

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

**INFLUÊNCIA DE CORRENTES DE MÉDIA E BAIXA
FREQUÊNCIA E DA DOBRA CUTÂNEA SOBRE O
DESCONFORTO SENSORIAL E O PICO DE TORQUE
EXTENSOR DO JOELHO**

Flávia Vanessa de A. Medeiros

BRASÍLIA, DF

2014

**INFLUÊNCIA DE CORRENTES DE MÉDIA E BAIXA FREQUÊNCIA E DA DOBRA
CUTÂNEA SOBRE O DESCONFORTO SENSORIAL E O PICO DE TORQUE
EXTENSOR DO JOELHO**

FLÁVIA VANESSA DE A. MEDEIROS

Dissertação apresentada à Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Educação Física.

ORIENTADOR: PROFº DRº JOÃO LUIZ QUAGLIOTTI DURIGAN

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Central da Universidade de Brasília. Acervo 1017098.

M488i Medeiros, Flávia Vanessa de Araújo.
Influência de correntes de média e baixa frequência e da dobra cutânea sobre o desconforto sensorial e o pico de torque extensor do joelho / Flávia Vanessa de A. Medeiros. -- 2014.
xiii, 67 f. : il. ; 30 cm.

Dissertação (mestrado) - Universidade de Brasília, Faculdade de Educação Física, Programa de Pós-Graduação em Educação Física, 2014.
Inclui bibliografia.
Orientação: João Luiz Quagliotti Durigan.

1. Joelhos. 2. Articulações - Amplitude de movimento.
3. Estimulação elétrica transcutânea do nervo. I. Durigan, João Luiz Quagliotti. II. Título.

CDU 616.728.3

DEDICATÓRIA

Aos meus familiares, minha força e refúgio.

AGRADECIMENTOS

O espaço deste trabalho seria pequeno para que eu pudesse agradecer à todas as pessoas que de alguma forma contribuíram para que mais este sonho se concretizasse. Conhecidos, amigos parentes, colegas de trabalho, clientes de personal é até pessoas que não são do meu convívio diário; obrigada pelas muitas palavras de motivação, pela energia positiva e torcida para que eu fosse bem sucedida em mais esta empreitada.

Aos meus colegas de laboratório, agradeço pelas longas tardes de sofrimento e alegria; só vocês para me fazer dar muita risada num período da vida em que tudo parece estar dando errado, para só no final dar certo. Cabe aqui dedicar atenção especial ao meu amigo João Batista, aos colegas Amilton Vieira e Saulo Martorelli, que sempre me deram suporte e estiveram disponíveis para me auxiliar na busca de respostas para os meus inúmeros questionamentos. Andréa, Leandra, Marcella; minhas parceiras, conselheiras e confidentes. Como não citar vocês? Também não posso deixar de manifestar gratidão às minhas queridas voluntárias, aos funcionários da FEF, em especial às queridas Quélbia e Alba, e aos colaboradores Karenina Guida e Tiago Pires (alunos de iniciação científica vinculados ao trabalho), pois sem vocês este estudo não seria possível.

Ao meu orientador, Prof^o Dr^o João Luiz Quagliotti Durigan, agradeço pela paciência, compreensão e contribuição para o processo de construção do conhecimento.

Finalmente, minha profunda gratidão aos meus pais, Milton e Wilma; esposo, Duilimar; sobrinhas e irmãos. Pessoas que não mediram esforços para me dar suporte ao longo desta jornada e com as quais efetivamente compartilhei todas as alegrias e tristezas vivenciadas ao longo do processo de construção deste trabalho.

"Cada sonho que você deixa para trás, é um pedaço do seu futuro que deixa de existir"

Steve Jobs

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE QUADROS

LISTA DE ABREVIÇÕES

RESUMO

ABSTRACT

1. INTRODUÇÃO.....	12
2.OBJETIVOS.....	17
• 2.1 Objetivo geral	17
• 2.2 Objetivos específicos.....	17
3.0 HIPÓTESES.....	19
4.0 REVISÃO DE LITERATURA.....	19
• 4.1 Estimulação elétrica neuromuscular	19
• 4.1.1 Parâmetros de modulação	20
• 4.2 Corrente elétrica	21
• 4.2.1 Corrente de baixa frequência.....	21
• 4.2.2 Corrente de média frequência	22
• 4.3 Os efeitos das correntes de média e baixa frequência sobre a magnitude do torque articular e o desconforto sensorial	22
• 4.4 Os efeitos da espessura da dobra cutânea sobre a magnitude do torque articular e o desconforto sensorial.....	26
5.0 MATERIAIS E MÉTODOS.....	29
• 5.1 Caracterização da Pesquisa	29
• 5.2 Aspectos Éticos	29
• 5.3 Amostra	29
• 5.4 Critérios de inclusão e exclusão	31
• 5.5 Procedimento experimental.....	32
• 5.5.1 Avaliação antropométrica.....	33
• 5.5.2 Mensuração da dobra cutânea.....	33

• 5.5.3 Avaliação da CIVM e do torque evocado pela EENM.....	33
• 5.5.4 Avaliação do desconforto sensorial eliciado pela EENM.....	37
• 5.5.5 Avaliação da eficácia da EENM.....	38
6.0 Análise estatística.....	39
6.1 Efeito do tipo de corrente aplicada (Australiana x corrente de baixa frequência) sobre o PT e o desconforto sensorial.....	39
6.2 Efeito da espessura da dobra cutânea sobre o PT e o desconforto sensorial eliciados por FES2.....	39
7.0 RESULTADOS.....	40
• 7.1 Efeitos do tipo de corrente aplicada (Australiana x corrente de baixa frequência) sobre o PT e o desconforto sensorial.....	40
• 7.2 Efeito da espessura da dobra cutânea sobre o PT e o desconforto sensorial eliciados por FES2.....	42
8.0 DISCUSSÃO.....	46
• 8.1 Efeito do tipo de corrente aplicada nos extensores do joelho (Australiana x corrente de baixa frequência) sobre o PT e o desconforto sensorial.....	46
8.2 Efeito da espessura da dobra cutânea sobre o PT e o desconforto sensorial eliciados por FES250	
8.3 LIMITAÇÕES DO ESTUDO.....	52
8.4 CONCLUSÕES.....	54
9.0 REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICAS.....	55
10 ANEXOS	
• 10.1 ANEXO I : Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	60
• 10.2 ANEXO II: Registro de Aceite no comitê de Ética em pesquisa.....	64
• 10.3 ANEXO III: Questionário Internacional de Atividade Física.....	66
11 APÊNDICES	
• 11.1 APÊNDICE I : Formulário de dados individuais	
• 11.2 APÊNDICE II: Modelo de ficha para registro de dados coletados	
• 11.3 APÊNDICE III: Artigo submetido	

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Média e desvio padrão da máxima intensidade de corrente requerida, pico de torque evocado, desconforto sensorial percebido durante a EENM, e da eficácia da corrente.....	41
Tabela 2	Máxima intensidade de corrente requerida pelo estímulo elétrico, torque máximo e nível de desconforto eliciados pela EENM.....	45

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Formas de onda e tipos de corrente.....	20
Figura 2	Desenho metodológico do estudo.....	31
Figura 3	Posicionamento dos eletrodos.....	35
Figura 4	Desenho experimental do estudo.....	37
Figura 5	Escala visual analógica.....	38
Figura 6	Média e desvio padrão dos valores do desconforto percebido durante a aplicação do estímulo elétrico e imediatamente após.....	42
Figura 7	Correlação entre a intensidade de corrente aplicada (mA) e a dobra cutânea medial da coxa, dada em milímetro; correlação entre a dobra cutânea medial da coxa dada em milímetro (mm) e o torque isométrico extensor do joelho (N.m) eliciado pela EENM; correlação entre a dobra cutânea medial da coxa (mm) e o grau de desconforto sensorial.....	43
Figura 8	Subgrupos divididos em função da EDC (sujeitos com menor dobra cutânea x maior dobra cutânea).....	44

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 Parâmetros de modulação das correntes Australiana e baixa frequência.36

LISTA DE ABREVIações E SIGLAS

AUS	Australiana
CD	Corrente direta
CO	Contraceptivo oral
CIVM	Contração isométrica voluntária máxima
CVM	Contração voluntária máxima
DC	Dobra cutânea
EDC	Espessura da dobra cutânea
EENM	Eletroestimulação neuromuscular
EVA	Escala visual analógica
FES	<i>Functional Electrical stimulation</i>
Hz	Hertz
IPAQ	<i>International Physical Activity Questionnaire</i>
IR	Intervalo de recuperação
mA	Mili ampere
µs	Micro segundos
N.m	Newtons-metro
PT	Pico de torque
SNC	Sistema nervoso central
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

RESUMO

INFLUÊNCIA DE CORRENTES DE MÉDIA E BAIXA FREQUÊNCIA E DA DOBRA CUTÂNEA SOBRE O DESCONFORTO SENSORIAL E O PICO DE TORQUE EXTENSOR DO JOELHO

Autora: Flávia Vanessa de A. Medeiros

Orientador: João Luiz Quagliotti Durigan

Contextualização: Tem sido afirmado que a corrente de média frequência é mais eficaz do que a corrente de baixa frequência para a induzir elevado torque articular com baixo desconforto sensorial; e que a espessura da dobra cutânea (EDC) pode influenciar na eficiência da eletroestimulação neuromuscular (EENM). Entretanto, existem poucos estudos comparativos sobre o tema. **Objetivo:** Investigar os efeitos de duas correntes de média frequência (AUS1 e AUS2), duas de baixa frequência (FES1 e FES2) e da EDC sobre o desconforto e o torque isométrico extensor do joelho. **Métodos:** O estudo foi dividido em duas partes: 1) Comparação do torque evocado por cada uma das correntes e do grau de desconforto percebido durante e imediatamente após a EENM. 2) investigação dos efeitos da EDC sobre as variáveis analisadas em dois subgrupos G1(EDC menor) e G2 (EDC maior). **Resultados:** Parte 1: FES1 evocou torque 21% superior a FES2 e 23% superior a AUS2. AUS1 induziu torque 21% superior a FES2 e 22% superior a AUS2 ($p < 0,01$ em todas as comparações). Não houve diferença significativa entre FES1 e AUS1, bem como entre AUS2 e FES2 ($p > 0,05$ nas duas comparações). Correntes com maior largura de pulso foram mais desconfortáveis que correntes com menor largura de pulso. Parte 2: G1 evocou torque 28% superior ao G2 ($p < 0,01$), o desconforto eliciado pela EENM não diferiu significativamente entre os subgrupos ($p = 0,425$). **Conclusão:** Parte 1: correntes com maior largura de pulso eliciam maior torque articular com maior desconforto. Parte 2: a EDC influencia na magnitude do torque evocado e na intensidade de corrente requerida, mas não na percepção de desconforto.

Palavras-chave: Dobra cutânea, corrente pulsada, corrente alternada, joelho, eletroterapia, desempenho neuromuscular.

ABSTRACT

INFLUENCE OF MEDIUM AND LOW FREQUENCY CURRENTS AND OF SKINFOLD ON SENSORY DISCOMFORT AND KNEE JOINT TORQUE

Autora: Flávia Vanessa de A. Medeiros

Orientador: João Luiz Quagliotti Durigan

Background: It has been supposed that the medium frequency current is more effective than low frequency current to induce torque with less sensory discomfort and that skinfold thickness (SFT) can influence on efficacy of neuromuscular electrical stimulation (NMES). However, there have been few comparative studies on the subject. **Objective:** To investigate the effects of two medium frequency currents (AUS1 and AUS2), two low frequency currents (FES1 and FES2) and SFT on discomfort and on the isometric knee extensor torque. **Methods:** The study was divided into two parts: 1) Comparison of the torque evoked by each of the currents and the degree of discomfort perceived during and immediately after the NMES. 2) investigation of the effects of skinfold thickness on the variables analysed into two subgroups G1 (lower skinfold thickness) and G2 (larger skinfold thickness). **Results:** Part 1: FES1 evoked torque 21% higher than FES2 ($p<0,01$) and 23% higher than AUS2 ($p<0,01$). AUS1 induced torque 21% higher than FES2 ($p<0,01$). Currents with smaller pulse width (FES2 and AUS2) are more comfortable than currents with higher pulse width (FES1 and AUS1). Part 2: There are significant differences between the subgroups in relation to the NMES-evoked torque; the intensity of the current correlates positively with the skinfold thickness, negatively with the evoked torque and does not correlate with the induced discomfort. **Conclusion:** Part 1: currents with greater pulse width induce greater joint torque with greater discomfort. Part 2: G1 evoked torque 28% higher than G2 ($p<0,01$), the discomfort elicited by NMES did not differ significantly between subgroups.

Keywords: Skinfold, pulsed current, alternating current, knee, electrotherapy, neuromuscular performance.

1 INTRODUÇÃO

A estimulação elétrica neuromuscular (EENM) é um importante recurso terapêutico utilizado no processo de reabilitação, controle da dor, reeducação muscular e acometimentos do sistema locomotor (1). Seu uso para o aprimoramento da força e da resistência muscular passou a ser melhor explorado a partir da década de 70 (2, 3) tornando-se hoje amplamente aplicada para este fim não apenas em ambiente clínico, mas também no âmbito desportivo.

