: 27680427.
14. Ward, A.R., Oliver, W.G., Buccella, D. Wrist extensor torque production and discomfort associated with low-frequency and burst-modulated kilohertz-frequency currents. *J Am Phys Ther Assoc.* 2006; 86: 1360–7. doi: 10.2522/ptj.20050300. PMID: 17012640.
15. Laufer, Y., Elboim, M. Effect of burst frequency and duration of kilohertz-frequency alternating currents and of low-frequency pulsed currents on strength of contraction, muscle fatigue, and perceived discomfort. *Phys Ther.* 2008; 88(10):1167-76. doi: 10.2522/ptj.20080001. PMID: 18703676.
16. Vanderthommen, M., Duchateau, J. Electrical stimulation as a modality to improve performance of the neuromuscular system. *Exerc Sport Sci Rev.* 2007; 35: 180–185. doi: 10.1097/jes.0b013e318156e785. PMID: 17921786.
17. Maffiuletti, N.A. Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation. *Eur J Appl Physiol.* 2010; 110: 223–234. doi: 10.1007/s00421-010-1502-y. PMID: 20473619.
18. Vanderthommen, M., Duchateau, J. Electrical stimulation as a modality to improve performance of the neuromuscular system. *Exerc Sport Sci Rev.* 2007; 35: 180–185. doi: 10.1097/jes.0b013e318156e785. PMID: 17921786.
19. Pardini, R., et al. Validação do Questionário Internacional de Nível de Atividade Física (IPAQ – Versão 6): estudo-piloto em adultos jovens brasileiros. *Rev Bras Ciên e Mov.* 2001; 9: 45-51.
20. Holcomb, W.R., Golestani, S., Hill, S.A. Comparison of knee-extension torque production with biphasic versus Russian current. *J Sport Rehabil.* 2000; 9(3): 229–239. doi: 10.1123/jsr.9.3.229.
21. Szecsi, J., Fornusek, C. Comparison of torque and discomfort produced by sinusoidal and rectangular alternating current electrical stimulation in the quadriceps muscle at variable burst duty cycles. *Am J Phys Med Rehabil.* 2014; 93(2): 146-59. doi: 10.1097/PHM.0000000000000008. PMID: 24322430.
22. Cohen, J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences.* Hillsdale, New Jersey. Erlbaum. Xxi, 1988; 567 p. 2nd edition.
23. Fukuda, T.Y., Marcondes, F.B., Rabelo, N.A., Vasconcelos, R.A., Cazarini, C.Jr. Comparison of peak torque, intensity and discomfort generated by neuromuscular electrical

- stimulation of low and medium frequency. *Isokin Exerc Sci.* 2013; 21(2): 167-173. doi: DOI: 10.3233/IES-130495.
24. Scott, W., Adams, C., Cyr, S., Hanscom, B., Hill, K., Lawson, J., Ziegenbein, C. Electrically Elicited Muscle Torque: Comparison Between 2500-Hz Burst-Modulated Alternating Current and Monophasic Pulsed Current. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2015; 45(12): 1035-41. doi: 10.2519/jospt.2015.5861. PMID: 26556393.
25. Lieber, R.L., Kelly, M.J. Factors influencing quadriceps femoris muscle torque using transcutaneous neuromuscular electrical stimulation. *Phys Ther.* 1991; 71: 715–721. doi: 10.1093/ptj/71.10.715. PMID: 1946610.
26. 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. PMID: 20489392.
27. Miyamoto, N., Fukutani, A., Yanai, T., Kawakami, Y. Twitch potentiation after voluntary contraction and neuromuscular electrical stimulation at various frequencies in human quadriceps femoris. *Muscle Nerve.* 2012; 45: 110–115. doi: 10.1002/mus.22259. PMID: 22190316.
28. Dirks, M.L., Hansen, D., Van, A., Dendale, P., Van, L.J. Neuromuscular electrical stimulation prevents muscle wasting in critically ill comatose patients. *Clin Sci.* 2015; 128(6): 357-65. doi: 10.1042/CS20140447. PMID: 25296344.
29. Maddocks, M., Nolan, C.M., Man, W.D., 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: 27–36. doi: 10.1016/S2213-2600(15)00503-2. PMID: 26701362.
30. Lyons, C.L., Robb, J.B., Irrgang, J.J., Fitzgerald, G.K. Differences in quadriceps femoris muscle torque when using a clinical electrical stimulator versus a portable electrical stimulator. *Phys Ther.* 2005; 85: 44-51. doi: 10.1093/ptj/85.1.44. PMID: 15623361.
31. Vaz, M.A., Aragão, F.A., Boschi, E.S., Fortuna, R., Melo, M.O. Effects of Russian current and low-frequency pulsed current on discomfort level and current amplitude at 10% maximal knee extensor torque. *Physiother Theory Pract.* 2012; 28: 617-23. doi: 10.3109/09593985.2012.665984. PMID: 22404697.
32. Gorgey, A.S., Dudley, G.A. The role of pulse duration and stimulation duration in maximizing the normalized torque during neuromuscular electrical stimulation. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008; 38: 508–16. doi: 10.2519/jospt.2008.2734. PMID: 18678958.
33. Liebano, R. E., Waszczuk, S., Correa, J. B. The effect of burst-duty-cycle parameters of medium-frequency alternating current on maximum electrically induced torque of the quadriceps femoris, discomfort, and tolerated current amplitude in professional soccer players. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2013; 43: 920–6.

