

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA-UnB
FACULDADE DE CEILÂNDIA-FCE
CURSO DE FISIOTERAPIA

TIAGO PIRES LUCAS

TORQUE ARTICULAR EVOCADO NA
ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA
NEUROMUSCULAR POR TIPOS DIFERENTES
DE CORRENTE.

BRASÍLIA
2016

TIAGO PIRES LUCAS

TORQUE ARTICULAR EVOCADO NA
ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA
NEUROMUSCULAR POR TIPOS DIFERENTES
DE CORRENTE.

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à
Universidade de Brasília – UnB – Faculdade de Ceilândia
como requisito parcial para obtenção do título de bacharel
em Fisioterapia.
Orientador (a): Dr. João Luiz Quagliotti Durigan.
Coorientador (a): Ms. Flávia Vanessa de Araújo Medeiros.

BRASÍLIA
2016

TIAGO PIRES LUCAS

TORQUE ARTICULAR EVOCADO NA
ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA
NEUROMUSCULAR POR TIPOS DIFERENTES
DE CORRENTE.

Brasília, ___/___/_____

COMISSÃO EXAMINADORA

Prof. Dr. João Luiz Quagliotti Durigan
Faculdade de Ceilândia - Universidade de Brasília-UnB
Orientador

Prof. Dr. João Paulo Chierogato Matheus
Faculdade de Ceilândia - Universidade de Brasília-UnB

Ms. Paulo Eugênio Silva
Hospital Universitário de Brasília – HUB

Prof. Dr^a Gracielle Vieira Ramos
Faculdade de Ceilândia - Universidade de Brasília-UnB (Suplente)

Dedicatória

Dedico esse trabalho a minha família e amigos que acreditaram e mim mesmo quando as coisas estavam muito difíceis e eu me sentia desanimado. Obrigado, vocês fizeram toda diferença!

AGRADECIMENTOS

Chega ao fim uma importante etapa na minha vida. A jornada para concluir a graduação foi árdua, vários foram os momentos difíceis os quais a superação só foi possível graças à presença e o apoio de pessoas muito especiais. Gostaria de agradecer a todos que tornaram isso possível. Começo agradecendo a Deus por ter me inspirado a encontrar minha verdadeira vocação, pela coragem e persistência para lutar e tornar esse sonho real.

Agradecer a minha família é algo muito difícil, não existem palavras para expressar toda minha gratidão para com vocês! Reconheço todos os esforços e sacrifícios que meus pais e irmãos tiveram para me apoiar durante todo esse período. Edson Antônio Lucas, Ângela M. S. Pires Lucas, Angélica P. Lucas e Gabriela P. Lucas sem vocês isso não seria possível, muito obrigado! Principalmente para minha irmã Angélica! Quantas vezes eu te aborreci com esse TCC?

Meus profundos agradecimentos ao meu orientador Dr. João Luiz Quagliotti Durigan pela grande oportunidade que me deu de trabalhar em seus projetos de pesquisa, foram momentos de aprendizagem extremamente valiosos na minha formação profissional. Obrigado por ter me orientado, por toda paciência com minhas dúvidas, sempre resolutivo e muito competente. Agradeço de todo coração a minha coorientadora Ms. Flávia Vanessa de Araújo Medeiros por ter aceitado participar do meu TCC, mesmo ela estando muito ocupada aceitou o desafio e sempre me auxiliou com extrema boa vontade. Obrigado Flávia! por toda sua dedicação nas correções, sempre prestativa e paciente comigo. Também não posso deixar de agradecer ao pessoal do laboratório de Treinamento Força da Faculdade de Educação Física da UnB e ao apoio que recebi do CNPq. Obrigado pela sua colaboração.

Os meus agradecimentos aos professores do colegiado de fisioterapia da UnB e aos preceptores dos campos de estágio que contribuíram de maneira exemplar no meu processo de formação sempre me inspirando a dar o melhor de mim em todos os momentos, muito obrigado. Agradeço ao Prof. Dr. João Paulo Chiericato Matheus, Ms. Paulo Eugênio Silva e Dra Gracielle Vieira Ramos por aceitaram compor a banca do meu TCC e me ajudarem a melhorar ainda mais esse trabalho.

Não posso deixar de expressar minha gratidão a todos os amigos que conheci na UnB. Amigos que compartilharam comigo sua luta, seu sofrimento, suas alegrias, sua bravura e seus sorrisos. Gostaria de agradecer especialmente a Ana Clara Schmidt, Carolina Neres, Daniella Ornelas, Jéssica Máximo e Nathália Araújo que foram amigas inseparáveis. Com vocês dividi momentos inesquecíveis durante todo esse tempo espero que possamos continuar vivendo esses momentos juntos. Agradeço as minhas amigas Daniela Mamede e Poliana Oliveira por toda sua ajuda, conselhos e até os puxões de orelha pelas minhas bagunças ao decorrer do estágio, espero que essa amizade continue.

Enfim, agradeço a todos os funcionários da UnB. Bibliotecários, secretários, vigilantes, motoristas, equipe de manutenção, serviços gerais e limpeza muito obrigado pela execução de suas atividades que permitiram que este trabalho e outras propostas de ensino e pesquisa da Universidade fossem realizados.

“A felicidade não está na estrada que leva a algum lugar. A felicidade é a própria estrada. (Bob Dylan).”

RESUMO

LUCAS, Tiago Pires., MEDEIROS, Flávia Vanessa de Araújo., DURIGAN, João Luiz Quagliotti. Torque articular evocado na estimulação elétrica neuromuscular por tipos diferentes de corrente. 2016. Monografia (Graduação) - Universidade de Brasília, Graduação em Fisioterapia, Faculdade de Ceilândia. Brasília, 2016.

Introdução: A estimulação elétrica neuromuscular (EENM) é amplamente utilizada no ambiente clínico pela sua capacidade de reduzir a atrofia músculo esquelética por meio da contração muscular evocada. Elevados picos de torque durante a contração muscular estão associados ao maior recrutamento de unidades motoras, maior produção de força e hipertrofia. São diversos tipos de parâmetros e correntes utilizados para evocar o torque articular. O objetivo desse estudo é comparar o pico de torque extensor de joelho (PT) evocado por correntes pulsadas de baixa frequência e correntes alternadas de média frequência. **Metodologia:** Vinte e duas mulheres (média de idade $21,09 \pm 3,11$ anos, massa corporal $58,05 \pm 5,85$ kg e altura $161,53 \pm 4,77$ cm). Foram avaliadas no dinamômetro isocinético quanto a contração isométrica voluntária máxima e contração isométrica evocada pela EENM utilizando-se dois tipos diferentes de corrente cada uma modulada de duas formas, duas modulações para corrente de baixa frequência (BF1 e BF2) e duas modulações para corrente de média frequência (MF1 e MF2). Foram utilizados os testes de Shapiro-Wilk para checar a normalidade dos dados e o teste ANOVA de medidas repetidas para comparar o PT induzido pelos tipos de corrente. **Resultados:** Correntes com maior largura de pulso (BF1 e MF1) eliciaram torque 9,2 % maior ($p < 0.01$) que correntes com de menor largura de pulso. Os estímulos elétricos com maior duração de pulso (BF1 e MF1) atingiram intensidades 28,5% menores em relação às outras correntes. **Conclusão:** Não houve diferença na magnitude do torque eliciado por correntes de média ou baixa frequência. Entretanto, correntes moduladas com maior largura de pulso ou menor ciclo de trabalho do burst evocaram torque articular significativamente maior, requerendo menor intensidade de corrente aplicada.

Palavras - chave: eletroterapia, fisioterapia, reabilitação, torque articular evocado.

ABSTRACT

LUCAS, Tiago Pires., MEDEIROS, Flávia Vanessa de Araújo., DURIGAN, João Luiz Quagliotti. Joint torque in the neuromuscular electrical stimulation evoked by different types of current. 2016. Monograph (Graduation) - University of Brasilia, undergraduate course of Physicaltherapy, Faculty of Ceilândia. Brasília, 2016.

Background: Neuromuscular electrical stimulation (NMES) is widely used in the clinical setting for its ability to reduce skeletal muscle atrophy through evoked muscle contraction. High torque peaks during muscle contraction are associated with increased recruitment of motor units, increased production of strength and hypertrophy. There are several types of parameters and currents used to evoke the joint torque. The aim of this study is to compare the peak extensor knee torque (PT) evoked by low-frequency pulsed currents and kilohertz-frequency alternating currents. **Design:** Twenty-two women (mean age 21.09 ± 3.11 years, body mass 58.05 ± 5.85 kg, height 161.53 ± 4.77 cm). Were evaluated in isokinetic dynamometer as the maximum voluntary isometric contraction and isometric contraction evoked by NMES using two different types of current each modulated in two different ways, two modulations to low-frequency current (LF1 and LF2) and two modulations to kilohertz-frequency currents (KF1 and KF2). The Shapiro-Wilk test was used to check the normality of data and repeated measures ANOVA to compare the induced PT the types of current. **Results:** currents with greater pulse width (LF1 and KF1) elicited torque 9.2% higher ($p < 0.01$) than current with lower pulse width. The electrical stimulation with higher pulse duration (LF1 and KF1) reached 28.5% lower intensities than the other current types. **Conclusion:** There was no difference in the torque magnitude elicited by kilohertz and low-frequency currents. However, current modulated with a greater pulse width or kilohertz-frequency current lower burst duty cycle evoked joint torque significantly higher and requiring lower intensity of applied current.