A eficiência da EENM é expressa como fração da contração voluntária máxima (CVM) e é determinada pela magnitude do torque evocado (4, 5). Assim, implementos em força muscular induzidos pelo treinamento com o estímulo elétrico relacionam-se diretamente com o grau de tensão imposto à musculatura pela EENM. O grau de tensão das miofibrilas é dependente da amplitude de corrente imposta, ou seja, quanto maior a intensidade da corrente aplicada, maior o torque articular evocado (4). Entretanto, a amplitude de corrente aplicada é positivamente relacionada ao índice de desconforto eliciado pelo estímulo elétrico. Assim, quanto maior a intensidade de corrente, maior o nível de desconforto eliciado (1, 6). Deste modo, teoricamente, a maior eficácia da corrente é alcançada quando a intensidade de corrente aplicada é a mais alta possível e o nível de desconforto eliciado o mais baixo possível.

Torna-se evidente que o limiar de dor é um fator limitante para a aplicação de grande amplitude de corrente, conseqüentemente para a produção de elevado torque articular. De forma semelhante, a espessura da dobra cutânea pode limitar sua magnitude (7, 8), pois a impedância deste tecido é alta, reduzindo o fluxo de corrente da pele em direção ao músculo (9, 10). De acordo com Doheny e colaboradores (11), dentre os tecidos biológicos (pele, músculo e gordura), a gordura parece ser a mais resistente à corrente elétrica; logo, requer a aplicação de elevada amplitude de estímulo para que possa ultrapassar a barreira criada pelo tecido adiposo subcutâneo e alcançar as fibras musculares para eliciar intensa contração (9, 11).

A eficácia da EENM é refletida pela relação entre o torque evocado pelo estímulo elétrico e o nível de desconforto eliciado (torque/ desconforto)(12). Assim, estudos prévios têm buscado estabelecer qual o tipo de corrente, a forma de onda e

sob quais parâmetros de modulação é mais apropriada para otimizar a eficácia do estímulo elétrico. Dois tipos de corrente frequentemente investigadas, pelo seu uso comum, são a corrente alternada senoidal (média frequência) e a corrente pulsada retangular (baixa frequência)(12, 13). A corrente alternada caracteriza-se pelo fornecimento do estímulo em *bursts* sendo que cada *burst* é constituído por vários pulsos. É modulada com frequência de 1-10 KHz e *bursts* de baixa frequência (entre 1-200 Hz) (14). A corrente pulsada fornece pulsos intermitentes separados por um intervalo considerável entre cada pulso cuja frequência varia de 1-200 Hz, e cujo estímulo pode ser modulado em monofásico ou bifásico (15). A escolha do o tipo de corrente a ser aplicada tem sido feita em função do objetivo almejado entretanto, não há consenso sobre qual das duas correntes e sob quais parâmetros de modulação é mais eficaz para induzir maior produção de força com menor desconforto sensorial.

Alguns pesquisadores encontraram em seus resultados que o tipo de corrente aplicada não interfere de forma significava no torque eliciado pela EENM (13, 16-18). Entretanto, outros observaram que o tipo de corrente interfere tanto na produção do torque, quanto no nível de desconforto eliciado (19, 20). A diversidade na combinação entre os vários parâmetros de modulação dificulta a comparação entre os estudos existentes e o estabelecimento de um protocolo ideal para se atingir o objetivo almejado. De modo geral, para correntes de média frequência, a frequência de 2,5 KHz tem sido mais comumente aplicada sob a alegação de que este parâmetro encontra menor impedância do tecido cutâneo, permitindo que maior magnitude de corrente atinja o tecido muscular e estimule maior unidade motora (21). Porém, foram encontradas poucas pesquisas que tenham usado este parâmetro para comparação com correntes de baixa frequência.

Resultados interessantes têm sido apresentados com relação à corrente Australiana a qual, de acordo com estudo desenvolvido por Ward e colaboradores (14, 22), quando modulada com frequência de 1 a 2,5 KHz e *burst* de 2 ms, é mais adequada para evocar maior torque (22), e quando modulada com frequência de 4 KHz e *burst* de 4 ms, torna-se mais apropriada para eliciar maior conforto (14, 23). Recentemente, Ogura et al. (24) mostraram em seu estudo que tanto a corrente Australiana, quanto a de baixa frequência e a Russa podem ser usadas para produzir força. Entretanto, a corrente Russa mostrou-se menos indicada para este fim que as

demais. Os três tipos de corrente eliciaram semelhante nível de desconforto porém, a corrente Russa evocou menor torque articular; não houve diferença na magnitude do torque evocado pelas correntes Australiana e Pulsada.

Não foram encontrados estudos que tenham comparado os efeitos das variáveis físicas da corrente Australiana com a corrente de baixa frequência no que tange ao torque articular e o desconforto sensorial. Foram encontrados poucos estudos que tenham investigado os efeitos da espessura do tecido cutâneo sobre a EENM com ponderadas condições de controle. Assim, estudos prévios sobre o tema utilizaram amostra composta por indivíduos tanto do sexo masculino quanto feminino, apesar de evidências apontarem para a existência de diferença entre os sexos quanto a intensidade de corrente aplicada, e quanto à resposta eliciada pela EENM (8, 10). Além disso, não controlaram o ciclo menstrual e o uso de contraceptivos das mulheres participantes, tendo em vista que estes dois fatores parecem promover alteração na modulação da dor eliciada pelo estímulo elétrico (25, 26).

Assim, o presente estudo objetivou investigar os efeitos de quatro tipos de corrente, sendo duas de média frequência (AUS1 e AUS2) e duas de baixa frequência (FES1 e FES2), sobre o torque evocado pela EENM e o nível de desconforto sensorial com bem estabelecidas condições de controle. Para comparar as duas condições (média frequência x baixa frequência), foram mantidos iguais os parâmetros de modulação frequência e largura de pulso entre as duas condições. Também foi analisada a influência da EDC sobre as citadas variáveis.

2.0 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Investigar a influência das correntes de baixa e média frequência (comercialmente denominada Australiana no Brasil), e da espessura do tecido cutâneo subjacente sobre o torque articular e a percepção de desconforto sensorial nos músculos extensores do joelho, em mulheres fisicamente ativas.

2.2 Objetivos específicos

- Comparar os efeitos da estimulação elétrica eliciada por quatro tipos de corrente, duas de média frequência (Australiana1 e Australiana2) e duas de baixa frequência (FES1 e FES2), sobre o torque isométrico extensor do joelho.
- Comparar o grau de desconforto sensorial eliciado pelo estímulo elétrico durante e imediatamente após a aplicação de eletroestimulação fornecida por quatro diferentes tipos de corrente.
- Verificar se a espessura do tecido adiposo influencia o torque isométrico extensor do joelho evocado pela corrente FES2.
- Verificar se a espessura do tecido adiposo influencia no nível de desconforto eliciado pela corrente FES2.

3.0 HIPÓTESES

1: A corrente AUS1 com frequência carregada de 1KHz e duração de *burst* de 2ms induzirá maior produção de torque, quando comparada à corrente de baixa frequência.

2: A corrente AUS2 com frequência carregada de 4KHz e duração de *burst* de 4 ms eliciará maior conforto sensorial, quando comparada à corrente de baixa frequência.

3: As correntes de média e baixa frequência apresentarão semelhante eficácia.

4: A espessura da dobra cutânea se relacionará negativamente com a magnitude do torque extensor do joelho eliciado pela EENM e positivamente com o desconforto eliciado pelo estímulo elétrico.

4.0 REVISÃO DE LITERATURA

4.1 Estimulação elétrica neuromuscular

A EENM é a aplicação da corrente elétrica através de eletrodos de superfície para que seja transferida ao tecido musculoesquelético com o principal objetivo de induzir a contração muscular involuntária (5, 27). Há tempos atrás era aplicada apenas em ambiente clínico para a avaliação e reestabelecimento pós cirúrgico (4), reabilitação e prevenção de atrofia causadas por imobilização (28). Atualmente tem sido amplamente utilizada, tanto por indivíduos acometidos por algum tipo de disfunção do sistema locomotor quanto por sujeitos não acometidos, como ferramenta para complementar às rotinas de treinamento tradicional (4, 28-30).

A EENM é um recurso terapêutico não invasivo utilizado para a estimulação tanto de nervos sensoriais quanto motores (31). Evoca a contração muscular por duas vias: a periférica e a central (32, 33). Na via periférica não ocorre o envolvimento do sistema nervoso central (SNC), o estímulo elétrico é emitido para os neurônios motores posicionados abaixo do eletrodo, promovendo a despolarização dos axônios e a consequente contração das fibras musculares. Simultaneamente ocorre a despolarização dos axônios sensoriais eliciando a condução de sinais para o SNC e deste para a musculatura, evocando contração muscular adicional eliciada pelo envolvimento do SNC (via central) (32, 33).

A contração muscular induzida pelo estímulo elétrico possui determinadas características que a diferenciam da contração voluntária, tais como: induz um padrão de recrutamento das unidades motoras inverso ao estabelecido pelo princípio do tamanho proposto por Henneman (34). Assim, na EENM as unidades motoras maiores, composta por fibras brancas, são estimuladas anteriormente às unidades motoras menores, compostas por fibras vermelhas, pois são mais facilmente excitadas pelo estímulo elétrico (4, 5, 32); induz repetidas contrações da mesma fibra muscular promovendo maior custo metabólico (35) e maior fadiga (36, 37); recruta as unidades motoras de forma seletiva logo, por meio desta é possível selecionar a porção muscular que se deseja trabalhar; é espacialmente fixa e sincrônica (4, 38).

4.1.1 Parâmetros de modulação

a) **Forma de onda:** expressão que indica uma representação gráfica da forma, amplitude, duração e frequência do pulso (39).

- **Simétrica:** a quantidade de carga que se movimenta em cada direção (positiva e negativa) é igual (39).
- **Assimétrica:** a quantidade de carga que se movimenta em cada direção é desigual (39).
- **Monofásica:** a fase é a porção do pulso que se eleva acima ou abaixo da linha de base por um certo período de tempo. O pulso é monofásico quando apresenta apenas uma fase (15, 39).
- **Bifásica:** combinação de duas fases (15).
- **Senoidal:** consiste numa forma de onda que possui uma equação na qual uma variável é diretamente proporcional ao seno de outra variável (39).
- **Quadrada ou retangular:** onda cujo formato reflete a representação geométrica, assim como a forma de onda triangular (15, 39).

A Figura 1 descreve diferentes tipos de corrente e diferentes formas de onda.

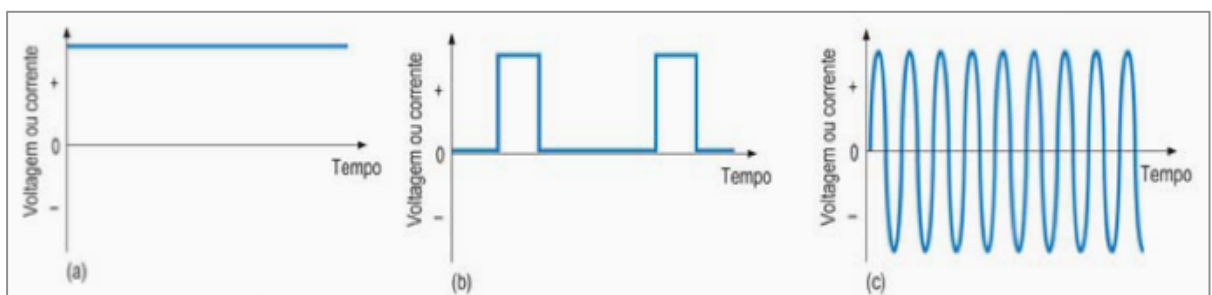


Figura1: (a): corrente direta; (b): corrente pulsada, retangular, monofásica; (c) corrente alternada, senoidal, bifásica (ROBERTSON et al., 2009)(15).

b) **Pulso:** denominação dada a uma forma de onda individual, representa uma subida e descida na amplitude (15, 39).

- **Burst:** Constituído por uma série de pulsos (39).

- **Duração do pulso ou largura de pulso:** Dada em μs , indica o período de tempo em que a corrente está fluindo em um ciclo. Na corrente monofásica a duração da fase é igual à duração do pulso, e na corrente bifásica é determinada pela combinação das duas fases (15).

c) Frequência

- Frequência do pulso: Dada em Hz, é a frequência com que o pulso se repete por segundo (15)
- Frequência do *burst*: é a frequência com que o *trem* de pulso se repete por segundo (15).
- Intervalo interpulso e *interburst*. Tempo entre o fim de um pulso/*burst* e o início do outro (15).

d) Frequência carregada ou portadora: é definida como a frequência de pulsos dentro do *burst* (39).

4. 2 Corrente elétrica

A corrente elétrica pode ser definida como movimento de carga elétrica carregada por segundo (15). Quando seu fluxo segue uma única direção, é denominada corrente direta (CD); quando os pulsos são unidirecionais e separados por intervalos entre eles, é denominada corrente direta pulsada (CD pulsada); quando são emitidos continuamente, é denominada corrente alternada (15). As correntes diferenciam-se umas das outras em função de seus parâmetros de modulação (15).

4.2.1 Corrente de baixa frequência

A corrente de baixa frequência é constituída por corrente do tipo pulsada. A corrente pulsada é assim denominada por fornecer pulsos intermitentes separados por um intervalo considerável entre cada pulso (Figura 1b) (40). Sua frequência pode variar de 1-200 Hz e a forma de onda pode ser modulada em monofásica ou bifásica (15, 20, 40).

4.2.2 Corrente de média frequência

A corrente de média frequência é constituída por corrente alternada. A corrente alternada recebe esta denominação por ser graficamente representada por forma de onda constituída de duas fases interligadas, uma positiva e outra negativa (Figura 1c). Caracteriza-se pelo fornecimento do estímulo em *bursts* onde cada *burst* é composto por vários pulsos (15, 40). Normalmente é modulada com frequência de 1-10 kHz com forma de onda simétrica e bifásica, e *bursts* de baixa frequência (entre 1-200 Hz) (20, 23). São exemplos de correntes de média frequência a corrente Russa e a corrente Australiana (15, 24).