ANEXO A

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
CAMPUS UNIVERSITÁRIO DARCY RIBEIRO
BRASÍLIA - DF

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO - TCLE

Convidamos o Senhor a participar do projeto de pesquisa **COMPORTAMENTO DO TORQUE EVOCADO E DESCONFORTO SENSORIAL FRENTE AO INCREMENTO CONSTANTE DE INTENSIDADE COM A UTILIZAÇÃO DE CORRENTES DE MÉDIA E BAIXA FREQUÊNCIA**, sob a responsabilidade do pesquisador Vinícius Araújo Bispo. Trata-se de um estudo que pretende investigar os efeitos de duas correntes de média frequência (Corrente Russa e Corrente Australiana) e duas correntes de baixa frequência (denominadas de FES1 e FES2) sobre o nível de desconforto sensorial e produção de torque (força) articular dos músculos extensores do joelho.

O objetivo desta pesquisa é mensurar o comportamento do torque evocado (força exercida pela utilização das correntes) com diferentes correntes de eletroestimulação neuromuscular e o desconforto sensorial em indivíduos saudáveis.

O senhor receberá todos os esclarecimentos necessários antes e no decorrer da pesquisa e lhe asseguramos que seu nome não aparecerá, sendo então mantido o mais rigoroso sigilo pela omissão total de quaisquer informações que permitam identificá-lo.

A sua participação nesta pesquisa consistirá em 5 (cinco) visitas ao laboratório da Universidade de Brasília, onde cada visita será separada por um intervalo de (7) sete dias. A primeira visita tem como objetivo esclarecer os procedimentos que serão adotados no estudo e a familiarização (conhecimento) com os equipamentos que iremos utilizar. Nesta visita também serão mensurados peso, altura, pressão arterial, bem como serão preenchidos questionários. A partir da segunda a quinta visita realizaremos as coletas de dados, as quais seguirão a seguinte

sequência: (1) aquecimento da região a ser avaliada, realizado no dinamômetro isocinético, (2) determinação da contração voluntária máxima (força máxima), (3) contrações musculares produzidas pelo equipamento, onde a cada incremento sobre a intensidade, será mensurado o torque evocado (força) pelas correntes. As demais etapas de avaliação estão descritas abaixo:

Avaliação do nível de desconforto sensorial

O registro de desconforto será avaliado por meio de uma escala visual analógica (EVA). Esta consiste em uma linha horizontal de 10 cm com os extremos demarcados como “ausência total de desconforto” (valor 0) e “desconforto máximo tolerável” (valor 10). Você irá marcar um ponto na linha ou entre as extremidades, e o pesquisador irá medir com uma régua a distância da extremidade inferior, no qual é atribuído o valor zero (ausência total de dor), até o ponto marcado pelo voluntário.

Avaliação da contração isométrica voluntária máxima e do torque evocado (CIVM)

Este teste irá avaliar a máxima contração isométrica voluntária (CIVM), no qual você irá realizar a força máxima para estender o joelho durante 10 (dez) segundos, sem que haja modificação do ângulo articular do joelho, o ângulo de 60° será adotado.

O teste será realizado apenas com a perna dominante, no Dinamômetro isocinético Biodex Multi-Joint System 4 (Biodex Medical System Inc., NY, USA).

Riscos: Os riscos deste teste seriam relacionados ao aumento da pressão arterial e da frequência cardíaca, dor e fadiga muscular. Porém, todos os testes serão acompanhados por profissionais capacitados para fornecer o devido auxílio, caso algum desses sintomas venham a ocorrer. O torque evocado, produzido pela estimulação, será captado pelo mesmo equipamento utilizado para determinar o torque voluntário. Porém, o torque evocado será mensurado toda vez que houver incremento sobre a intensidade no eletroestimulador, ao passo que a última mensuração do torque evocado, será realizada quando o máximo de desconforto tolerado pelo paciente for relatado.