Keywords: electrotherapy, physiotherapy, rehabilitation, joint torque evoked.

SUMÁRIO

1 - INTRODUÇÃO.....	12
2 - MÉTODOS	14
3 - RESULTADOS.....	18
4 - DISCUSSÃO	21
5 - CONCLUSÃO	23
6 – CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	24
7 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	24
8 - APÊNDICES.....	28
APÊNDICE A- TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE).....	28
9 - ANEXOS.....	32
ANEXO A – NORMAS DA REVISTA BRASILEIRA DE FISIOTERAPIA.....	32
ANEXO B – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA.....	38
ANEXO C – QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA (IPAQ).....	39

LISTA DE ABREVIATURAS

BF1 - Corrente pulsada de baixa frequência com 500 μ s de largura de pulso

BF2 - Corrente pulsada de baixa frequência com 250 μ s de largura de pulso

CIVM - Contração isométrica voluntária máxima

EENM – Estimulação elétrica neuromuscular.

EIAS - Espinha ilíaca ântero superior

Hz - Hertz

IPAQ - Questionário Internacional de atividade física

IR - Intervalo de recuperação

mA - MiliAmpere

MF1 – Corrente média frequência (Australiana), frequência carreada 1000Hz, frequência do *burst* 50Hz, duração do *burst* 2 milissegundos, tempo de intervalo entre *burst* 18 milissegundos.

MF2 - Corrente média frequência (Australiana), frequência carreada 4000Hz, frequência do *burst* 50Hz, duração do *burst* 4 milissegundos, tempo de intervalo entre *burst* 16 milissegundos

PT - Pico de torque articular extensor do joelho

SENIAM - Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles

μ s - Microssegundos

LISTA DE TABELAS E FIGURAS

Tabela 1: Parâmetros de modulação das correntes utilizadas	16
Tabela 2: Torque extensor máximo do joelho e intensidade máxima de corrente requerida pelos diferentes tipos de correntes aplicadas.....	19
Figura 1: Máximo torque extensor do joelho induzido pelos diferentes tipos de correntes aplicadas.....	20
Figura 2: Máxima intensidade de corrente requerida para induzir o torque extensor do joelho pelos diferentes tipos de correntes aplicadas.....	21

1 – INTRODUÇÃO

Os benefícios terapêuticos da estimulação elétrica neuromuscular (EENM) nas terapias convencionais vêm sendo observados e estudados em diversos cenários como: reconstrução do ligamento cruzado anterior¹, osteoartrite², doença pulmonar obstrutiva crônica³ e imobilismo em pacientes críticos.^{4,5} A principal razão da utilização da EENM na prática clínica deve-se a sua capacidade de provocar redução na atrofia do músculo esquelético e promover o ganho de força.⁶⁻⁸

O pico de torque articular, também denominado momento de resistência máxima, é a maior força produzida pela contração muscular em determinado momento do arco de movimento.⁹ É uma medida de força muscular importante para a prescrição do treinamento resistido adequado para o ganho de força.¹⁰ Além de produzir aumento de força pelo hipertrofia muscular, alcançar elevados picos de torque durante o exercício promove adaptações neurais importantes como aumento do recrutamento de unidades motoras e maior sincronia na ativação das unidades motoras.^{11,12}

Diversos protocolos de EENM e correntes com diferentes características são utilizadas para induzir o torque articular. Nesse cenário identificamos dois grandes grupos consagrados de correntes: correntes pulsadas de baixa frequência e correntes alternadas de média frequência. As correntes pulsadas de baixa frequência são caracterizadas por apresentarem ondas retangulares monofásicas ou bifásicas, com frequências variando entre 1Hz a 100Hz e largura de pulso variando entre 50 μ s a 1000 μ s.¹³ O segundo tipo são as correntes alternadas de média frequência: Apresentam ondas em formato retangular ou senoidal, com frequência variando de 1KHz até 10KHz moduladas como correntes de baixa frequência através de pacotes de energia (*burst*)¹³. A frequência do *burst* varia de 100Hz a 200Hz sendo que o ciclo de trabalho mínimo do *burst* é 10%¹³. O ciclo do *burst* é definido pela soma do tempo dos pacotes de energia mais o tempo de intervalo entre o *burst*, o trabalho do *burst* é a porcentagem de tempo onde a energia carregada é dado pelo tempo do *burst* dividido pelo ciclo do *burst*^{8,13,14}. As correntes de média frequência mais utilizadas em ambiente clínico são a Corrente Russa (2,5KHz, *burst* de 10ms, 50 *burst*/segundo) e a corrente Australiana (frequência de 1KHz, *burst* de 2 ms, 50 *burst*/segundo)^{8,13}.

A produção de força muscular gerada de forma voluntária depende da magnitude da ativação das unidades motoras. Desta forma para promover ganhos em força é

necessário aumentar a tensão sobre o músculo durante a sua contração.¹¹ A contração muscular eliciada pela EENM acontece de forma similar à contração voluntária; porém nesta o recrutamento de unidades motoras aumenta à medida que a intensidade da corrente é elevada.^{15,16} O aumento da intensidade da corrente aplicada induz maior desconforto sensorial.^{17,18} Assim, para promover um elevado torque articular durante a terapia com EENM é preciso aplicar o maior nível de intensidade tolerado.^{17,18}

Alguns autores defendem que o maior torque articular com a EENM é atingido pelas correntes de média frequência, pois as mesmas transportam pacotes de energia com maior frequência que quando são aplicados na via cutânea reduzem o limiar de excitação do nervo sensorial, diminuindo o desconforto sensorial à medida que a duração do ciclo do *burst* aumenta.^{8,13,19} Assim, possibilita a aplicação de maior intensidade de corrente resultando na produção de torques articulares mais elevados.^{8,13,19} Contudo, outros estudos apontam maior eficiência das correntes pulsadas de baixa frequência para produzir elevado torque articular. Pois esse tipo de corrente recruta principalmente as grandes unidades motoras, que apresentam baixo limiar de excitabilidade.^{20,21} De acordo com estes autores o uso de altas frequências na EENM levaria a fadiga muscular precoce o que na verdade prejudicaria a evocação de um torque articular elevado.^{20,21,22} Assim, ainda não existe consenso sobre qual tipo de corrente é mais eficaz para eliciar a produção de maior torque articular.^{23, 24.}

Uma recente revisão sistemática com metanálise aponta que a produção de torque utilizando correntes pulsadas de baixa frequência e correntes alternadas de média frequência são análogas para produção de força muscular e desconforto sensorial.²⁵ Os autores ressaltam que a comparação entre os protocolos de estimulação é dificultada pela grande variedade de parâmetros utilizados, os autores também observaram limitações na qualidade metodológica nos estudos encontrados, pois a maioria deles não apresenta condições de mascaramento e aleatorização.²⁵

Além das observações da revisão sistemática, devemos lembrar que a maior parte dos estudos apresenta indivíduos de ambos os gêneros (masculino e feminino) embora as evidências já considerem que o limiar de excitação e o desconforto sensorial durante a EENM entre os sexos são diferentes.²⁶ Também, é importante ressaltar que a atividade hormonal durante o ciclo menstrual altera a percepção de estímulos sensoriais incluindo estímulos elétricos.^{27,28} No entanto, muitos estudos realizados até hoje não

relatam qualquer controle sobre o ciclo menstrual das voluntárias o que pode gerar vieses importantes.

Observando que os resultados em relação ao tipo de corrente mais apropriado para produção de elevado torque articular ainda são inconclusivos e que a maior parte dos trabalhos apresentam importantes limitações metodológicas. O objetivo deste estudo é verificar qual o tipo de corrente é mais eficaz para evocar o torque articular extensor do joelho procurando adotar maior rigor metodológico a fim de reduzir o risco de viés.

2 – MÉTODOS

2.1 – CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA E CONSIDERAÇÕES ÉTICAS

O presente estudo é analítico observacional transversal. Todas as voluntárias assinaram o termo de participação livre e esclarecido aprovado previamente pelo comitê de ética da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília (registro 58/13).

2.2 – AMOSTRA

O tamanho da amostra foi obtido a partir de um estudo piloto conduzido com 8 indivíduos para avaliar o efeito da variável independente produção de torque articular. O nível de significância estabelecido foi de 5% ($p=0,05$) e um *power* $(1-\beta)=0,95$ a fim de detectar um pequeno efeito ($f^2 > 0,1$). O cálculo amostral foi realizado pelo software *G* Power* (versão 3.13; Universidade de Trier, Alemanha). Baseando-se nesses estudos o número de amostras mínimo foi de 20 indivíduos ($N=20$).

Participaram 22 mulheres recrutadas na Universidade de Brasília que atenderam os seguintes critérios de inclusão: serem saudáveis, ativas fisicamente de acordo com IPAQ, não realizarem treino de força nos últimos 6 meses, usuárias de contraceptivo oral por no mínimo 3 meses, com torque de extensão de joelho induzido pela EENM mínimo de 30% da contração isométrica voluntária máxima (CIVM).¹⁷ Todas as participantes foram instruídas previamente a não fazerem uso de suplementos alimentares e nem realizar atividades vigorosas e não habituais antes ou depois dos testes. O grupo apresentou médias de idade de 21,09 anos ($\pm 3,11$ anos), peso 58,05 kg ($\pm 5,85$ kg) e altura 161,53 cm ($\pm 4,77$ cm).