A corrente de média frequência há muito é utilizada para fins reabilitativos (41, 42). Seu uso no âmbito desportivo tornou-se mundialmente difundido na década de 70, após os relatos do médico russo Yakov Kots de que podia gerar ganhos de força em atletas em valores superiores a 40% (43). Kots utilizou uma corrente de média frequência comercialmente chamada de corrente Russa, com frequência portadora de 2.500Hz, modulados em bursts de 50Hz (duração de 10ms e intervalo *interburst* de 10 ms) e duração de fase de 200 μ s (15). Embora os seus protocolos experimentais não tenham sido bem documentados e seus resultados nunca tenham sido reproduzidos, o interesse pelo treinamento via EENM para induzir o aprimoramento da performance física foi despertado em nível mundial (43).

4.3 Os efeitos das correntes de média e baixa frequência sobre a magnitude do torque articular e o desconforto sensorial.

Estudos indicam que a EENM é uma técnica terapêutica capaz de gerar adaptações neurais e na estrutura miofibrilar que ocasionam implementos em força (30, 44). De modo semelhante à contração muscular realizada de forma voluntária, de forma aguda a EENM induz o dano muscular, uma das vias de sinalização para a ocorrência de hipertrofia das fibras musculares (45). De forma crônica, o treinamento com a EENM modifica a expressão genética levando à alterações no fenótipo da fibra muscular (30, 46) e induz o aumento do número de células satélites (47).

Para induzir ganhos em força, uma das importantes variáveis a ser considerada é a intensidade do treinamento (45). Na EENM esta é estabelecida pela amplitude de corrente aplicada de modo que quanto maior a amplitude de corrente,

maior a intensidade da força muscular evocada, maior a intensidade do treinamento. Porém, o forte desconforto associado ao estímulo elétrico limita a ampliação da intensidade de corrente aplicada e conseqüentemente a intensidade do treino (48). Com baixas amplitudes de corrente o estímulo não atinge de forma eficiente as fibras musculares mais profundas (4) e menor unidade motora é ativada, comprometendo a eficácia da eletroterapia para induzir ganhos em força muscular.

Tem sido afirmado que para o fortalecimento muscular, a corrente de média frequência é mais eficaz do que a corrente de baixa frequência por eliciar maior torque articular e menor desconforto sensorial (23). Entretanto, os estudos sobre o tema apresentam resultados controversos. Brasileiro e colaboradores (49), em estudo com 18 sujeitos do sexo masculino, compararam os efeitos da corrente média frequência (Russa - frequência portadora de 2500 Hz, modulada em 50 bursts por segundo, duração de fase de 200 μ s e intervalo interburst de 10 ms) com outra de baixa frequência (50 Hz, duração de fase de 300 μ s e intervalo de 20 ms) sobre o desconforto eliciado e a capacidade de gerar torque isométrico do músculo quadríceps femoral. Esse estudo demonstrou que tanto a corrente Russa, quanto a de baixa frequência geraram pico de torque (PT) e índice de conforto similares.

Esses achados foram parcialmente confirmados em estudo no qual, Aldayel e colaboradores (18) compararam a magnitude do torque produzido entre a corrente de baixa frequência (bifásica, simétrica, retangular, com frequência de 75 Hz e duração de pulso de 400 μ s) e a de média frequência (senoidal, com frequência carregada de 75Hz, com duração de pulso de 400 μ s e duração de *burst* de 6,5 ms). Os resultados encontrados mostraram que durante a EENM, a corrente de média frequência induz menor ativação muscular que a corrente baixa frequência, apesar de não haver diferença significativa entre as correntes na magnitude do torque evocado. Semelhantemente, Liebano e Alves (50), em pesquisa com 45 sedentárias, compararam o índice de desconforto sensorial eliciado por correntes de baixa (FES) e média frequência (Russa) no músculo quadríceps. A corrente de baixa frequência utilizada foi modulada com forma de onda pulsada bifásica simétrica retangular, com largura de pulso de 400 μ s e frequência de 50 Hz. A de média frequência foi modulada com forma de onda simétrica retangular, largura de pulso de 400 μ s, frequência portadora de 2.500 Hz e frequência de modulação de 50 bursts por

segundos. Os autores observaram que não houve diferença significativa entre os dois tipos de corrente em relação ao desconforto sensorial eliciado.

Resultados semelhantes foram observados por Ward e colaboradores (14), em estudo no qual os autores compararam a magnitude do torque e o nível de desconforto eliciados por quatro tipos de corrente, duas de baixa frequência (pulsada monofásica) e duas de média frequência (Russa e Aussie). A corrente Aussie (1 KHz modulada em bursts de 50 Hz, duração de burst de 4 ms e intervalo *interburst* de 16 ms) foi a mais confortável dentre as correntes analisadas, produziu valores de torque similares às correntes de baixa frequência, e torque significativamente maior que a corrente Russa. Ademais, os resultados mostraram que não houve diferença significativa entre o desconforto sensorial causado pelos diferentes tipos de corrente. Assim, os autores concluíram que o tipo de corrente (baixa ou média frequência) parece não depender do fator conforto para induzir maior torque articular, e sim de outras variáveis que necessitam de mais investigação científica.

Contradizendo parcialmente os achados acima, Ogura et al. (24) compararam duas correntes de média frequência (Russa e Australiana) com uma de baixa frequência. A corrente Australiana foi modulada com frequência carreada de 1 KHz, burst com 4 ms de duração, intervalo *interburst* de 16 ms e duração de fase de 500 μ s; a Russa com frequência carreada de 2,5 KHz, *burst* e intervalo *interburst* com 10 ms de duração de fase de 200 μ s, e a Pulsada com duração de fase de 500 μ s e 200 μ s. Todas as correntes foram moduladas com frequência de pulso/*burst* de 50 Hz. Seus resultados mostraram que as correntes eliciaram semelhante nível de desconforto porém, a corrente Russa evocou menor torque articular que as demais, e não houve diferença significativa na magnitude do torque evocado pelas correntes Australiana e baixa frequência. De modo semelhante, Laufer et al. (51) compararam o torque gerado pelos extensores do joelho entre a corrente de média frequência (2,5 KHz, frequência de 50 Hz) e a corrente de baixa frequência (frequência de 50 Hz), e encontraram em seus resultados que o torque evocado pela corrente de baixa frequência foi significativamente maior que o produzido pela corrente de média frequência.

A ampla possibilidade de combinação entre os tipos de corrente e os parâmetros de modulação (frequência de pulso, largura do pulso, frequência

carreada, duração do *burst*, dentre outros) torna a comparação entre as correntes de média e baixa frequência, no que diz respeito à eficácia, muito complicada. Ward e Toumbourou (23), em estudo com 26 adultos jovens, investigaram a duração de *burst* ideal para atingir o limiar sensorial, motor e doloroso, utilizando corrente alternada senoidal com *burst* de 50 Hz nas frequências de 1 e 4 KHz. Os autores observaram em seus resultados que a corrente alternada com *burst* de curta duração (1-4 ms) induziu elevada estimulação sensorial e motora antes de estimular as fibras de dor (fibras c). Deste modo, os autores concluíram que a corrente de média frequência modulada com *burst* de curta duração é mais indicada que a corrente pulsada e que a corrente modulada com *burst* de longa duração (10 ms) para otimizar a eficiência do estímulo. Posteriormente, Laufer e Elboim, (16) compararam o torque máximo, a fadiga e o nível de desconforto eliciados por 4 tipos de corrente, sendo uma pulsada (quadrada, bifásica com frequência de 50 Hz) e três alternada, moduladas com igual frequência carreada (2,5 KHz) e com diferente frequência e duração de *burst*: a tradicional corrente Russa (ciclo de trabalho de 50% e frequência de *burst* de 50 Hz), e as outras duas moduladas com frequência de *burst* de 50 Hz (ciclo de trabalho de 20%) e 20 Hz (ciclo de trabalho de 20%). Seus resultados mostraram que em relação ao torque produzido, não houve diferença significativa entre as correntes; entretanto, no que diz respeito à fadiga, a corrente de baixa frequência mostrou-se a menos fatigante dentre as correntes analisadas. Entre as correntes de média frequência, maior fadiga foi induzida pela corrente modulada com maior duração de *burst*.

Analisando a influência dos diferentes parâmetros de modulação, Ward et al. (14) compararam duas correntes de média frequência: a corrente Russa (2,5 KHz, ciclo de trabalho de 50%) e a Australiana (1 KHz, com ciclo de trabalho de 20%) com duas correntes de baixa frequência (duração de pulso de 500 μ s e 200 μ s), para verificar o efeito do ciclo de trabalho e da frequência carreada sobre o torque evocado. Os autores observaram em seus resultados que as duas correntes alternadas mostraram-se mais confortáveis que as duas correntes pulsadas, e que a frequência de 1-10 KHz a um ciclo de trabalho ideal (20%) otimiza a eficácia do estímulo elétrico. De modo semelhante, Szecsi (12) investigou os efeitos do tipo de corrente (baixa frequência x média frequência) e do ciclo de trabalho sobre o

desconforto sensorial e sobre o torque isométrico dos extensores do joelho. Em seu estudo, a corrente de baixa frequência foi modulada com o tipo de onda retangular bifásica e duração de pulso de 0,125 ms, a corrente de média frequência foi modulada com onda senoidal, frequência carreada de 4 KHz e duração de pulso de 0,25 ms. Seus resultados mostraram que a corrente de baixa frequência eliciu maior torque que a corrente de média frequência; porém, as duas correntes apresentaram resultados semelhantes quando moduladas em seu ciclo de trabalho ótimo (14% e 20%) no que diz respeito à eficácia do estímulo e ao nível de desconforto eliciado.

4.4 Os efeitos da espessura da dobra cutânea sobre a magnitude do torque articular e o desconforto sensorial.

Os tecidos biológicos não são homogêneos quanto às suas características e essa desigualdade implica em alteração na impedância do tecido ao estímulo elétrico (15). A resistividade da pele, do tecido subcutâneo subjacente e do músculo são diferentes entre si (9, 11) e esta diferença parece influenciar na eficácia da EENM (8, 9).

A espessura do tecido adiposo subcutâneo pode variar entre as diferentes partes do corpo e entre os sujeitos (8). Esta variação parece influenciar nos efeitos da EENM tornando-se assim uma importante variável a ser considerada durante a eletroterapia. Pode ser mensurada de diferentes maneiras, como por exemplo por meio do adipômetro, e do ultra-som (52). Apesar de apresentar menor acurácia, se comparado ao ultrassom, o adipômetro é bastante utilizado pelo seu baixo custo, fácil manuseio e aplicabilidade.

Buscando investigar a influência da espessura do tecido subcutâneo sobre a eficiência da estimulação elétrica em alcançar o tecido muscular, Petrofsky (8) investigou o efeito do tecido subcutâneo na transmissão do estímulo elétrico da pele em direção ao músculo. Encontrou em seus resultados que entre a pele, o tecido adiposo subcutâneo e o músculo, o tecido adiposo apresentou maior resistência à EENM, reduzindo a amplitude de corrente a alcançar o músculo. Assim, o autor concluiu que quanto mais espessa a camada de gordura, menor a quantidade de energia que alcança o tecido muscular. Esse mesmo autor e colaboradores (9), utilizando uma amostra composta por 25 indivíduos (10 homens e 15 mulheres),

comparam diferentes espessuras de tecido subcutâneo e suas relações com a amplitude de corrente necessária para alcançar o limiar motor em três músculos: bíceps, gastrocnêmio e quadríceps. Os autores observaram que o músculo com maior tecido adiposo subjacente (quadríceps) requereu maior amplitude de corrente para evocar a contração muscular, vindo a sugerir que existe uma dose dependência entre a amplitude de corrente elétrica necessária para estimular a musculatura e a espessura do tecido adiposo subcutâneo.

Dado que existe uma relação direta entre a intensidade de corrente aplicada e a magnitude do torque produzido (4, 48), Miller et al. (7) investigaram o efeito da espessura do tecido adiposo subcutâneo sobre a magnitude do torque evocado pela EENM e sobre a intensidade de corrente requerida para eliciar a contração máxima de modo involuntário. Neste estudo, 29 sujeitos foram distribuídos em três categorias de acordo com a variação na EDC (categoria 1= 7,0mm-20.6mm, categoria 2= 20.8-24.8, categoria 3= 25.1 –38.5). Seus resultados mostraram haver uma correlação positiva entre a EDC e a intensidade de corrente requerida para evocar elevado torque articular; sujeitos com menor EDC toleraram menor amplitude de corrente, quando comparados à indivíduos com maior EDC. Entretanto, esta diferença não foi significativa. Para a produção do torque articular, os resultados mostraram que a variação na EDC não influenciou na magnitude do torque evocado pela EENM. Os autores concluíram que a magnitude do torque gerado não é dependente da EDC, e sim do tipo de fibra muscular ativada pelo estímulo elétrico.