Aplicação da eletroestimulação neuromuscular

A estimulação elétrica será empregada com o objetivo de induzir a contração muscular de forma involuntária. Os benefícios da eletroestimulação vêm sendo empregadas no intuito de gerar e incrementar no ganho e produção de força muscular, a sua participação nesta pesquisa, nos possibilitará um melhor entendimento sobre o comportamento da produção desta força muscular induzida pelo equipamento de eletroestimulação, onde assim, iremos mensurar e identificar a relação entre a força induzida pelo equipamento e a fadiga proporcionada durante a eletroestimulação, podendo assim obter uma prescrição mais segura sob as perspectivas do tratamento e treinamento com estas correntes nos demais pacientes que necessitam deste tipo de auxílio ou alternativa de tratamento. *Riscos:* Assim como no teste anterior, podem aparecer sintomas de dor e fadiga na musculatura, assim como intolerância à corrente aplicada. Porém, a presença do profissional da Fisioterapia garantirá a sua segurança durante a realização deste teste.

Os riscos decorrentes de sua participação são mínimos: Nenhum procedimento de avaliação e intervenção tem caráter invasivo e todos os equipamentos utilizados são eletricamente isolados, não havendo risco de choque elétrico. Para este estudo foram selecionados métodos de eletroterapia já utilizados em estudos prévios e critérios de aplicação recomendados na literatura, não havendo nenhum relato e/ou sinal de lesão.

Durante a realização dos testes, previamente antes das mensurações, será aferida a pressão arterial (PA) dos voluntários, a fim de identificarmos em qual estado de saúde o voluntário se encontra no dia do teste. Qualquer intercorrência ou problema de saúde detectado durante os testes, os mesmos serão interrompidos imediatamente, e através do pesquisador responsável, devidamente preparado para o pronto atendimento, serão prestados o suporte de atendimento ao voluntário, e o mesmo será encaminhado ao serviço médico mais próximo da Universidade de Brasília, onde posteriormente será excluído da pesquisa.

O Senhor pode recusar-se a responder (ou participar de qualquer procedimento) qualquer questão que lhe traga constrangimento, podendo desistir de participar da pesquisa em qualquer momento sem nenhum prejuízo. Sua participação é voluntária, isto é, não há pagamento por sua colaboração.

Todas as despesas que o senhor tiver relacionadas diretamente ao projeto de pesquisa (tais como, passagem para o local da pesquisa, alimentação no local da pesquisa ou exames para realização da pesquisa) serão cobertas pelo pesquisador responsável. Caso haja algum dano direto ou indireto decorrente de sua participação na pesquisa, você poderá ser indenizado, obedecendo-se as disposições legais vigentes no Brasil.

Os resultados da pesquisa serão divulgados na Faculdade de Ceilândia – FCE da Universidade de Brasília – UnB, podendo ser publicados posteriormente. Os dados e materiais utilizados na pesquisa ficarão sob a guarda do pesquisador por um período de no mínimo cinco anos, após isso serão destruídos ou mantidos na instituição.

Se o Senhor tiver qualquer dúvida em relação à pesquisa, poderá entrar em contato por telefone (esta ligação poderá ser a cobrar) com o pesquisador responsável: Vinícius Araújo Bispo, na FEF/UnB, no telefone: 61 8163-5118, ou por e-mail: araujo_50@hotmail.com, em qualquer horário. Ou para o orientador responsável pela pesquisa: João Luiz Quagliotti Durigan, na FCE/UnB, no telefone: 61 8140-8621, ou por e-mail: joaodurigan@gmail.com , em qualquer horário.

Este projeto foi Aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências da Saúde (CEP/FS) da Universidade de Brasília. O CEP é composto por profissionais de diferentes áreas cuja função é defender os interesses dos participantes da pesquisa em sua integridade e dignidade e contribuir no desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos. As dúvidas com relação à assinatura do TCLE ou os direitos do participante da pesquisa podem ser esclarecidos pelo telefone (61) 3107-1947 ou do e-mail cepfs@unb.br ou cepfsunb@gmail.com, horário de atendimento de 10:00hs às 12:00hs e de 13:30hs às 15:30hs, de segunda a sexta-feira. O CEP/FS se localiza na Faculdade de Ciências da Saúde, Campus Universitário Darcy Ribeiro, Universidade de Brasília, Asa Norte.

Este documento foi elaborado em duas vias, uma ficará com o pesquisador responsável e a outra com o Senhor(a).

Nome / assinatura

Pesquisador Responsável
Vinícius Araújo Bispo

Pesquisador Responsável
Natália Lucília Pinto

Brasília, ____ de _____ de _____.