2.3 – MENSURAÇÃO DO TORQUE

O torque isométrico extensor do joelho foi avaliado por meio do dinamômetro isocinético (System 3, Biodex Medical Systems, Shirley, NY). Primeiro a seleção da perna dominante foi realizada pela resposta a pergunta “Qual membro você prefere usar ao chutar uma bola?”. A voluntária foi posicionada na cadeira do dinamômetro com 90° de flexão de quadril, 60° de flexão de joelho, tornozelo livre, fulcro alinhado com o epicôndilo lateral do fêmur. Foram utilizadas as cintas de estabilização transversal e diagonais. O posicionamento adotado no isocinético foi o mesmo para mensurar o torque induzido pela EENM.

2.4 – ELETROESTIMULAÇÃO

A eletroestimulação foi fornecida por um estimulador Neurodyn 2.0 (Ibamed, SP, Brasil) conectado a cabos isolados de 1.5 m com eletrodos autoadesivos de 50x50 mm (Valutrode; AxelgaardFallbrook, CA). Os parâmetros físicos do estimulador foram checados usando osciloscópio digital (DS1050E, Rigol, Ohio, US). A eletroestimulação foi realizada no membro inferior dominante.

Foram utilizadas 2 tipos de correntes que foram moduladas com durações de pulso diferentes. Duas modulações para corrente pulsada de baixa frequência denominadas BF1 e BF2. Duas modulações para a corrente de média frequência MF1 e MF2. Um fator importante para as correntes de média frequência é o ciclo de trabalho dos pacotes de energia (burst). O ciclo de trabalho do burst é dado pela seguinte relação: $\text{Ciclo de trabalho do burst} = \frac{\text{Duração do burst}}{\text{Duração do ciclo}} (= \text{Duração do burst} + \text{duração do intervalo entre o burst})$.^{14,19,29} No presente estudo as modulações para correntes de média frequência possuem ciclos de trabalho e portam ondas carreadas de frequências diferentes. Os parâmetros utilizados são baseados no trabalho de Dantas e colaboradores²⁴ são apresentados na Tabela.1. A amplitude de corrente iniciou-se em 0 miliampère (mA) e aumentaram de 1mA em 1 mA até o limiar máximo tolerado pelo indivíduo.

Tabela. 1 – Parâmetros de modulação das correntes utilizadas

	Correntes de Baixa		Correntes de Média	
	Frequência		Frequência	
	BF1 (mA)	BF2 (mA)	MF1 (mA)	MF2 (mA)
Frequência	50 Hz	50 Hz	–	–
Duração do pulso	500 μ s	250 μ s	500 μ s	250 μ s
Frequência carregada	–	–	1000 Hz	4000 Hz
Frequência do <i>burst</i>	–	–	50 Hz	50 Hz
Duração do <i>burst</i>	–	–	2 ms	4 ms
Tempo On	10 s	10 s	10 s	10 s
Subida/Descida	(3 s/1s)	(3 s/1s)	(3 s/1s)	(3 s/1s)
Intervalo <i>burst</i>			18 ms	16 ms

BF1: primeira modulação da corrente de baixa frequência, BF2: segunda modulação da corrente de baixa frequência, MF1: primeira modulação da corrente de média frequência, MF2: segunda modulação da corrente de média frequência.

2.5 – FIXAÇÃO DOS ELETRODOS

A fixação dos eletrodos foi realizada após a tricotomia e a limpeza com álcool isopropílico. Os elétrodos fixados na região distal de acordo com as recomendações de SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles), enquanto os elétrodos proximais foram fixados com a distância dependente do comprimento do fêmur de cada voluntária. Foram utilizados dois canais para promover estímulo elétrico.²⁹ Posição dos eletrodos do Canal 1: eletrodo distal a 80% da linha imaginária traçada da espinha íliaca ântero superior (EIAS) até a região em frente à borda do ligamento medial e o eletrodo proximal em um intervalo de 15-20 cm acima do eletrodo distal (no vasto medial).²⁹ Posição dos eletrodos do Canal 2 eletrodo distal a 2/3 da linha imaginaria entre EIAS e a lateral da patela e o eletrodo proximal a uma distancia de 15-20 cm do eletrodo distal (no vasto lateral).²⁹

2.6 – PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

As voluntárias realizaram duas visitas ao laboratório de treinamento de força da Universidade de Brasília em dois dias distintos com intervalo mínimo de 5 dias entre as visitas. Os dias foram agendados de acordo com o período do ciclo menstrual monitorado pelo uso do anticoncepcional. O primeiro dia foi na fase ativa do ciclo menstrual (14°-20° dia do ciclo).²⁸ Onde as participantes foram orientadas quanto aos procedimentos do teste, tiveram os dados antropométricos coletados e foram familiarizadas ao protocolo do teste no aparelho isocinético e eletroestimulação.

Os procedimentos experimentais foram executados na sequência apresentada seguir: Primeiro foi realizado o aquecimento muscular local com uma série de 10 repetições de contrações dinâmicas voluntárias de joelho no dinamômetro isocinético seguido de intervalo de recuperação de 3 minutos, em seguida foi executado a CIVM da extensão de joelho em 60° e novamente intervalo de recuperação (IR) de 3 minutos. Ao final a voluntária efetuou as contrações isométricas de extensão de joelho induzidas pela EENM. Durante a contração induzida pela EENM, às participantes foram instruídas a manter a perna relaxada de modo que não ocorresse qualquer contração espontânea, a amplitude da corrente elétrica foi aumentada gradualmente de acordo com a sensibilidade do indivíduo. O registro do torque foi obtido após a participante atingir a tolerância máxima de intensidade da corrente. Entre as contrações provocadas pela EENM houve IR de 3 minutos.

A segunda visita ocorreu na fase inativa do ciclo menstrual (1°-7° dia do ciclo)²⁸. Sob as mesmas condições. O procedimento seguiu ordem estabelecida no primeiro dia: tricotomia e limpeza da pele, posicionamento de eletrodos, aquecimento, IR, CIVM, IR e contrações evocadas pela EENM com IR de 3 minutos entre os 4 tipos de corrente. Foram registradas três contrações isométricas voluntárias máximas e três contrações induzidas pela EENM para cada um dos tipos de corrente. A maior contração de foi considerada para análise do experimento. A ordem em que as correntes foram aplicadas durante o teste foi aleatorizada pelo aplicativo on-line www.randomization.com.

A proposta de cegamento do estudo foi respeitada da seguinte maneira: os experimentos foram conduzidos com 2 colaboradores, de forma que o pesquisador 1 definia os parâmetros físicos da corrente no eletroestimulador e tinha acesso a todos os parâmetros da corrente. O segundo colaborador, o qual realizava o aumento da intensidade da corrente, só tinha acesso à informação da intensidade da corrente no

painel do estimulador de forma que outros parâmetros estavam ocultos para ele dessa forma desconhecia qual era a corrente estimuladora (BF1, BF2, MF1 ou MF2). As participantes também não tinham a informação sobre qual corrente estava sendo utilizada. A ordem de estimulação das correntes para cada indivíduo foi diferente no Primeiro dia (familiarização) e no segundo dia (Teste).

2.7 – ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para testar a normalidade e distribuição dos dados foi usado o teste Shapiro-Wilk. O teste ANOVA de medidas repetidas foi usado para analisar a existência de diferença entre o torque articular gerado pelas correntes alternadas de média frequência (MF1 e MF2) e os torques das correntes pulsadas de baixa frequência (BF1 e BF2). As análises estatísticas foram realizadas com o software SPSS (Statistical Package for the Social Science 23) e para todos os procedimentos o nível de confiança foi considerado menor que 5% ($p > 0,05$).

3 – RESULTADOS

O valor da amostra mínima estimada para esse estudo foi de 20 participantes, sendo que o número inicial de voluntárias foi de 25 mulheres. Entretanto 3 delas não alcançaram o torque mínimo induzido pela EENM (30% CIVM) e foram desconsideradas para esse estudo. A amostra final contou com 22 indivíduos. A Tabela.2 apresenta as médias de CIVM, o pico de torque induzido pelas correntes (BF1, BF2, MF1 e MF2) e a intensidade utilizada para provocar o torque.