Em relação ao desconforto eliciado pela EENM, Belanger e colaboradores (53), objetivando investigar se o desconforto associado à máxima contração isométrica eliciada pelo estímulo elétrico é proveniente do tecido cutâneo (superficial) ou muscular (profundo), anestesiaram o nervo femoral e analisaram a variação de desconforto mediante o momento em que foi avaliado: antes e após o bloqueio sensorial. Seus resultados mostraram que os sujeitos sentiram desconforto significativamente maior antes de serem anestesiados se comparados a mensuração após. Principalmente em relação à sensação associada ao tecido cutâneo (queimação). Entretanto, em relação à sensação associada ao tecido muscular (pontadas), não houve alteração e em alguns sujeitos ela foi ampliada. Diante destes

resultados, os autores concluíram que o desconforto associado á EENM parece ser oriundo de vias sensoriais musculares, ou seja, mais profundas.

Em estudo com 40 sujeitos (20 homens e 20 mulheres), Maffiuletti e colaboradores (10) investigaram se existe diferença entre os sexos no que diz respeito ao limiar sensorial, motor e supra motor e o nível de dor associado a cada um deles. Os autores usaram uma corrente com duração de pulso de 400 μ s, 10 segundos *ON* e 5 segundos *OFF* e duas diferentes frequências: 10 e 75 Hz. Seus resultados mostraram que em ambas as situações, as mulheres apresentaram limiar sensorial mais baixo. Os pesquisadores sugeriram que estes resultados pode estar relacionado à diferença na EDC entre os sexos (as mulheres apresentaram maior tecido cutâneo subjacente do que os homens).

5. MATERIAIS E MÉTODOS

5.1 Caracterização da Pesquisa

Este estudo caracterizou-se como uma pesquisa descritiva cujas variáveis independentes do estudo foram a estimulação elétrica neuromuscular e a espessura da dobra cutânea, e as variáveis dependentes foram o torque isométrico extensor do joelho e o índice de desconforto sensorial.

5.2 Aspectos Éticos

A participação na pesquisa ocorreu de forma voluntária. Sendo assim, foi garantida a liberdade de desistência da participante a qualquer momento. As coletas de dados foram realizadas apenas após a assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido- TCLE (ANEXO I) pela voluntária. O TCLE referiu-se à descrição dos objetivos gerais, ao procedimento da pesquisa e de seu caráter voluntário.

Todos os dados e materiais coletados foram preservados de forma sigilosa, sendo utilizados apenas para fins deste estudo. Nenhum procedimento de avaliação e intervenção teve caráter invasivo e todos os equipamentos utilizados eram 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 oferecendo nenhum risco de lesão ao participante.

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos apresentado como protocolo de número 58/13 (ANEXO II) - Faculdade de Ciências da Saúde- Universidade de Brasília.

5.3 Amostra

A seleção dos participantes da pesquisa se deu de modo não probabilístico de conveniência por acessibilidade. As voluntárias foram recrutadas por meio de cartazes espalhados pela Universidade de Brasília, convite pessoal e via email.

Foram selecionadas 37 voluntárias. Entretanto, 4 não alcançaram o torque mínimo pré estabelecido (30% da CIVM), 2 apresentaram intolerância ao estímulo elétrico, 3 não seguiram as orientações a serem cumpridas no dia anterior à

realização do teste e 3 não retornaram ao segunda dia de teste. Assim, 12 voluntárias foram excluídas da amostra. A figura 2 representa o desenho metodológico do estudo.

O tamanho da amostra foi determinado pelo *G* Power* (versão 3.13; Universidade de Trier, Alemanha). Um estudo piloto foi conduzido com 8 sujeitos para avaliar o tamanho do efeito para a variável independente (estimulação elétrica). Para isso, o nível de significância foi estabelecido em 5% ($p= 0,05$) e um *power* ($1-\beta$)= 0,95, a fim de detectar um grande efeito ($f^2 > 0,1$) (54).

Com base nestes cálculos e no estudo piloto, definimos o tamanho da amostra com $n= 20$. Entretanto, a amostra do estudo foi composta por 25 mulheres fisicamente ativas (idade= $22,3 \pm 3$ anos; massa corporal= $59 \pm 8,5$ kg; altura= $166,3 \pm 7,3$ cm)

As participantes foram instruídas a não fazer uso de suplementos nutricionais ou ergogênicos durante o período do estudo, a não realizar qualquer atividade física vigorosa ou não habitual no dia anterior ao teste. Todos os testes foram realizados na mesma hora do dia. Previamente à participação no estudo, todas as voluntárias leram e assinaram o TCLE.

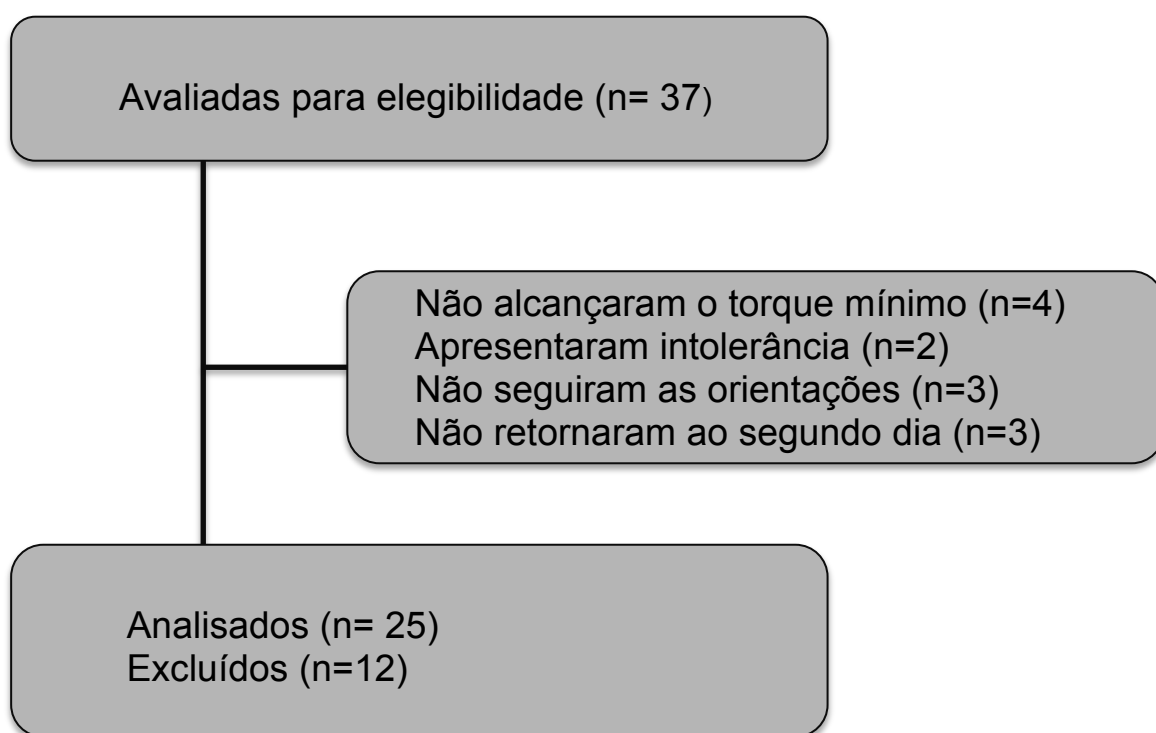


Figura 2: Desenho metodológico.

5.4 Critérios de inclusão e exclusão

Para a seleção dos participantes, foram adotados os seguintes critérios:

- Idade entre 18-35 anos;
- Não fazer uso contínuo de analgésicos, tranquilizantes, antidepressivos ou qualquer outro agente central;
- Fazer uso de contraceptivo oral por no mínimo três meses (os contraceptivos utilizados pelas voluntárias eram pílulas contendo etinil estradiol e gestagen).
- Ser classificada como fisicamente ativo, de acordo com o *International Physical Activity Questionnaire* (IPAQ)(ANEXO III)
- Alcançar torque mínimo de 30% da CIVM durante a EENM;
- Não apresentar qualquer disfunção músculo esquelética que pudesse interferir na realização dos testes;

Foram critérios de exclusão:

- Apresentar algum tipo de disfunção músculo esquelética que pudesse interferir no teste;
- Apresentar intolerância à eletroestimulação neuromuscular;

5.5 Procedimento experimental

As voluntárias realizaram duas visitas ao laboratório de treinamento de força em dois dias separados por um intervalo mínimo de 5 dias entre cada visita. A primeira visita ocorreu entre o décimo quarto e o vigésimo primeiro dia do ciclo menstrual (fase ativa), e foi dedicada ao fornecimento de explicação detalhada sobre os procedimentos do estudo, familiarização das participantes com os quatro tipos de estímulo e com os procedimentos dos testes, avaliação antropométrica e determinação da máxima intensidade de corrente tolerada.

A segunda visita ocorreu entre o primeiro e o sétimo dia do ciclo menstrual (fase inativa). Considerado o dia de teste, neste foram registrados o nível de desconforto percebido durante a EENM e imediatamente após a sua aplicação (Figura 4); o torque isométrico extensor do joelho induzidos pelo estímulo elétrico, e a amplitude do estímulo aplicado em cada uma das correntes. Neste caso, a amplitude de corrente, até então tida como máxima tolerada, foi aumentada até que o sujeito relatasse ter recebido a máxima intensidade de corrente no segundo dia. Este procedimento foi adotado em decorrência do possível efeito da adaptação com o estímulo elétrico (55).

Empregamos o método de ensaio duplo cego, no qual nem a voluntária nem o operador do aparelho fornecedor do estímulo elétrico sabiam qual a modalidade de corrente a ser aplicada, pois um pesquisador assistente estabeleceu os parâmetros da corrente, sem o conhecimento do operador e da voluntária. A amplitude da corrente foi aumentada pelo operador de modo que apenas o parâmetro indicador da amplitude de corrente pudesse ser visualizado, pois o painel do equipamento foi vedado durante o teste mantendo os demais parâmetros de modulação da corrente desconhecidos.

5.5.1 Avaliação antropométrica

Para descrever a amostra, foram mensuradas a estatura e a massa corporal das voluntárias. Todos os participantes estavam com os pés descalços e vestindo roupas leves como top e shorts.

A estatura foi mensurada utilizando-se um estadiômetro da marca Country Technology modelo 67034 com resolução de 1 cm. A avaliada foi posicionada em pé, de forma ereta, com os membros superiores pendentes ao lado do corpo, os pés unidos e as superfícies posteriores dos calcanhares, nádegas, cintura escapular e região occipital em contato com a escala de medida.

A massa corporal foi mensurada utilizando-se uma balança digital da marca Filizola modelo Personal Life com resolução de 10 mg. O avaliado posicionou-se de pé, no centro da plataforma da balança, em posição ereta, de costas para a escala de medida, com os membros superiores pendentes ao lado do corpo, os pés afastados à largura dos quadris, o peso do corpo distribuído em ambos os pés e o olhar em um ponto fixo à sua frente.

5.5.2 Mensuração da dobra cutânea

A mensuração das dobra cutâneas foi efetuada por um único avaliador com um adipômetro científico da marca Lange (Cambridge Scientific Industries, Inc., Cambridge, Maryland). Foi avaliada a DC medial da perna dominante (56, 57).

5.5.3 Avaliação da CIVM e do torque evocado pela EENM

Todos os procedimentos foram realizados com a perna dominante das voluntárias. Os sujeitos foram posicionados na cadeira do dinamômetro isocinético (System 3, Biodex Medical Systems, Shirley, NY) com o quadril posicionado a 90° de flexão e o joelho a 60° de flexão (0° de extensão total)(58). O braço de alavanca afixado \approx 3 centímetros acima do maléolo lateral da fíbula e o eixo de rotação do dinamômetro alinhado ao epicôndilo lateral do fêmur, sendo que o tornozelo permaneceu livre. Os sujeitos foram estabilizados na cadeira do dinamômetro isocinético por meio de cintas diagonais e pélvica. A calibração do aparelho foi efetuada antes de cada sessão de teste, de acordo com especificações do

fabricante. As participantes receberam o *feedback* visual em tempo real, fornecido pelo equipamento e foram encorajadas verbalmente a realizar o esforço máximo.

Antes de se iniciar o teste, os sujeitos tiveram a coxa tricotomizada e limpa com álcool isopropílico nos locais onde os eletrodos foram fixados. Após esses procedimentos básicos, os sujeitos realizaram o aquecimento muscular caracterizado pela realização de 1 série de 10 contrações voluntárias de forma concêntrica e excêntrica a 180°/s no dinamômetro isocinético. Em seguida, os sujeitos foram orientados a realizar 3 CIVM com o joelho posicionado a 60° de flexão durante 10 s, separadas por IR de 3 minutos. Foi registrada a contração que eliciou o maior pico de torque (PT).

Um estimulador elétrico Neurodyn 2.0 (Ibramed, SP, Brasil) foi conectado à cabos isolados e os cabos foram conectados a dois pares de eletrodos auto adesivos com de 50 X 50 mm (Valutrode; Axelgaard Fallbrook, CA), posicionados como descrito (Figura 3): Canal 1: O eletrodo distal foi fixo a 80% da linha que se forma entre a espinha ilíaca anterior superior e o espaço da articulação em frente da borda anterior do ligamento medial, o eletrodo proximal foi fixo a 15-20 cm acima do eletrodo distal, sobre o músculo vasto medial (9). Canal 2: O eletrodo distal foi fixo a 2/3 da linha que se forma a partir da espinha ilíaca anterior superior ao lado lateral da patela, enquanto que o eletrodo proximal foi fixo a 15-20 cm acima do eletrodo distal, sobre o ventre muscular do vasto lateral (59)

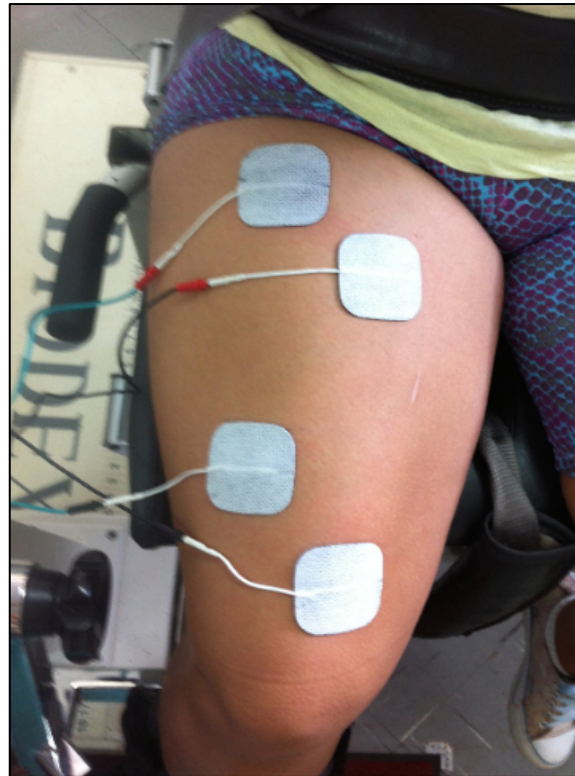


Figura 3: Posicionamento dos eletrodos

Para a aplicação do estímulo elétrico foram empregadas 4 tipos de corrente, aplicadas em ordem randomizada em cada um dos participantes. A randomização foi realizada no software www.randomization.com. As correntes de baixa frequência foram moduladas com duas diferentes duração de pulso (500 μ s e 250 μ s), e as correntes de média frequência foram moduladas com frequência carreada de 1K Hz, duração de pulso de 500 μ s e duração de *burst* de 2ms e 4 KHz, com duração de pulso de 250 μ s e duração de *burst* de 4ms. De forma sintética, as duas correntes de baixa frequência diferiram entre si quanto à duração de fase, enquanto que as duas correntes de média frequência diferiram entre si quanto a frequência carreada e duração de pulso. Porém, todas as correntes foram moduladas com a mesma frequência de *burst*. Os parâmetro de modulação estão melhor descritos no Quadro1.

Quadro1: Parâmetros de modulação das correntes Australiana e baixa frequência

	Corrente de baixa frequência		Corrente de média frequência	
	FES1 (mA)	FES2 (mA)	AUS1 (mA)	AUS2 (mA)
Frequência do pulso	50 Hz	50 Hz	Não aplicável	Não aplicável
Duração do pulso	500 μ s	250 μ s	500 μ s	250 μ s
Frequência carregada	Não aplicável	Não aplicável	1000 Hz	4000 Hz
Frequência do <i>burst</i>	Não aplicável	Não aplicável	50 Hz	50 Hz
Duração do <i>burst</i>	Não aplicável	Não aplicável	2 ms	4 ms
Tempo de estímulo (subida/descida)	10 s (3 s/1s)	10 s (3 s/1s)	10 s (3 s/1s)	10 s (3 s/1s)
Tempo desligado			18 ms	16 ms

FES: corrente de baixa frequência; AUS: corrente de média frequência, μ s: micro segundos; mA: mili ampere; Hz: hertz;

Para a determinação da máxima intensidade de corrente, a amplitude foi gradativamente aumentada de 0 mA a aproximadamente 1mA/segundo até que o sujeito relatasse ter recebido o máximo de intensidade tolerada. Quando o sujeito relatou ter recebido a máxima intensidade de corrente tolerada, foi realizada uma série de 3 contrações induzidas pelo estímulo elétrico em cuja corrente foi aplicada com tempo *On* de 10 segundos, com rampa de subida de 3 segundos, rampa de descida de 1 segundo e IR de 3 segundos cada contração. Foi registrado o maior PT eliciado pelo estímulo elétrico. Os indivíduos foram sistematicamente orientados a manterem-se o mais relaxado possível durante a EENM. Todos os parâmetros físicos do estimulador foram checados por meio de um osciloscópio (DS1050E, *Rigol, Ohio, US*). O PT evocado pela EENM foi consistentemente normalizado pelo torque produzido pela CIVM. Afigura 4 apresenta o desenho experimental do estudo para uma melhor compreensão.

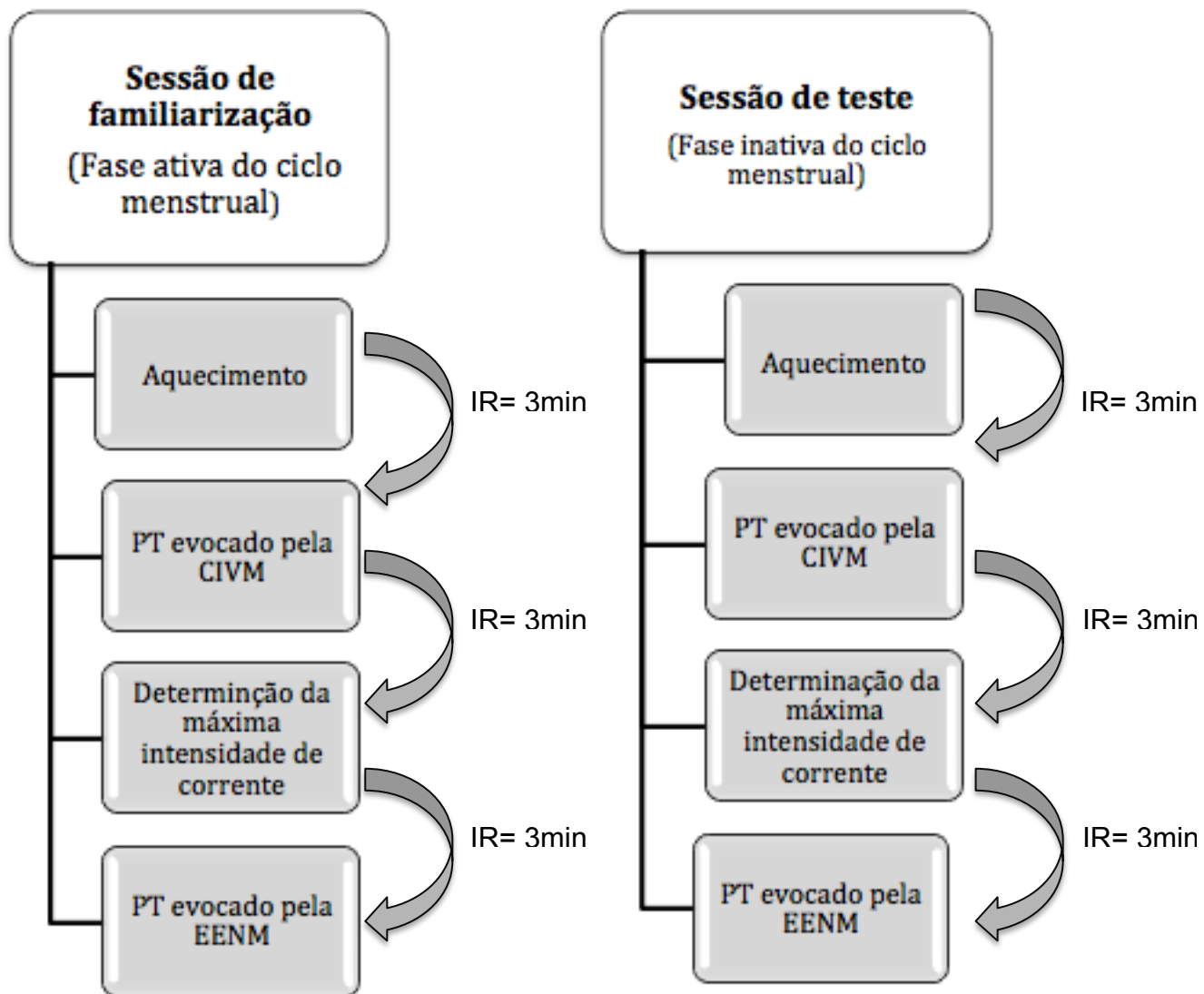


Figura 4: Desenho experimental do estudo

5.5.4 Avaliação do desconforto sensorial eliciado pela EENM

O nível de desconforto foi avaliado por meio de uma escala visual analógica com 100 mm na qual "0" representou nenhum desconforto e "100" o máximo desconforto percebido (Figura 5). A EVA foi apresentada à voluntária no momento em que a máxima intensidade de corrente tolerada foi percebida (terceira contração), e imediatamente após a mensuração do torque eliciado pela EENM (após o

eletroestímulo ter sido cessado). Os sujeitos foram orientados a apontar na EVA qual o nível de desconforto eliciado pelo estímulo fornecido.

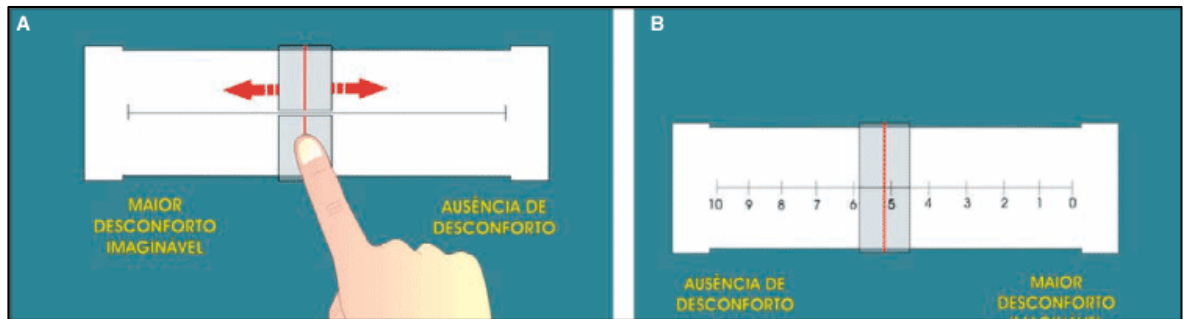


Figura 5-A Escala visual analógica- Frente. B: Escala visual analógica- Verso (Fonte: Leal et al., 2007)(60)

5.5.5 Avaliação da eficácia da EENM

A eficácia do estímulo elétrico é representada relação entre o torque (N.m) e o nível de desconforto (EVA) eliciado pela EENM (PT / EVA)(12).

6.0 Análise estatística

6.1 Efeito do tipo de corrente aplicada (Australiana x corrente de baixa frequência) sobre o PT e o desconforto sensorial

O torque eliciado pelo estímulo elétrico foi normalizado pela porcentagem do torque máximo evocado de forma voluntária. Todos os valores do texto são apresentados como média e desvio padrão (\pm DP). A normalidade da distribuição foi verificada utilizando-se o teste de *Shapiro Wilk*. Para a comparação entre os resultados das variáveis dependentes (pico de torque e nível de desconforto eliciados pela EENM) em cada tipo de corrente aplicada, recorreu-se à ANOVA para medidas repetidas. O teste *t* pareado foi utilizado para a comparação do desconforto percebido durante e imediatamente após a aplicação do estímulo elétrico. Toda a análise estatística foi realizada por meio do programa *Statistical Package for the Social Science* (SPSS) versão 21. Em todas as situações foi considerado o nível de confiança de 5% ($p= 0,05$).

6.2 Efeito da espessura da dobra cutânea sobre o PT e o desconforto sensorial eliciados por FES2

Todos os valores são relatados no texto como média e desvio padrão (\pm DP). A normalidade dos dados foi verificada pelo teste de *Shapiro-Wilk*. O teste de correlação de *Pearson* foi realizado para determinar o grau de associação entre a EDC e a intensidade de corrente requerida, o torque eliciado pela EENM e o desconforto induzido pelo estímulo elétrico. O teste *t* não pareado foi usado para verificar a diferença entre os grupos em relação a EDC, a intensidade de corrente requerida, o torque evocado pela EENM e o desconforto eliciado pela EENM. Todas as análises estatísticas foram realizadas usando-se o *software* SPSS (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Em todas as situações foi considerado o nível de confiança de 5% ($p= 0,05$).

7.0 Resultados

7.1 Efeitos do tipo de corrente aplicada (Australiana x corrente de baixa frequência) sobre o PT e o desconforto sensorial

Os principais resultados encontrados para os diferentes tipos de corrente estão descritos na tabela 1. Para o máximo torque evocado, as correntes moduladas com maior largura de pulso -FES1 e AUS1- induziram magnitude de torque articular significativamente maiores que as correntes moduladas com menor largura de pulso. FES2 e AUS2- ($p < 0,01$). FES1 evocou torque 21% superior a FES2 ($p < 0,01$) e 23% maior que AUS2 ($p < 0,01$). AUS1 produziu torque 21% maior que FES2 ($p < 0,01$) e 22% maior que AUS2 ($p < 0,01$). Não houve diferença significativa entre FES1 e AUS1 ($p > 0,05$), bem como entre AUS2 e FES 2 ($p > 0,05$). A média da CVM foi de 158,98 ($\pm 29,25$).

Em relação à amplitude de corrente requerida, as correntes moduladas com maior largura de pulso requereram menor amplitude de corrente que as moduladas com menor largura de pulso ($p < 0,01$). FES2 requereu amplitude de corrente 32% superior a FES1 ($p = 0,01$); AUS1 requereu 11% menos que FES2 ($p = 0,01$) e 23% mais que AUS2 ($p = 0,01$). De acordo com os resultados encontrados, não houve diferença entre os quatro tipos de corrente em relação à eficácia do estímulo eliciado ($p > 0,05$)

TABELA 1 Média e desvio padrão da máxima intensidade de corrente requerida, pico de torque evocado, desconforto sensorial percebido durante a EENM, e da eficácia da corrente.