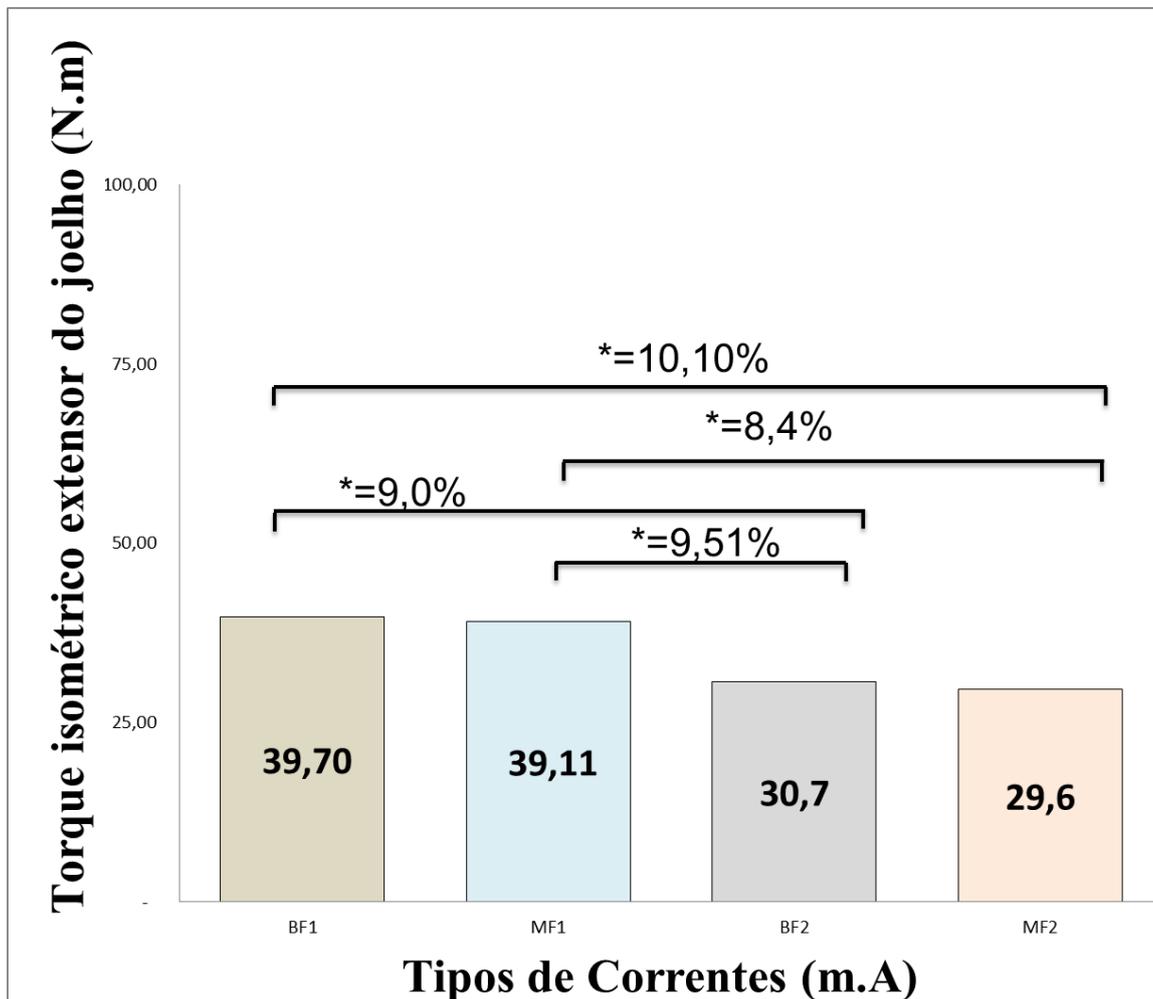
Tabela 2. Torque extensor máximo do joelho e intensidade máxima de corrente requerida pelos diferentes tipos de correntes aplicadas.

	Pico de torque extensor do joelho (N.m)	Intensidade (mA)
CIVM	154,44 ± 21,80	—
BF1	60,05 ± 9,23	72,36 ± 21,34
BF2	46,14 ± 9,18 (p=0,02 e 0,02)*#	110,04 ± 13,55 (p=0,0012 e 0,0019) †‡
MF1	59,19 ± 7,58	84,59 ± 22,81
MF2	44,51 ± 6,89 (p=0,0015 e 0,0018)*#	108,86 ± 22,81 (p=0,001 e 0,0011) †‡

Os valores são dados em média e desvio padrão (DP). * Indica diferença no pico de torque comparado a BF1, # Indica diferença no pico de torque comparado a MF1, † Indica diferença na intensidade de corrente comparado a BF1, ‡ Indica diferença na intensidade de corrente comparado a MF1 (p<0,05). **N.m**: Newton-metro; **mA**: miliampère; **BF1**: corrente pulsada 500µs; **BF2**: corrente pulsada 250µs; **MF1**: corrente Australiana 1; **MF2**: corrente Australiana 2

A comparação entre os picos de torque produzidos pelas correntes BF1, BF2, MF1 e MF2 é representada na Figura 1. Foi encontrada diferença na produção de pico de torque das correntes com maior duração de pulso (BF1 e MF1, pulso: 500µs) em comparação com as correntes com menor duração (BF2 e MF2, pulso: 250µs): A corrente BF1 eliciu torque 10,10 % maior que MF2 (p<0,01) e torque 9,0% mais elevado que BF2(p<0,03); A corrente MF1 evocou torque 8,4% maior que BF2(p<0,03) e torque 9,51% maior que MF2(p<0,01); As correntes com maior duração de pulso (BF1 e MF1) produziram pico de torque 9,2% maior que as correntes moduladas com menor duração de pulso (BF2 e MF2) (p<0,01). Não houve diferença entre os picos de torque quando comparadas as correntes com mesma duração de pulso BF1 e MF1 (p>0,05); BF2 e MF2 (p>0,05)

Figura 1. Máximo torque extensor do joelho induzido pelos diferentes tipos de correntes aplicadas.

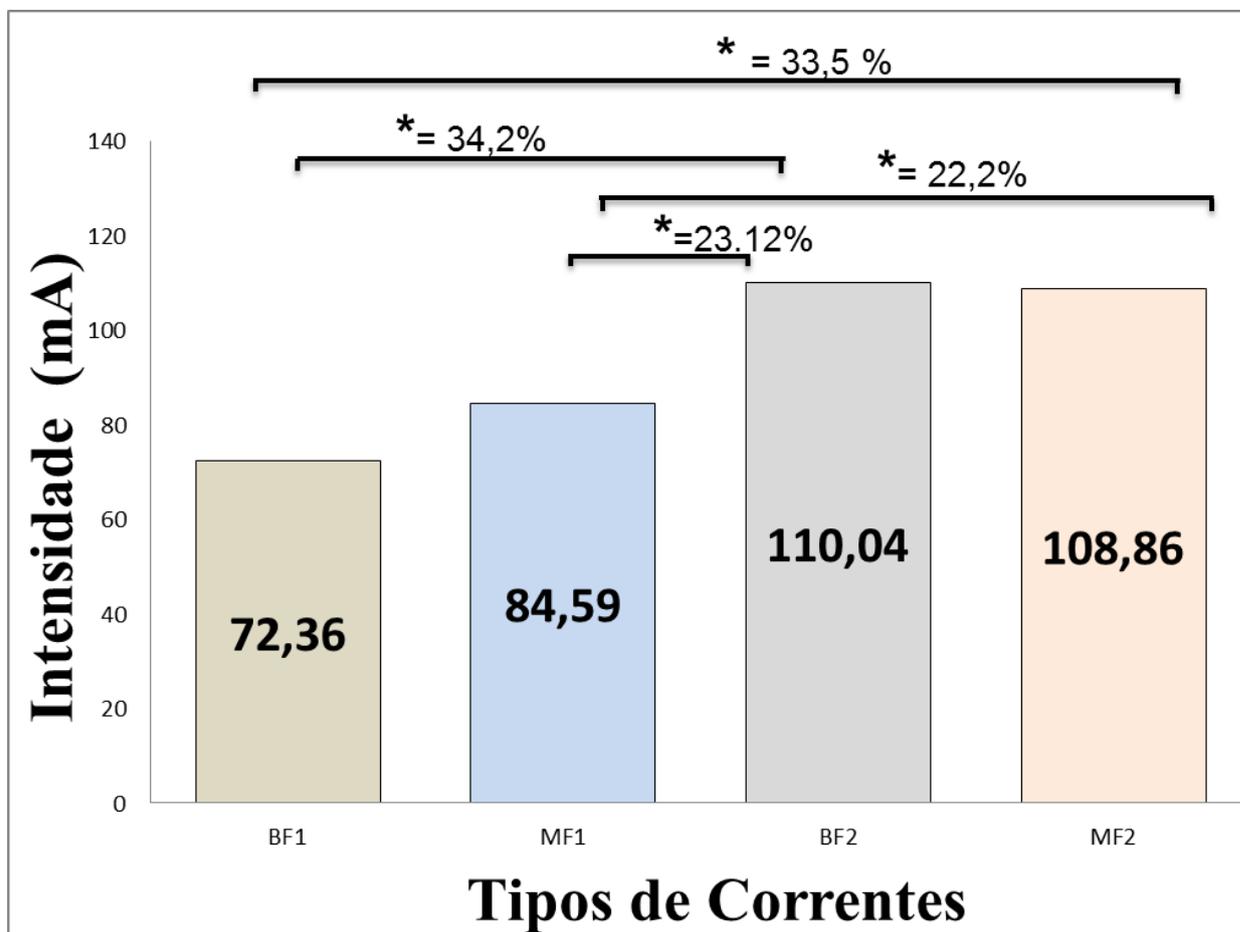


BF1: corrente pulsada 500 μ s; **BF2:** corrente pulsada 250 μ s; **MF1:** corrente Australiana 1; **MF2:** corrente Australiana 2. Os valores são apresentados como a porcentagem da média da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) da extensão do joelho. * Indica diferença significativa na comparação entre as correntes ($p < 0,05$).