	Intensidade corrente (mA)	Torque evocado (% MVC)	Desconforto (0-10)	Eficácia da corrente (N.m/EVA)
FES1	74.804± 22,18 ^{†*}	58.01± 11.02 [†]	9.6± 1.29 ^{†#}	6,04±1,98
FES2	110.8± 12,9 ^{†#}	45.86± 10.64 [#]	7.72± 2.1 ^{†‡}	5.94±4,9
AUS1	84.04± 21,5 ^{*#‡}	57.43± 11.61 ^{#‡}	9.78± 0.49 ^{*‡}	5,87±4,93
AUS2	109.68± 18,9 [‡]	44.51± 10.52 ^{†‡}	7.94± 2.78 [#]	5,6±4,9

* Indica diferença estatisticamente significativa no torque evocado entre: FES1 e FES2 ($p= 0,01$), † entre FES1 e AUS 2 ($p= 0,01$), # entre FES2 e AUS1 ($p= 0,01$), ‡ AUS1 e AUS2 ($p= 0,01$); † Indica diferença significativa para a intensidade de corrente aplicada entre FES1 e FES2 ($p= 0,01$), * FES1 e AUS1 ($p= 0,01$), #FES2 e AUS1 ($p= 0,01$), ‡ AUS1 e AUS2 ($p= 0,01$); † Indica diferença estatisticamente significativa para o desconforto eliciado entre FES1 e FES2 ($p= 0,02$), ‡FES2 e AUS1 ($p= 0,04$), * AUS1 e AUS2 ($p= 0,01$), # entre FES1 e AUS2 ($p= 0,01$).

A figura 6 descreve a percepção de desconforto durante e imediatamente após a EENM Para os quatro tipos de corrente analisadas, o nível de desconforto foi significativamente maior quando mensurado durante a aplicação do estímulo elétrico se comparado aos valores observados quando mensurado imediatamente após ($p<0,05$). FES1 mostrou-se 18% mais desconfortável durante a EENM que imediatamente após ($p=0,01$); FES2 16% ($p=0,01$); AUS1 20% ($p=0,01$) e AUS2 19% ($p=0,01$).

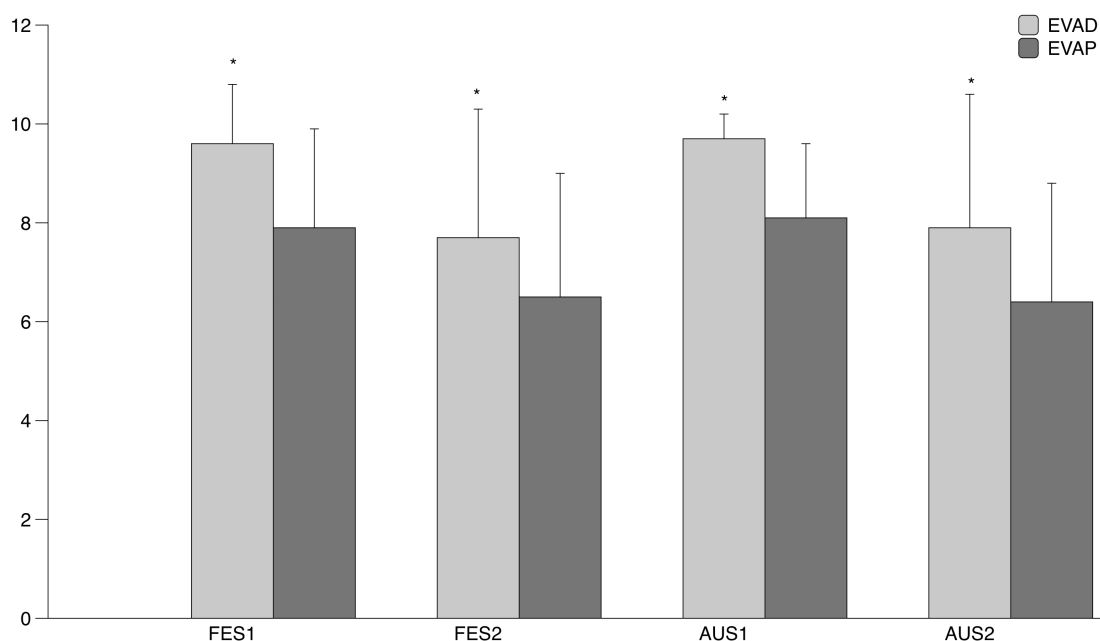


Figura 6: Média e desvio padrão dos valores do desconforto percebido durante a aplicação do estímulo elétrico e imediatamente após (EVA). *: representa diferença significativa entre os valores observados nos diferentes momentos do teste (durante e imediatamente após a EENM); EVAD: escala visual analógica durante a EENM; EVAP: escala visual analógica pós a EENM.

7.2 Efeito da espessura da dobra cutânea sobre o PT e o desconforto sensorial eliciados por FES2

A EDC correlacionou-se positivamente com a intensidade de corrente ($r=0,54$, $p= 0,01$; Figura 7A), e negativamente com o torque evocado pela EENM. ($r=-0,56$, $p= 0,01$; Figure 7B). Não houve correlação estatisticamente significativa ente a EDC e o desconforto eliciado pelo estímulo elétrico ($r=0,06$, $p=0,79$; Figura 7C).

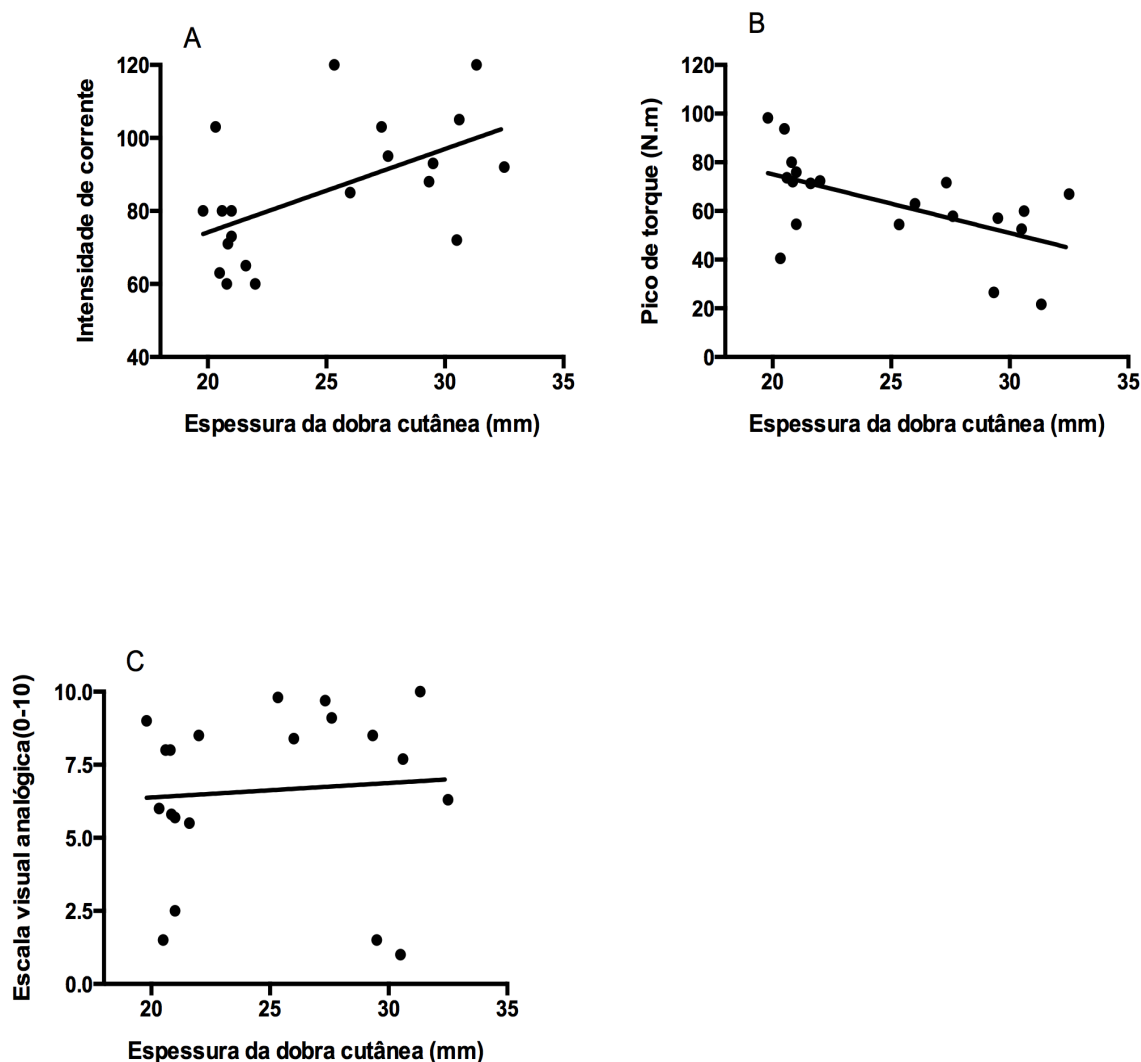


Figura : 7A- Correlação entre a intensidade de corrente aplicada (mA) e a dobra cutânea medial da coxa, dada em milímetro (mm) ($r=0,54$, $p= 0,01$), **7B-** Correlação entre a dobra cutânea medial da coxa dada em milímetro (mm) e o torque isométrico extensor do joelho (N.m) eliciado pela EENM, expressa como porcentagem da contração isométrica voluntária máxima ($r=-0,56$, $p= 0,01$). **7C-** Correlação entre a dobra cutânea medial da coxa (mm) e o grau de desconforto sensorial, fornecido pela escala visual analógica (EVA) ($r=0,06$, $p=0,79$).

Os principais resultados por subgrupos estão representados na figura 8 e na tabela 2. A EDC e a máxima intensidade de corrente requerida foram significativamente maiores em sujeitos com maior EDC (G2) do que em sujeitos com menor EDC (G1) ($p<0.01$ e $p=0,03$, respectivamente), com diferença média entre os subgrupos de 29% e 24%, respectivamente. O torque máximo evocado foi significativamente mais baixo em sujeitos com maior EDC do que em indivíduos com

menor EDC ($p < 0,01$) com diferença média entre os grupos de 28%. O desconforto eliciado pela EENM não diferiu significativamente entre os subgrupos ($p = 0,42$).

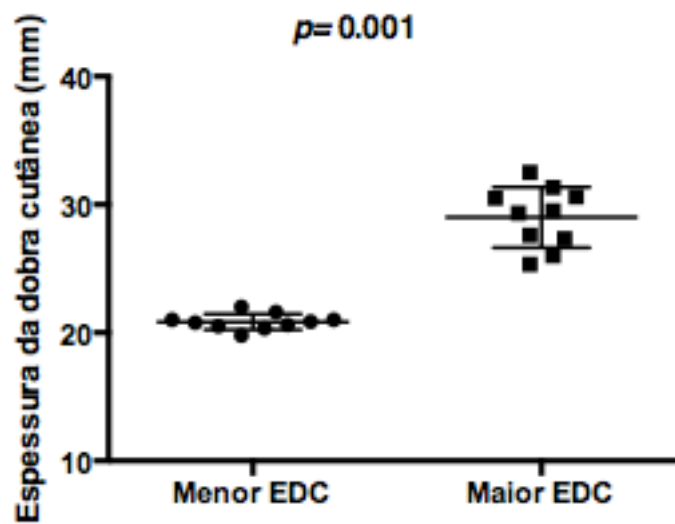


Figura 8: Espessura da dobra cutânea medial da coxa por subgrupos (sujeitos com menor EDC x maior EDC). A diferença em EDC entre os subgrupos foi significativa ($p = 0,01$).

TABELA 2 Máxima intensidade de corrente requerida pelo estímulo elétrico; torque máximo e nível de desconforto eliciados pela EENM.

	Menor	Maior	<i>p</i>
	EDC	EDC	
Intensidade de corrente requerida pela EENM (mA)	73,8 (± 4,6)	97,3 (± 4,8)*	0,03
Torque evocado pela EENM (% CIVM)	73,4 (± 5,9)*	53,2 (± 5,2)	0,01
Desconforto eliciado pela EENM (0-10)	6,1 (± 2,6)	7,2 (± 3,3)	0,8

EENM: eletroestimulação neuromuscular; EDC: espessura da dobra cutânea; CIVM: contração isométrica voluntária máxima; *p*: significância estatística. Valores dados em média e desvio padrão (DP).

8.0 DISCUSSÃO

Esta discussão foi dividida em tópicos para uma melhor interpretação dos resultados.

8.1 Efeito do tipo de corrente aplicada nos extensores do joelho (Australiana x corrente de baixa frequência) sobre o PT e o desconforto sensorial

O presente estudo parece ser o primeiro a comparar os efeitos das variáveis físicas da corrente Australiana com a corrente de baixa frequência sobre o desconforto sensorial e o torque isométrico extensor do joelho. Nossos principais achados foram que entre as duas correntes de média frequência (AUS1 e AUS2), aquela modulada com menor frequência carreada e menor duração de *burst* (1 KHz, 2ms) induz a produção de maior torque articular, apesar de eliciar maior desconforto sensorial, quando comparada à corrente modulada com maior frequência carreada e maior duração de *burst* (4 KHz, 4ms). De modo semelhante, entre as correntes de baixa frequência, aquela modulada com maior largura de pulso (FES1) induz a produção de maior torque, apesar de eliciar maior desconforto sensorial, quando comparada à corrente modulada com menor largura de pulso (FES2). Interessantemente, não houve diferença em relação à eficácia do estímulo emitido entre as 4 correntes analisadas.

As hipóteses do estudo não foram confirmadas, pois a corrente de média frequência modulada com frequência carreada de 1kHz e bursts de 2ms não induziu maior torque articular que a corrente de baixa frequência, assim como a corrente AUS2, modulada com frequência de 4kHz e *bursts* de 4ms, não proporcionou maior conforto quando comparada à corrente de baixa frequência. Vale lembrar que AUS1 foi modulada com 500 μ s enquanto que AUS2 com 250 μ s pois, quando comparamos as duas correntes de baixa frequência, observamos que FES1 (500 μ s) eliciou maior torque que FES2 (250 μ s). Vindo a sugerir que a largura de pulso seja uma variável extremamente relevante para a maximização do torque articular evocado pela EENM. Esta suposição foi confirmada quando mantivemos constante a largura do pulso e a frequência do *burst*/pulso para comparamos as diferentes correntes (FES1 x AUS1 e FES2 x AUS2) pois, em concordância com outros estudos

(16, 24, 61, 62), os resultados mostraram que, nesta condição, não houve diferença entre as correntes em relação à magnitude de torque evocado.

Uma provável explicação para esses achados é que maior largura de pulso induz o recrutamento de maior unidade motora em relação à área de secção transversa do músculo estimulado (63, 64), além de produzir maior intensidade de tensão das fibras musculares (65), por gerar a transferência de maior quantidade de energia para os nervos motores (8, 66). De acordo com Collins (33), a corrente modulada com menor largura de pulso (0,05-0,4ms) ativa basicamente vias periféricas de estimulação do neurônio motor, enquanto que a modulação com maior largura de pulso (0,5-1ms) além de estimular as vias periféricas, induz a contribuição do sistema nervoso central, resultando em produção de torque adicional. Assim, maior largura de pulso induz a produção de maior torque articular por evocar a ativação do axônio motor tanto por vias periféricas, ativação dos axônios abaixo do eletrodo, quanto central, ativação dos axônios motores pela transmissão de sinais para a medula espinhal pela via sensorial (32, 33). A aplicação de corrente modulada com menor largura de pulso evoca menor torque por estimular os axônios motores posicionados abaixo do eletrodos apenas pela via periférica. Desse modo, nossos resultados demonstram claramente que tanto a corrente Australiana quanto a de baixa frequência, quando moduladas com igual largura de pulso, são similarmente efetivas em termos de produção de torque.

A maior produção de torque eliciada pela corrente AUS1 quando comparada à AUS2 parece estar relacionada a diferença entre as correntes no tempo de duração do *burst*, e na frequência carreada. A corrente modulada com maior duração de *burst* permite a aplicação de maior número de ciclos dentro do *burst*, induzindo maior frequência de estímulo. A maior frequência de estimulação relaciona-se positivamente com a taxa de fadiga (16, 24, 51), a qual influencia de forma negativa na produção de força. Este comportamento fisiológico também é plausível para o entendimento do efeito da frequência carreada sobre o torque articular. Ward e Robertson (67) investigaram a relação entre diferentes frequência carreada (1 KHz-25 KHz) e o limiar motor nos extensores do punho, e observaram em seus resultados que o aumento da mesma implicou em uma redução na magnitude do torque

articular produzido. Os autores atribuíram este comportamento ao bloqueio direto dos nervos sensoriais e à ocorrência de depleção dos neurotransmissores.

Entre as duas correntes moduladas com igual largura de pulso e frequência de *burst*/pulso, não houve diferença em relação à percepção de desconforto. Porém, aquelas moduladas com maior largura de pulso eliciaram maior desconforto, quando comparadas com as correntes moduladas com menor largura de pulso. Esses resultados sugerem que a largura de pulso seja uma variável capaz de influenciar de forma importante na percepção de desconforto sensorial. Em estudo sobre o tema, Alon et al. (68) investigaram o efeito da duração do pulso e da carga de fase sobre os limiares sensorial, motor e doloroso. Os autores observaram em seus resultados que a variação na largura de pulso induz uma seletiva ordem de estimulação na qual as fibras sensoriais são ativadas antes das fibras motoras, para só depois as fibras de dor (fibras c) serem ativadas. Deste modo, correntes moduladas com menor largura de pulso podem fornecer carga insuficiente para ativar a fibras c, por este motivo eliciar menor desconforto, conforme percebido em nossos resultados.

Entre as duas correntes de média frequência, AUS1 mostrou-se significativamente mais desconfortável que AUS2. Possivelmente esse resultado se deva ao fato de o desconforto sensorial eliciado pela corrente de média frequência sofrer influência do ciclo de trabalho (12) de modo que a medida em que o ciclo de trabalho é elevado, o nível de desconforto também aumenta, alcançando valor máximo entre 18% e 50% (12, 22). AUS1 possui ciclo de trabalho de 10% enquanto que AUS2 20%. Assim, esta diferença, justifica os resultados encontrados.

Estudos prévios, ao comparar o desconforto percebido entre a corrente Australiana e a de baixa frequência (24), encontraram resultados divergentes. Ogura et al. (24) observaram que não houve diferença significativa entre as duas correntes; Ward et al. (14) observaram que a corrente australiana é mais confortável que a de média frequência. Porém, acreditamos que essa divergência se deva à diferenças na metodologia adotada entre os estudos. Ogura et al. (24) avaliaram o nível de desconforto imediatamente após a aplicação do estímulo; Ward e colaboradores (14) utilizaram correntes de baixa frequência monofásicas, o que possibilita alterações eletroquímicas locais em decorrência dos efeitos polares, contribuindo assim para maior desconforto. Desta forma, o desconforto das correntes de baixa frequência

poderia ser atribuído às reações químicas locais abaixo dos eletrodos, e não à diferença de parâmetros entre as correntes. Nossos resultados mostraram que a percepção de desconforto é dependente não apenas do tipo de corrente aplicada, mas também do momento em que é avaliada e de outros parâmetros de modulação, tal como a largura do pulso.

Os resultados do estudo mostraram que a magnitude do desconforto eliciado pela EENM variou mediante o momento em que foi avaliado. Assim, observamos que os valores apresentados durante a aplicação do estímulo elétrico foram significativamente mais altos se comparados aos valores observados imediatamente após para os quatro tipos de corrente. Esta diferença possivelmente tenha se dado em decorrência de fatores diversos: (1) Durante a aplicação da EENM ocorre o aumento da temperatura local (69) e esta alteração pode ter aumentado a sensação de desconforto; (2) a contração realizada de forma involuntária quase sempre gera apreensão e medo do que está por vir, este sentimento parece influenciar de forma negativa na percepção de desconforto (6, 53); (3) a forte tensão induzida ao músculo parece ser um fator potencializador da sensação de desconforto (53).

8.2 Efeito da espessura da dobra cutânea sobre o PT e o desconforto sensorial eliciados por FES2

Nossos resultados dão suporte à afirmação que a diferença na EDC entre os sujeitos interfere na amplitude de corrente necessária para otimizar a efetividade da EENM, mas não interfere na percepção de desconforto sensorial. Os principais achados deste estudo foram que, em sujeitos com maior EDC, a EENM evoca menor torque articular enquanto é requerida a aplicação de maior amplitude de corrente. Os sujeitos com menor EDC produziram torque evocado pela EENM 73,4% da CIVM enquanto aqueles com maior EDC produziram 53,2% da CIVM. Considerando que a magnitude do torque produzido é a principal determinante da efetividade da EENM (5, 55). É possível sugerir que a efetividade da EENM seja diretamente relacionada à menor EDC. Esses resultados adicionam novo conhecimento para auxiliar fisioterapeutas e demais profissionais a estabelecer estratégias de estimulação mais

apropriadas para induzir ganhos em força pelo uso da EENM.

No presente estudo foi claramente demonstrada a dependência da intensidade de corrente requerida e da magnitude do torque eliciado pela EENM em relação à EDC. De modo semelhante, Miller et al. (7) mostraram que, para a produção de similar torque articular, sujeitos com maior EDC requereram maior amplitude de corrente que sujeitos com menor EDC, apesar de terem observado uma correlação positiva entre a amplitude de corrente requerida e a EDC. Tomazin e colaboradores (70) observaram que o espessamento progressivo do tecido adiposo na região do nervo femoral foi associado com uma contração muscular induzida pela estimulação magnética menos intensa. Os autores sugeriram que maior tecido adiposo reduz a difusão da corrente de forma dose-dependente, provavelmente devido ao aumento da distância do ponto de estimulação para o nervo femoral (70). De fato, o tecido adiposo subcutâneo apresenta baixa condutibilidade elétrica (8), limitando a difusão do fluxo de corrente da pele em direção ao músculo (69), influenciando na ativação das fibras musculares. Assim, quanto maior a EDC, maior a resistência e maior a distância entre o eletrodo estimulante e o neurônio motor. Isso explica o motivo pelo qual sujeitos com maior EDC requereram maior intensidade de corrente que indivíduos com menor EDC para induzir a contração dos extensores do joelho (7, 70).

Embora fatores adicionais possam influenciar no uso da EENM em sujeitos com maior EDC (6), esse estudo sugere que a eficácia da estimulação deva ser consistentemente verificada antes da aplicação do estímulo elétrico, particularmente em mulheres e indivíduos com sobrepeso (10). Uma possível solução é o uso de eletrodos maiores em áreas musculares com maior EDC (quadríceps). Assim, a eficácia de EENM poderá ser preservada enquanto a ocorre uma redução na densidade de corrente aplicada sobre a pele, minimizando o desconforto associado à EENM (71, 72).

Em relação ao desconforto eliciado pela EENM, nossos resultados mostraram que não houve correlação entre as diferentes espessuras de dobra cutânea e a percepção de desconforto. Esses dados sugerem que a EDC não interfere diretamente na percepção de desconforto gerada pela estimulação elétrica; provavelmente porque a percepção de desconforto/dor não se relaciona

exclusivamente à estimulação física e a ativação dos nociceptores, mas também envolve aspectos sociais e psicológicos (6, 53), resultando em maior variabilidade entre os sujeitos (6, 10). Evidências indicam que o grau de desconforto eliciado pela EENM envolve mecanismos cujas experiências afetivas e emocionais com o estímulo fornecido pode desempenhar um importante papel (6, 73). Assim, indivíduos que tenham vivenciado alguma experiência negativa com o estímulo elétrico, ou que demonstrem sentir medo de receber a EENM, ou elevado sentimento de ansiedade podem apresentar uma menor tolerância ao estímulo elétrico (6, 53, 73). Estes preceitos sugerem que, independentemente da espessura do tecido adiposo, o limiar para a dor eliciada pelo estímulo elétrico é determinado por diferenças interindividuais.

É importante destacar que a presente investigação estudou o impacto da EDC no torque evocado pela EENM e no nível de desconforto sensorial em mulheres usuárias de CO, pois esta foi a melhor maneira encontrada para controlar a flutuação dos hormônios sexuais femininos (26). A sessão experimental principal foi conduzida na fase inativa do ciclo menstrual (1-7 dia do ciclo), tendo em vista que as diferentes fases parecem influenciar no desconforto eliciado pela EENM (26, 74). Estudos prévios não atentaram para este potencial fator de confundimento e utilizaram amostra composta por indivíduos de ambos os sexos, e mulheres com fase do ciclo menstrual não controlado. São necessárias mais investigações para comparar os principais parâmetros de modulação da EENM, tal como o torque evocado pelo estímulo elétrico e o nível de desconforto, em diferentes fases do ciclo menstrual entre usuárias e não usuária de CO.

8.3 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Importantes limitações estão presentes neste estudo. A pesquisa foi realizada com mulheres jovens, desprovidas de disfunção musculoesquelética e fisicamente ativas. Logo, estes resultados não podem ser extrapolados para indivíduos do sexo masculino, sujeitos acometidos por alguma disfunção muscular, sedentários ou idosos. Assim, novos estudos devem ser realizados em situações de desuso muscular para averiguar se a resposta frente a EENM é similar em situações clínicas.

Não foram controladas a variação na impedância dos tecidos biológicos e a variação na temperatura da pele, fatores que podem intervir na intensidade de corrente aplicada (8, 59). A avaliação da espessura do tecido cutâneo subjacente foi realizada por meio de um adipômetro, método que, apesar de ser cientificamente validado (52), não é padrão ouro para este tipo de avaliação.

8.4 CONCLUSÕES

O presente estudo permite-nos concluir que apesar das diferenças de parâmetros físicos entre as correntes de média e baixa frequência, não há diferença entre elas em relação à eficiência da estimulação. Porém, as correntes com maior largura de pulso eliciam maior torque articular com maior desconforto sensorial.

A espessura do tecido adiposo subcutâneo influencia na magnitude do torque evocado pela EENM e na intensidade de corrente requerida para eliciar a contração muscular; porém, não influencia no grau de desconforto eliciado. Assim, quanto maior a EDC, maior a amplitude de corrente requerida e menor a magnitude do torque evocado pela EENM. Estes resultados sugerem que a espessura do tecido adiposo subcutâneo é uma variável extremamente importante para a aplicação clínica da EENM quando se objetiva induzir a produção de elevada magnitude de torque articular dos extensores do joelho.