As correntes moduladas com maior largura de pulso (BF1 e MF1) requerem intensidade de corrente 28,5% menor que as correntes moduladas com menor largura de pulso (BF2 e MF2) ($p < 0,01$). A intensidade da corrente BF1 é 34,2% menor do que BF2 ($p < 0,01$). A intensidade da corrente MF1 é 23,12 % menor que BF2 ($p < 0,01$); A corrente BF1 exige intensidade 33,5% menor quando comparada a MF2 ($p < 0,01$). Por fim a corrente MF1 apresenta intensidade 22,2% menor que MF2 ($p < 0,01$); Independente do tipo de corrente, aquelas modulados com mesma duração de pulso não

apresentam diferença significativa quanto o nível de intensidade para evocar a contração muscular (Figura 2).

Figura 2. Máxima intensidade de corrente requerida para induzir o torque extensor do joelho pelos diferentes tipos de correntes aplicadas.



BF1: corrente pulsada 500 μ s; **BF2:** corrente pulsada 250 μ s; **MF1:** corrente Australiana 1; **MF2:** corrente Australiana 2. Valores são apresentados como a média dos valores absolutos em miliampère (mA). * Indica diferença significativa na comparação entre as correntes ($p < 0,05$).

4 – DISCUSSÃO

O presente estudo evidenciou que independente do tipo de corrente aplicada, seja uma corrente de média ou uma corrente de baixa frequência, aquelas moduladas com maior largura de pulso induzem maior torque articular e necessitam de menor intensidade de corrente para promover este torque. Estas informações são fundamentais

para direcionar o uso correto da EENM no ambiente clínico e promover resultados mais satisfatórios com o uso desse recurso.

Os indícios sugerindo que as correntes alternadas de média frequência são mais eficazes na produção de grande torque articular são relatados desde 1970.¹⁴ Porém, encontramos somente um trabalho recente em que as correntes alternadas de média frequência produziram o maior torque articular quando comparado as correntes pulsadas.³¹ Entretanto essa diferença não foi significativa.³¹ No presente estudo, a corrente pulsada de baixa frequência BF1 induziu o maior pico de torque, mas não apresentou diferença significativa quando comparada com a corrente de média frequência MF1 ($p < 0,05$). De modo semelhante da Silva e colaboradores, em seu estudo de revisão sistemática com metanálise, também verificaram que tanto as correntes de média frequência quanto correntes de baixa frequência apresentam desempenho semelhante na indução do torque articular.²⁵

A diferença na produção de torque articular só foi relevante quando comparamos as correntes com diferentes larguras de pulso. Em consonância com os achados apresentados por Dantas e colaboradores que também, compararam o torque induzido pelas correntes pulsadas de baixa frequência e correntes alternadas de média frequência (Australiana e Russa).²⁴ Em seu estudo as correntes com mesma duração de pulso também evocaram torques com magnitude similares sendo que a corrente Russa com maior ciclo de trabalho do *burst* eliciou o menor torque articular entre as correntes alternadas de média frequência.²⁴ Portanto destacamos, que até o momento, o tipo de corrente aplicada não é um fator relevante para evocar um elevado torque articular. Verificamos que os fatores que contribuíram para o aumento na magnitude do torque articular foram à duração do pulso da corrente e a duração do ciclo de trabalho do *burst*.

Em nosso experimento, entre as correntes alternadas de média frequência a corrente MF1 com menor ciclo de trabalho do *burst* (10%) gerou o pico de torque mais elevado (39,11% da CIVM) quando comparado ao torque da corrente MF2 com maior ciclo de trabalho do *burst* (20%) (29,6% da CIVM). Condizente com pesquisas atuais que analisaram os efeitos da variação da duração do ciclo do *burst* 10%-50% e constataram que os menores ciclos de trabalho com *burst* com menores durações evocam maior torque articular.^{19,24,30} Isso porque aumento do ciclo do *burst* provoca um evento conhecido como fadiga de alta frequência. Esse evento consiste em estímulos

excitatórios e inibitórios que se alternam rapidamente nas fibras musculares, gerando fadiga precoce e conseqüentemente leva a redução do torque articular,^{30,32}.

A duração de pulso foi o outro parâmetro que mostrou importância para promover um torque articular elevado. Sendo que sua influência já é bem relatada na literatura.^{19,22,24,25,,33,34} A duração do pulso é descrita como o tempo de início e fim do pulso elétrico e esta fortemente associada ao limiar de amplitude de estimulação, assim quanto maior a duração de pulso menor a intensidade de corrente necessária para estimular o músculo e produzir a contração.^{22,34} A relação entre largura de pulso e intensidade de corrente para evocar o torque também foi evidenciada nesse estudo. Constatamos que as correntes com menor largura de pulso (250 μ s) atingiram intensidades 28,5% maiores ($p < 0,01$) que as modulações com maior largura de pulso. Entretanto, essas correntes não geraram torque articular mais elevado que as correntes com maior duração de pulso.

Autores sugerem que as correntes com menor duração de pulso (100 μ s-400 μ s) induzem contrações musculares principalmente por vias periféricas sensoriais com baixo envolvimento do sistema nervoso central, já as correntes com maior largura de pulso (500 μ s-1000 μ s) acionam vias mistas sensoriais periféricas e vias centrais promovendo maior contração muscular³³. Assim, EENM modulada com durações de pulso mais elevadas exprimem resultados mais satisfatórios para evocar torque articular de maior magnitude.^{22,33,34}

5 – CONCLUSÃO

O tipo de corrente utilizada não promove diferença na produção de torque articular. A variável física duração de pulso da corrente exerce um papel importante no recrutamento de unidades motoras para produzir a força de contração muscular, quanto maior a largura do pulso menor a intensidade da corrente necessária para produzir torque articular. Portanto, os dados indicam que para o uso da EENM no ambiente clínico as modulações com maior duração de pulso ou menor ciclo de trabalho do *burst* são mais apropriadas para evocar grandes torques articulares. Esses dados são importantes para os diversos protocolos de reabilitação com EENM o uso corretos dos parâmetros físicos é o que permite a máxima promoção de funcionalidade e redução de incapacidade utilizando este recurso.

6 – CONSIDERAÇÕES FINAIS

Algumas limitações devem ser consideradas no presente estudo. É necessário analisar se os tipos diferentes de corrente diferem entre si na produção de contração muscular em outras populações relevantes como atletas e pacientes clínicos. O presente estudo só abordou efeitos agudos da EENM. Estudos futuros podem investigar o comportamento da força induzida pelos diferentes tipos de corrente durante o treinamento crônico e se adaptação muscular causada pelos tipos de correntes são similares.

7 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Kim, KM, Croy, T, Hertel, J, Saliba, S. Effects of neuromuscular electrical stimulation after anterior cruciate ligament reconstruction on quadriceps strength, function, and patient-oriented outcomes: a systematic review. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 2010; 40(7), 383-391. <http://dx.doi.org/10.2519/jospt.2010.3184>. PMID: 20592480
2. Vaz, MA, Baroni, BM, Geremia, JM, Lanferdini, FJ, Mayer, A, Arampatzis, A, Herzog, W. Neuromuscular electrical stimulation (NMES) reduces structural and functional losses of quadriceps muscle and improves health status in patients with knee osteoarthritis. *Journal of Orthopaedic Research*, 2013; 31(4), 511-516. <http://dx.doi.org/10.1002/jor.22264>. PMID: 23138532
3. Vieira, PJ, Chiappa, AM.G, Cipriano, G, Umpierre, D, Arena, R, & Chiappa, G. R. Neuromuscular electrical stimulation improves clinical and physiological function in COPD patients. *Respiratory medicine*, 2014;108(4), 609-620. <http://dx.doi.org/10.1016/j.rmed.2013.12.013>. PMID: 24418570
4. Dirks, ML, Wall, BT, Snijders, T, Ottenbros, CLP, Verdijk, LB, Loon, LJC. Neuromuscular electrical stimulation prevents muscle disuse atrophy during leg immobilization in humans. *Acta physiologica*, 2014; 210(3), 628-641. <http://dx.doi.org/10.1111/apha.12200>. PMID: 24251881
5. Maffiuletti, NA, Roig, M, Karatzanos, E, Nanas, S. Neuromuscular electrical stimulation for preventing skeletal-muscle weakness and wasting in critically ill patients: a systematic review. *BMC medicine*, 2013; 11(1), 1. <http://dx.doi.org/10.1186%2F1741-7015-11-137>. PMID: 23701811
6. Eberstein, A, Eberstein, S. Electrical stimulation of denervated muscle: is it worthwhile?. *Medicine and science in sports and exercise*, 1996; 28, 1463-1469. PMID: 8970139.

7. 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(3):191-212. <http://dx.doi.org/10.2165/00007256-200535030-00002>. PMID:15730336.
8. Ward, AR, Robertson, VJ, Ioannou, H. The effect of duty cycle and frequency on muscle torque production using kilohertz frequency range alternating current. *Medical engineering & physics*, 2004; 26(7), 569-579. <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2004.04.007>. PMID:15271284
9. Astrand, PO. JB Wolffe Memorial Lecture." Why exercise?". *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 1992; 24(2), 153-162. PMID:1549003
10. Brown, LE, Weir, JP, Oliveira, HB, Bottaro, M., Lima, LCDJ, & Fernandes Filho, J. Recomendação de procedimentos da Sociedade Americana de Fisiologia do Exercício (ASEP) I: avaliação precisa da força e potência muscular. *Rev. bras. ciênc. mov*, 2003; 11(4), 95-110.
11. Lesmes, GR., Costill, DL, Coyle, EF, Fink, WJ. Muscle strength and power changes during maximal isokinetic training. *Med Sci Sports*, 1978; 10(4), 266-269.
12. Maffiuletti NA. Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation. *Eur J Appl Physiol.* 2010;110(2):223-34. <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-010-1502-y>. PMID:20473619.
13. Ward, AR. Electrical stimulation using kilohertz-frequency alternating current. *Physical therapy.* 2009; 89(2), 181-190. <http://dx.doi.org/10.2522/ptj.20080060>. PMID:19095805
14. Ward, AR, Shkuratova, N. Russian electrical stimulation: the early experiments. *Physical therapy*, 2002 82(10), 1019-1030. PMID: 12350217
15. Maffiuletti NA, Minetto MA, Farina D, Bottinelli R. Electrical stimulation for neuromuscular testing and training: state-of-the art and unresolved issues. *Eur J Appl Physiol.* 2011;111(10):2391-7. <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-011-2133-7>. PMID:21866361.
16. Delitto A, Strube MJ, Shulman AD, Minor SD. A study of discomfort with electrical stimulation. *Phys Ther.* 1992;72(6):410-21. PMID: 1589461.
17. Filipovic, A, Kleinöder, H, Dörmann, U, Mester, J. Electromyostimulation—a systematic review of the influence of training regimens and stimulation parameters on effectiveness in electromyostimulation training of selected strength parameters. *The Journal of Strength & Conditioning Research.*

- 2011;25(11), 3218-3238. <http://dx.doi.org/10.1519/JSC.0b013e318212e3ce>. PMID: 21993042
18. Doheny EP, Caulfield BM, Minogue CM, Lowery MM. The effect of subcutaneous fat thickness on the efficacy of transcutaneous electrical stimulation. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2008;2008:5684-7. <http://dx.doi.org/10.1109/IEMBS.2008.4650504>. PMID: 19164007.
 19. Ward, AR, Lucas-Toumbourou, S. Lowering of sensory, motor, and pain-tolerance thresholds with burst duration using kilohertz-frequency alternating current electric stimulation. *Archives of physical medicine and rehabilitation,* 2007; 88(8), 1036-1041. <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2007.04.009> PMID: 17678667
 20. Aldayel, A, Muthalib, M, Jubeau, M, McGuigan, M, Nosaka, K. Muscle oxygenation of vastus lateralis and medialis muscles during alternating and pulsed current electrical stimulation. *European journal of applied physiology* 2011, 111(5), 779-787. <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-010-1699-9>. PMID: 20978780.
 21. Stefanovska, A, Vodovnik, L. Change in muscle force following electrical stimulation. *Scand J Rehabil Med,* 1985, 17, 141-146. PMID: 4059886
 22. Bickel, CS, Gregory, CM, Dean, JC. Motor unit recruitment during neuromuscular electrical stimulation: a critical appraisal. *European journal of applied physiology,* 2011; 111(10), 2399-2407. <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-011-2128-4>. PMID: 21870119
 23. 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. *journal of orthopaedic & sports physical therapy,* 2015; 45(12), 1035-1041. <http://dx.doi.org/10.2519/jospt.2015.5861> PMID: 26556393
 24. Dantas, LO, Vieira, A, Siqueira, AL, Salvini, TF, Durigan, JLQ. Comparison between the effects of 4 different electrical stimulation current waveforms on isometric knee extension torque and perceived discomfort in healthy women. *Muscle & nerve,* 2015; 51(1), 76-82. <http://dx.doi.org/10.1002/mus.24280>. PMID: 24809656.
 25. da Silva, VZM., Durigan, JLQ, Arena, R, de Noronha, M, Gurney, B, Cipriano Jr, G. Current evidence demonstrates similar effects of kilohertz-frequency and low-frequency current on quadriceps evoked torque and discomfort in healthy individuals: a systematic review with meta-analysis. *Physiotherapy theory and practice.* 2015;31(8), 533-539. <http://dx.doi.org/10.3109/09593985.2015.1064191>. PMID: 26467544
 26. Maffiuletti NA, Herrero AJ, Jubeau M, Impellizzeri FM, Bizzini M. Differences in electrical stimulation thresholds between men and women. *Ann Neurol.* 2008;63(4):507-12. <http://dx.doi.org/10.1002/ana.21346>. PMID:18300313.

27. Rezaei T, Hirschberg AL, Carlström K, Ernberg M. The influence of menstrual phases on pain modulation in healthy women. *J Pain*. 2012;13(7):646-55. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jpain.2012.04.002>. PMID:22634142.
28. Teepker M, Peters M, Vedder H, Schepelmann K, Lautenbacher S. Menstrual variation in experimental pain: correlation with gonadal hormones. *Neuropsychobiology*. 2010;61(3):131-40. <http://dx.doi.org/10.1159/000279303>. PMID:20110738.
29. Bowman, BR, Baker, LL. Effects of waveform parameters on comfort during transcutaneous neuromuscular electrical stimulation. *Annals of Biomedical Engineering*, 1985; 13(1), 59-74.
30. 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. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 2014; 93(2), 146-159. <http://dx.doi.org/10.1097/PHM.0000000000000008> PMID: 24322430.
31. Ward, AR, Oliver, WG, Buccella, D. Wrist extensor torque production and discomfort associated with low-frequency and burst-modulated kilohertz-frequency currents. *Physical therapy*, 2006, 86(10), 1360-1367. <http://dx.doi.org/10.2522/ptj.20050300>. PMID: 17012640
32. 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. *Physical therapy*, 2008; 88(10), 1167-1176. <http://dx.doi.org/10.2522/ptj.20080001>. PMID: 18703676.
33. Bergquist AJ, Clair JM, Lagerquist O, et al. Neuromuscular electrical stimulation: implications of the electrically evoked sensory volley. *Eur J Appl Physiol* 2011; 111(10):2409-26. <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-011-2087-9> PMID: 21805156
34. Gregory, CM., Dixon, W, Bickel, CS. Impact of varying pulse frequency and duration on muscle torque production and fatigue. *Muscle & nerve*, 2007; 35(4), 504-509. <http://dx.doi.org/10.1002/mus.20710>

8 – APÊNDICES

APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO –TCLE

O (a) Senhor(a) está sendo convidado(a) a participar do projeto “ Efeitos da estimulação elétrica neuromuscular com correntes de média e baixa frequência sobre o desconforto sensorial e o pico de torque articular do joelho”.

O objetivo da pesquisa é investigar os efeitos de duas correntes de média frequência (Australiana 1, Australiana 2) e duas correntes de baixa frequência (denominadas de FES1 e FES2) no nível de desconforto e na produção de torque articular extensor do joelho. Os achados do presente projeto podem vir a contribuir para a área das ciências da saúde, pois suas informações podem auxiliar uma gama de profissionais tais como fisioterapeutas, médicos, educadores físicos e técnicos desportivos a predizer com significativa precisão o tipo de corrente a ser empregada e os parâmetros mais apropriados para se obter ganhos de força muscular, com menor desconforto sensorial.

Sua participação nesta pesquisa consistirá em 02 (duas) visitas ao laboratório de treinamento de força da Faculdade de Educação Física, Universidade de Brasília, onde cada visita será separada por um intervalo de cinco a seis dias. A primeira visita tem como objetivo o completo esclarecimento sobre os procedimentos adotados no estudo, o preenchimento de questionários, a mensuração do peso, altura, dobras cutâneas, e a familiarização com os quatro tipos de corrente a serem empregadas.

Na etapa de familiarização ocorrerão os primeiros testes do projeto. Entretanto, antes de se iniciar a aplicação dos quatro tipos de corrente a serem empregadas, será realizada uma fase de aquecimento, que consistirá de exercício físico realizado no dinamômetro isocinético de forma dinâmica a 180°/s, garantindo assim uma adequada transição da fase de repouso para o exercício. A seguir, será mensurada a contração isométrica voluntária máxima (CIVM), cujo valor mínimo a ser alcançado corresponde a 30% da CIVM. Após intervalo de recuperação (IR) de 90 segundos, de forma aleatória, serão aplicadas isoladamente e sequencialmente os quatro tipos de EENM . Cada corrente empregada terá sua intensidade gradativamente aumentada, até que se

atinja o desconforto máximo tolerável. O intervalo de recuperação (IR) entre a aplicação de cada corrente será de 3 minutos.

A segunda visita será destinada à coletas de dados, as quais seguirão a seguinte sequência: (1) aquecimento localizado, realizado no dinamômetro isocinético, (2) determinação da contração voluntária máxima, (3) contrações musculares estimuladas, na intensidade máxima tolerada pela voluntária. O Senhor permanecerá no laboratório pelo tempo estimado de sessenta minutos em cada visita.

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. Informamos que o(a) Senhor(a) pode se recusar 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 para o(a) senhor(a). Sua participação é voluntária, isto é, não há pagamento por sua colaboração.

Para que você possa decidir sobre sua participação, esclarecemos, a seguir, os testes/avaliações desta pesquisa:

Nível de atividade física

O International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) é um questionário aplicado por meio de entrevista, que contém algumas perguntas com relação à prática de atividade física. O IPAQ foi desenvolvido como um instrumento para avaliar o nível de atividade física e tem apresentado condições de ser aplicado internacionalmente para indivíduos de diferentes gêneros e diferentes faixa etárias. O modelo a ser usado no presente estudo será a versão curta.