9.0 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Filipovic A, Kleinoder H, Dormann 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. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2011;25(11):3218-38.
2. Currier DP, Mann R. Muscular strength development by electrical stimulation in healthy individuals. *Physical therapy*. 1983;63(6):915-21.
3. Stefanovska A, Vodovnik L. Change in muscle force following electrical stimulation. Dependence on stimulation waveform and frequency. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*. 1985;17(3):141-6.
4. Maffiuletti NA. Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation. *European journal of applied physiology*. 2010;110(2):223-34.
5. Maffiuletti NA, Minetto MA, Fari D. Electrical stimulation for neuromuscular testing and training: state-of-the art and unresolved issues. *European Journal off Applied Physiology*. 2011;111:2391-7.
6. Delitto A, Strube MJ, Shulman AD, Minor SD. A study of discomfort with electrical stimulation. *Physical therapy*. 1992;72(6):410-21; discussion on 21-4.
7. Miller MG, Cheatham CC, Holcomb WR, Ganschow R, Michael TJ, Rubley MD. Subcutaneous tissue thickness alters the effect of NMES. *J Sport Rehabil*. 2008;17(1):68-75.
8. Petrofsky J. The effect of the subcutaneous fat on the transfer of current through skin and into muscle. *Medical engineering & physics*. 2008;30(9):1168-76.
9. Petrofsky J, Prowse M, Bain M, Ebilane E, Suh HJ, Batt J, et al. Estimation of the distribution of intramuscular current during electrical stimulation of the quadriceps muscle. *European journal of applied physiology*. 2008;103(3):265-73.
10. Maffiuletti NA, Herrero AJ, Jubeau M, Impellizzeri FM, Bizzini M. Differences in electrical stimulation thresholds between men and women. *Annals of neurology*. 2008;63(4):507-12.
11. Doheny EP, Caulfield BM, Minogue CM, Lowery MM. The effect of subcutaneous fat thickness on the efficacy of transcutaneous electrical stimulation. *Conference proceedings : Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Conference*. 2008;2008:5684-7.
12. 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 / Association of Academic Physiatrists*. 2014;93(2):146-59.
13. Aldayel A, Jubeau M, McGuigan M, Nosaka K. Comparison between alternating and pulsed current electrical muscle stimulation for muscle and systemic acute responses. *Journal of Applied Physiology*. 2010;109(3):735-44.

14. Ward AR, Oliver WG, Buccella D. Wrist extensor torque production and discomfort associated with low-frequency and burst-modulated kilohertz-frequency currents. *Journal of the American Physical Therapy Association*. 2006;86(10):1360-7.
15. Robertson V, Ward A, Low J, Reed A. *Eletroterapia Explicada: princípios e prática*. RJ: Elsevier Editora Ltda; 2009.
16. 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):1167-76.
17. Hokomb WR, Golestani S, Hill S. A Comparison of Knee-Extension Torque Production With Biphasic Versus Russian Current. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2000;9(3):229-40.
18. 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):779-87.
19. Fornusek C, Davis GM, Sinclair PJ, Milthorpe B. Development of an isokinetic functional electrical stimulation cycle ergometer. *Neuromodulation : journal of the International Neuromodulation Society*. 2014;7(1):56-64.
20. Vaz MA, Aragao FA, Boschi ES, Fortuna R, Melo Mde O. Effects of Russian current and low-frequency pulsed current on discomfort level and current amplitude at 10% maximal knee extensor torque. *Physiotherapy theory and practice*. 2012;28(8):617-23.
21. Kots Y, editor *Electrostimulation. Symposium on electrostimulation of skeletal muscles*. . Canadian Soviet Exchange Symposium; 1977 December; Concordia University.
22. 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):569-79.
23. 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):1036-41.
24. Ogura Dantas L, Vieira A, Junior AL, Salvini TF, Durigan JL. Comparison Between the Effects of Four Different Electrical Stimulation Current Waveforms on Isometric Knee Extension Torque and Perceived Discomfort in Healthy Women. *Muscle & nerve*. 2014.
25. 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.
26. Rezaii T, Ernberg M. Influence of oral contraceptives on endogenous pain control in healthy women. *Experimental brain research Experimentelle Hirnforschung Experimentation cerebrale*. 2010;203(2):329-38.
27. Gobbo M, Maffiuletti NA, Orizio C, Minetto MA. Muscle motor point identification is essential for optimizing neuromuscular electrical stimulation use. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2014;11:17.
28. Maffiuletti NA, Zory R, Miotti D, Pellegrino MA, Jubeau M, Bottinelli R. Neuromuscular adaptations to electrostimulation resistance training. *American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*. 2006;85(2):167-75.

29. 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.
30. Gondin J, Brocca L, Bellinzona E, D'Antona G, Maffiuletti NA, Miotti D, et al. Neuromuscular electrical stimulation training induces atypical adaptations of the human skeletal muscle phenotype: a functional and proteomic analysis. *J Appl Physiol.* 2011;110(2):433-50.
31. Kantor G, Alon G, Ho HS. The effects of selected stimulus waveforms on pulse and phase characteristics at sensory and motor thresholds. *Physical therapy.* 1994;74(10):951-62.
32. Bergquist AJ, Clair JM, Lagerquist O, Mang CS, Okuma Y, Collins DF. Neuromuscular electrical stimulation: implications of the electrically evoked sensory volley. *European journal of applied physiology.* 2011;111(10):2409-26.
33. Collins DF. Central contributions to contractions evoked by tetanic neuromuscular electrical stimulation. *Exercise and sport sciences reviews.* 2007;35(3):102-9.
34. Henneman E, Somjen G, Carpenter DO. Functional Significance of Cell Size in Spinal Motoneurons. *Journal of neurophysiology.* 1965;28:560-80.
35. Vanderthommen M, Duchateau J. Electrical stimulation as a modality to improve performance of the neuromuscular system. *Exercise and sport sciences reviews.* 2007;35(4):180-5.
36. Bickel CS, Slade J, Mahoney E, Haddad F, Dudley GA, Adams GR. Time course of molecular responses of human skeletal muscle to acute bouts of resistance exercise. *J Appl Physiol.* 2005;98(2):482-8.
37. Jubeau M, Sartorio A, Marinone PG, Agosti F, Van Hoecke J, Nosaka K, et al. Comparison between voluntary and stimulated contractions of the quadriceps femoris for growth hormone response and muscle damage. *J Appl Physiol (1985).* 2008;104(1):75-81.
38. Bickel CS, Gregory CM, Dean JC. Motor unit recruitment during neuromuscular electrical stimulation: a critical appraisal. *European journal of applied physiology.* 2011;111(10):2399-407.
39. Kitchen S. *Eletroterapia: Prática Baseada em Evidências.* 11^a edição ed. Barueri, SP: Manole; 2003. 1-2 p.
40. Ward AR. Electrical stimulation using kilohertz-frequency alternating current. *Physical therapy.* 2009;89(2):181-90.
41. Mackler LS, Delitto A, Stralka SW, Bailey SL. Use of Electrical Stimulation to Enhance Recovery of Quadriceps Femoris Muscle Force Production in Patients Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Physical therapy.* 1994(74):901-7.
42. Huard J, Li Y, Fu FH. Muscle injuries and repair: current trends in research. *The Journal of bone and joint surgery American volume.* 2002;84-A(5):822-32.
43. Ward AR, Shkuratova N. Russian electrical stimulation: the early experiments. *Physical therapy.* 2002;82(10):1019-30.
44. Hortobagyi T, Maffiuletti NA. Neural adaptations to electrical stimulation strength training. *European journal of applied physiology.* 2011;111(10):2439-49.

45. Brentano MA, Martins Krueel LF. A review on strength exercise-induced muscle damage: applications, adaptation mechanisms and limitations. *The Journal of sports medicine and physical fitness*. 2011;51(1):1-10.
46. Durigan JL, Delfino GB, Peviani SM, Russo TL, Ramirez C, Da Silva Gomes AD, et al. Neuromuscular electrical stimulation alters gene expression and delays quadriceps muscle atrophy of rats after anterior cruciate ligament transection. *Muscle & nerve*. 2014;49(1):120-8.
47. Guo BS, Cheung KK, Yeung SS, Zhang BT, Yeung EW. Electrical stimulation influences satellite cell proliferation and apoptosis in unloading-induced muscle atrophy in mice. *PloS one*. 2012;7(1):e30348.
48. Gondin J, Cozzone PJ, Bendahan D. Is high-frequency neuromuscular electrical stimulation a suitable tool for muscle performance improvement in both healthy humans and athletes? *European journal of applied physiology*. 2011;111(10):2473-87.
49. Brasileiro JS, Castro CES, Parizotto NA, Sandoval MC. Estudio comparativo entre la capacidad de generación de torque y la incomodidad sensorial producidos por dos formas de estimulación eléctrica neuromuscular en sujetos sanos. *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología* 2000:56-65.
50. Liebano RE, Alves LM. Comparação do Índice de Desconforto Sensorial Durante a Estimulação Elétrica Neuromuscular com Correntes Excitomotoras de Baixa e Média Freqüência em Mulheres Saudáveis. *Revista brasileira de medicina do esporte*. 2009 Jan/Fev.
51. Laufer Y, Ries JD, Leininger PM, Alon G. Quadriceps femoris muscle torques and fatigue generated by neuromuscular electrical stimulation with three different waveforms. *Physical therapy*. 2001;81(7):1307-16.
52. Ellis KJ. Human body composition: in vivo methods. *Physiological reviews*. 2000;80(2):649-80.
53. Belanger AY, Allen ME, Chapman AE. Cutaneous versus Muscular Perception of Electrically Evoked Tetanic Pain. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 1992;16(4):162-8.
54. Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. 2nd ed. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates; 1988.
55. Lai HS. The Effect of Different Electro-Motor Stimulation Training Intensities on Strength Improvement. *Australian Journal of Physiotherapy*. 1988;34(3):151-64.
56. Ehrman J. *ACSM resource manual for exercise testing and prescription*. 6th ed 2010.
57. Komiya S. [Methods for the assessment of human body composition: skinfold thickness and bioelectrical impedance measurements]. *The Annals of physiological anthropology = Seiri Jinruigaku Kenkyukai kaishi*. 1991;10(1):3-17.
58. de Ruitter CJ, Hoddenbach JG, Huurnink A, de Haan A. Relative torque contribution of vastus medialis muscle at different knee angles. *Acta physiologica*. 2008;194(3):223-37.
59. Petrofsky J, Prowse M, Bain M, Ebilane E, Suh HJ, Batt J, et al. Estimation of the distribution of intramuscular current during electrical stimulation of the quadriceps muscle. *European journal of applied physiology*. 2008;103(3):265-73.

60. Leal F, Lipener C, Chalita MR, Uras R, Campos M, Höfling-Lima AL. Lente de contato de material híbrido em pacientes com ceratocone e astigmatismo miópico composto. **Arquivos Brasileiros de Oftalmologia**. 2007;70(2):247-54.
 61. Fukudaa TY, Marcondesc FB, Rabelod NdA, Vasconcelosc RAd, Juniore CC. Comparison of peak torque, intensity and discomfort generated by neuromuscular electrical stimulation of low and medium frequency. *Isokinetics and Exercise Science*. 2013(21):167-73.
 62. Gorgey AS, Dudley GA. The role of pulse duration and stimulation duration in maximizing the normalized torque during neuromuscular electrical stimulation. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2008;38(8):508-16.
 63. Gorgey AS, Mahoney E, Kendall T, Dudley GA. Effects of neuromuscular electrical stimulation parameters on specific tension. *European journal of applied physiology*. 2006;97(6):737-44.
 64. Grill WM, Jr., Mortimer JT. The effect of stimulus pulse duration on selectivity of neural stimulation. *IEEE transactions on bio-medical engineering*. 1996;43(2):161-6.
 65. Scott WB, Causey JB, Marshall TL. Comparison of maximum tolerated muscle torques produced by 2 pulse durations. *Physical therapy*. 2009;89(8):851-7.
 66. Thrasher A, Graham GM, Popovic MR. Reducing muscle fatigue due to functional electrical stimulation using random modulation of stimulation parameters. *Artificial Organs*. 2005;29(6):453-8.
 67. Ward AR, Robertson VJ. Variation in motor threshold with frequency using kHz frequency alternating current. *Muscle & nerve*. 2001;24(10):1303-11.
 68. Alon G, Allin J, Inbar G. Optimizing of pulse duration and pulse charge during transcutaneous electrical nerve stimulation. *The Australian journal of physiotherapy*. 1983;29:196-210.
 69. Petrofsky JS, Suh HJ, Gunda S, Prowse M, Batt J. Interrelationships between body fat and skin blood flow and the current required for electrical stimulation of human muscle. *Medical engineering & physics*. 2008;30(7):931-6.
 70. Tomazin K, Verges S, Decorte N, Oulerich A, Maffiuletti NA, Millet GY. Fat tissue alters quadriceps response to femoral nerve magnetic stimulation. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*. 2011;122(4):842-7.
 71. Milner M, Quanbury AO, Basmajian JV. Force, pain and electrode size in the electrical stimulation of leg muscles. *Nature*. 1969;223(5206):645.
 72. Alon G. High voltage stimulation. Effects of electrode size on basic excitatory responses. *Physical therapy*. 1985;65(6):890-5.
 73. Rhudy JL, Bartley EJ, Williams AE, McCabe KM, Chandler MC, Russell JL, et al. Are there sex differences in affective modulation of spinal nociception and pain? *The journal of pain : official journal of the American Pain Society*. 2010;11(12):1429-41.
 74. Rezaii T, Hirschberg AL, Carlstrom K, Ernberg M. The influence of menstrual phases on pain modulation in healthy women. *The journal of pain : official journal of the American Pain Society*. 2012;13(7):646-55.
-

ANEXO I



UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
Faculdade de Educação Física

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.

1.1 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 .

1.2 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 _____

ANEXO II



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 Monsores
Coordenador do CEP-FS/UnB

ANEXO III

QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA

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