Mensuração das dobras cutâneas

Serão mensuradas, com um adipômetro científico da marca Lange, as dobras cutâneas da região da coxa onde os eletrodos serão posicionados.

Avaliação do nível de desconforto sensorial

O registro de desconforto será quantificado 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, ao qual é atribuído o valor zero (ausência total de dor), até o ponto marcado pela voluntária .

Avaliação da contração isométrica voluntária máxima (CIVM)

Este teste avalia a máxima contração isométrica voluntária (CIVM), na qual você irá realizar a força máxima para estender o joelho durante dez segundo, sem que haja modificação do ângulo articular do joelho. 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 o aumento da pressão arterial e da frequência cardíaca, dor e fadiga muscular. Porém, todos os testes serão acompanhados por profissionais capacitados para fornecer-lhe auxílio, caso algum desses sintomas venham a ocorrer.

Aplicação da eletroestimulação neuromuscular

A estimulação elétrica será empregada com o objetivo de induzir a contração muscular de forma involuntária.

RESPONSABILIDADE DO PESQUISADOR

O pesquisador responsável suspenderá a pesquisa imediatamente, e em qualquer fase, ao perceber algum risco ou dano à saúde do participante, incluindo riscos não previstos neste termo de consentimento. Além disso, o pesquisador assumirá a responsabilidade de dar assistência integral aos danos decorrentes dos riscos.

RESPONSABILIDADE DOS PARTICIPANTES

Não realizar quaisquer exercícios físicos 48 horas antes e 48 horas após a realização dos testes e não ingerir cafeína 24 horas antes da realização dos testes.

Os resultados da pesquisa serão divulgados na Instituição Universidade de Brasília, Faculdade de Educação Física, 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(a) Senhor(a) tiver qualquer dúvida em relação à pesquisa, por favor telefone para o pesquisador (a) responsável Flávia Vanessa de A. Medeiros. Telefone 55 (62) 8112 2393, no horário das 13:00 às 18:00, ou para o Dr (a). João Luiz Quagliotti Durigan, na instituição Universidade de Brasília, campos Ceilândia. Telefone: 55 (61) 3107-8401 ou 55 (61) 8140 8621, no horário das 14:00 às 17:00, ou para

Este projeto foi Aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília. As dúvidas com relação à assinatura do TCLE ou os direitos do sujeito da pesquisa podem ser obtidos através do telefone: (61) 3107-1947 ou do e-mail cepfs@unb.br.

Este documento consta de duas páginas, ambas devem ser rubricadas pelo senhor. Foi elaborado em duas vias, uma ficará com o pesquisador responsável e a outra com o sujeito da pesquisa.

Nome / assinatura

Pesquisador Responsável

Nome e assinatura

Brasília, ____ de _____ de _____

9 – ANEXOS

ANEXO A – NORMAS DA REVISTA BRASILEIRA DE FISIOTERAPIA

Escopo e política

O Brazilian Journal of Physical Therapy (BJPT) publica artigos originais de pesquisa, revisões e comunicações breves, cujo objeto básico de estudo refere-se ao campo de atuação profissional da Fisioterapia e Reabilitação, veiculando estudos clínicos, básicos ou aplicados sobre avaliação, prevenção e tratamento das disfunções de movimento.

O conselho editorial do BJPT compromete-se a publicar investigação científica de excelência, de diferentes áreas do conhecimento.

O BJPT segue os princípios da ética na publicação contidos no código de conduta do Committee on Publication Ethics (COPE).

O BJPT publica os seguintes tipos de estudo, cujos conteúdos devem manter vinculação direta com o escopo e com as áreas descritas pela revista:

- a) Estudos observacionais: estudos que investigam relação(ões) entre variáveis de interesse relacionadas ao escopo e às áreas do BJPT, sem manipulação direta (ex: intervenção). Estudos observacionais incluem estudos transversais, de coorte e caso-controle.

Aspectos éticos e legais

A submissão do manuscrito ao BJPT implica que o trabalho não tenha sido submetido simultaneamente a outro periódico. Os artigos publicados no BJPT são de acesso aberto e distribuídos sob os termos do Creative Commons Attribution Non-Commercial License (http://creativecommons.org/licenses/by/3.0/deed.pt_BR), que permite livre uso não comercial, distribuição e reprodução em qualquer meio, desde que a obra original esteja devidamente mantida. A reprodução de parte(s) de um manuscrito, mesmo que parcial, incluindo tradução para outro idioma, necessitará de autorização prévia do editor.

Os autores devem citar os créditos correspondentes. Ideias, dados ou frases de outros autores, sem as devidas citações e que sugiram indícios de plágio, estarão sujeitas às sanções conforme código de conduta do COPE.

Quando parte do material tiver sido apresentada em uma comunicação preliminar, em simpósio, congresso etc., deve ser citada a referência da apresentação como nota de rodapé na página de título.

O uso de iniciais, nomes ou números de registros hospitalares dos pacientes devem ser evitados. Um paciente não poderá ser identificado por fotografias, exceto com consentimento expresso, por escrito, acompanhando o trabalho original no momento da submissão.

Estudos realizados em humanos devem estar de acordo com os padrões éticos estabelecidos pelo Committee on Publication Ethics (COPE) e aprovados por um Comitê de Ética Institucional. Para os experimentos em animais, devem-se considerar as diretrizes internacionais (por exemplo, a do Committee for Research and Ethical Issues of the International Association for the Study of Pain, publicada em PAIN, 16:109-110, 1983).

Reserva-se ao BJPT o direito de não publicar trabalhos que não obedeçam às normas legais e éticas estabelecidas para pesquisas em seres humanos e experimentos em animais.

Forma e apresentação do manuscrito

Manuscritos originais

O BJPT considera a submissão de manuscritos originais com até 3.500 palavras (excluindo-se página de título, resumo, referências, tabelas, figuras e legendas). Informações contidas em anexo(s) serão computadas no número de palavras permitidas.

O manuscrito deve ser escrito preferencialmente em inglês. Quando a qualidade da redação em inglês comprometer a análise e a avaliação do conteúdo do manuscrito, os autores serão informados.

Recomenda-se que os manuscritos submetidos/traduzidos para o inglês venham acompanhados de certificação de revisão por serviço profissional de editing and proofreading. Tal certificação deverá ser anexada à submissão. Sugerem-se os seguintes serviços abaixo, não excluindo outros:

- American Journal Experts (<http://www.journalexperts.com>);
- Scribendi (www.scribendi.com);

- Nature Publishing Groups Language Editing
(<https://languageediting.nature.com/login>).

Antes do corpo do texto do manuscrito (i.e., antes da introdução), deve-se incluir uma página de título e identificação, palavras-chave, o abstract/resumo e citar os pontos-chave do estudo. No final do manuscrito, devem-se inserir as referências, tabelas, figuras e anexos (se houver).

Título e identificação

O título do manuscrito não deve ultrapassar 25 palavras e deve apresentar o máximo de informações sobre o trabalho. Preferencialmente, os termos utilizados no título não devem constar da lista de palavras-chave.

A página de identificação do manuscrito deve conter os seguintes dados: Título completo e título resumido: com até 45 caracteres, para fins de legenda nas páginas impressas;

Autores: nome e sobrenome de cada autor em letras maiúsculas, sem titulação, seguidos por número sobrescrito (expoente), identificando a afiliação institucional/vínculo (unidade/instituição/cidade/ estado/ país). Para mais de um autor, separar por vírgula;

Autor de correspondência: indicar o nome, endereço completo, e-mail e telefone do autor de correspondência, o qual está autorizado a aprovar as revisões editoriais e complementar demais informações necessárias ao processo;

Palavras-chave: termos de indexação ou palavras-chave (máximo seis) em português e em inglês.

Abstract/Resumo

Uma exposição concisa, que não exceda 250 palavras em um único parágrafo, em português (resumo) e em inglês (abstract), deve ser escrita e colocada logo após a página de título. Referências, notas de rodapé e abreviações não definidas não devem ser usadas no resumo/abstract. O resumo e o abstract devem ser apresentados em formato estruturado.

Pontos-chave (Bullet points)

Em uma folha separada, o manuscrito deve identificar de três a cinco frases que capturem a essência do tema investigado e as principais conclusões do artigo. Cada

ponto-chave deve ser redigido de forma resumida e deve informar as principais contribuições do estudo para a literatura atual, bem como as suas implicações clínicas (i.e., como os resultados podem impactar a prática clínica ou investigação científica na área de Fisioterapia e Reabilitação). Esses pontos deverão ser apresentados em uma caixa de texto (i.e., box) no início do artigo, após o abstract. Cada um dos pontos-chave deve ter, no máximo, 80 caracteres, incluindo espaços, por itens.

Introdução

Deve-se informar sobre o objeto investigado devidamente problematizado, explicitar as relações com outros estudos da área e apresentar justificativa que sustente a necessidade do desenvolvimento do estudo, além de especificar o(s) objetivo(s) do estudo e hipótese(s), caso se aplique.

Método

Consiste em descrever o desenho metodológico do estudo e apresentar uma descrição clara e detalhada dos participantes do estudo, dos procedimentos de coleta, transformação/redução e análise dos dados de forma a possibilitar reprodutibilidade do estudo. Para ensaios clínicos, o processo de seleção e alocação dos participantes do estudo deverá estar organizado em fluxograma, contendo o número de participantes em cada etapa, bem como as características principais (ver modelo do fluxograma CONSORT).

Quando pertinente ao tipo de estudo, deve-se apresentar o cálculo amostral utilizado para investigação do(s) efeito(s). Todas as informações necessárias para a justificativa do tamanho amostral utilizado no estudo devem constar do texto de forma clara.

Devem ser descritas as variáveis dependentes e independentes; deve-se informar se os pressupostos paramétricos foram atendidos; especificar o programa computacional usado na análise dos dados e o nível de significância adotado no estudo e especificar os testes estatísticos aplicados e sua finalidade.

Resultados

Devem ser apresentados de forma breve e concisa. Resultados pertinentes devem ser reportados utilizando texto e/ou tabelas e/ou figuras. Não se devem duplicar os dados constantes em tabelas e figuras no texto do manuscrito.

Os resultados devem ser apresentados por meio de medidas de tendência e variabilidade (por ex: média (DP), evitar média±DP) em gráficos ou tabelas autoexplicativas; apresentar medidas da magnitude (por ex: tamanho do efeito) e/ou precisão das estimativas (por ex: intervalos de confiança); relatar o poder de testes estatísticos não significantes.

Discussão

O objetivo da discussão é interpretar os resultados e relacioná-los aos conhecimentos já existentes e disponíveis na literatura, principalmente àqueles que foram indicados na introdução. Novas descobertas devem ser enfatizadas com a devida cautela. Os dados apresentados no método e/ou nos resultados não devem ser repetidos. Limitações do estudo, implicações e aplicação clínica para as áreas de Fisioterapia e Reabilitação deverão ser explicitadas.

Referências

O número recomendado é de 30 referências, exceto para estudos de revisão da literatura. Deve-se evitar que sejam utilizadas referências que não sejam acessíveis internacionalmente, como teses e monografias, resultados e trabalhos não publicados e comunicação pessoal. As referências devem ser organizadas em sequência numérica de acordo com a ordem em que forem mencionadas pela primeira vez no texto, seguindo os Requisitos Uniformizados para Manuscritos Submetidos a Jornais Biomédicos, elaborados pelo Comitê Internacional de Editores de Revistas Médicas – ICMJE.

Os títulos de periódicos devem ser escritos de forma abreviada, de acordo com a List of Journals do Index Medicus. As citações das referências devem ser mencionadas no texto em números sobrescritos (expoente), sem datas. A exatidão das informações das referências constantes no manuscrito e sua correta citação no texto são de responsabilidade do(s) autor(es).

Exemplos: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html.

Tabelas, Figuras e Anexos.

As tabelas e figuras são limitadas a cinco (5) no total. Os anexos serão computados no número de palavras permitidas no manuscrito. Em caso de tabelas, figuras e anexos já publicados, os autores deverão apresentar documento de permissão assinado pelo autor ou editores no momento da submissão.

Para artigos submetidos em língua portuguesa, a(s) versão(ões) em inglês da(s) tabela(s), figura(s) e anexo(s) e suas respectivas legendas deverão ser anexadas no sistema como documento suplementar.

- **Tabelas:** devem incluir apenas os dados imprescindíveis, evitando-se tabelas muito longas (máximo permitido: uma página, tamanho A4, em espaçamento duplo), devem ser numeradas, consecutivamente, com algarismos arábicos e apresentadas no final do texto. Não se recomendam tabelas pequenas que possam ser descritas no texto. Alguns resultados simples são mais bem apresentados em uma frase e não em uma tabela.

- **Figuras:** devem ser citadas e numeradas, consecutivamente, em algarismos arábicos na ordem em que aparecem no texto. Informações constantes nas figuras não devem repetir dados descritos em tabela(s) ou no texto do manuscrito. O título e a(s) legenda(s) devem tornar as tabelas e figuras compreensíveis, sem necessidade de consulta ao texto. Todas as legendas devem ser digitadas em espaço duplo, e todos os símbolos e abreviações devem ser explicados. Letras em caixa-alta (A, B, C etc.) devem ser usadas para identificar as partes individuais de figuras múltiplas.

Se possível, todos os símbolos devem aparecer nas legendas; entretanto símbolos para identificação de curvas em um gráfico podem ser incluídos no corpo de uma figura, desde que não dificulte a análise dos dados. As figuras coloridas serão publicadas apenas na versão on-line. Em relação à arte final, todas as figuras devem estar em alta resolução ou em sua versão original. Figuras de baixa qualidade não serão aceitas e podem resultar em atrasos no processo de revisão e publicação.

- **Agradecimentos:** devem incluir declarações de contribuições importantes, especificando sua natureza. Os autores são responsáveis pela obtenção da autorização das pessoas/instituições nomeadas nos agradecimentos.

Comunicações breves ou short communication: O BJPT publicará um short communication por número (até seis por ano), e a sua formatação é semelhante à do artigo original, com 1200 palavras, até duas figuras, uma tabela e dez referências bibliográficas.

ANEXO B – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA

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

PROCESSO DE ANÁLISE DE PROJETO DE PESQUISA

Registro do Projeto no CEP: **58/13**

Título do Projeto: “efeitos da estimulação elétrica neuromuscular com correntes de média e baixa frequência sobre o desconforto sensorial e o pico de torque articular do joelho”

Pesquisador Responsável: Flávia Vanessa de Araújo Medeiros

Data de Entrada: 15/03/2013

Com base na Resolução 466/12, do CNS/MS, que regulamenta a ética em pesquisa com seres humanos, o Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, após análise dos aspectos éticos e do contexto técnico-científico, resolveu **APROVAR** o projeto **58/13** com o título: “efeitos da estimulação elétrica neuromuscular com correntes de média e baixa frequência sobre o desconforto sensorial e o pico de torque articular do joelho”, analisado na 4ª Reunião Ordinária, realizada no dia 09 de Abril de 2013.

O (a) pesquisador (a) responsável fica, desde já, notificado(a) da obrigatoriedade da apresentação de um relatório semestral e relatório final sucinto e objetivo sobre o desenvolvimento do Projeto, no prazo de 1 (um) ano a contar da presente.

Brasília, 27 de Agosto de 2013.


Prof. Natália Monsiores
Coordenador do CEP-FS/UnB

ANEXO C - QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA (IPAQ)

Nome: _____

Data: ____/____/____ Idade : ____ Sexo: F () M ()

Nós estamos interessados em saber que tipos de atividade física as pessoas fazem como parte do seu dia a dia. Este projeto faz parte de um grande estudo que está sendo feito em diferentes países ao redor do mundo. Suas respostas nos ajudarão a entender que tão ativos nós somos em relação à pessoas de outros países.

As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividade física na ÚLTIMA semana. As perguntas incluem as atividades que você faz no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das suas atividades em casa ou no jardim. Suas respostas são MUITO importantes. Por favor responda cada questão mesmo que considere que não seja ativo. Obrigado pela sua participação !

Para responder as questões lembre que:

- Atividades físicas VIGOROSAS são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar MUITO mais forte que o normal
- Atividades físicas MODERADAS são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar UM POUCO mais forte que o normal

Para responder as perguntas pense somente nas atividades que você realiza por pelo menos 10 minutos contínuos de cada vez.

1a. Em quantos dias da última semana você CAMINHOU por pelo menos 10 minutos contínuos em casa ou no trabalho, como forma de transporte para ir de um lugar para outro, por lazer, por prazer ou como forma de exercício?

Dias ____ por SEMANA () Nenhum

1b. Nos dias em que você caminhou por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou caminhando por dia?

Horas: _____ Minutos: _____

2a. Em quantos dias da última semana, você realizou atividades MODERADAS por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo pedalar leve na bicicleta, nadar, dançar, fazer ginástica aeróbica leve, jogar vôlei recreativo, carregar pesos leves, fazer serviços domésticos na casa, no quintal ou no jardim como varrer, aspirar, cuidar do jardim, ou qualquer atividade que fez aumentar moderadamente sua respiração ou batimentos do coração (POR FAVOR NÃO INCLUA CAMINHADA)

Dias _____ por SEMANA () Nenhum

2b. Nos dias em que você fez essas atividades moderadas por pelo menos 10 minutos contínuos, quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades por dia?

Horas: _____ Minutos: _____

3a. Em quantos dias da última semana, você realizou atividades VIGOROSAS por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo correr, fazer ginástica aeróbica, jogar futebol, pedalar rápido na bicicleta, jogar basquete, fazer serviços domésticos pesados em casa, no quintal ou cavoucar no jardim, carregar pesos elevados ou qualquer atividade que fez aumentar MUITO sua respiração ou batimentos do coração.

Dias _____ por SEMANA () Nenhum

3b. Nos dias em que você fez essas atividades vigorosas por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades por dia?

Horas: _____ Minutos: _____

Estas últimas questões são sobre o tempo que você permanece sentado todo dia, no trabalho, na escola ou faculdade, em casa e durante seu tempo livre. Isto inclui o tempo sentado estudando, sentado enquanto descansa, fazendo lição de casa visitando um amigo, lendo, sentado ou deitado assistindo TV. Não inclua o tempo gasto sentando durante o transporte em ônibus, trem, metrô ou carro.

4a. Quanto tempo no total você gasta sentado durante um dia de semana?

_____ horas _____ minutos

4b. Quanto tempo no total você gasta sentado durante em um dia de final de semana?

_____ horas _____ minutos