

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

**EFEITOS DO TEMPO DE LIBERAÇÃO MIOFASCIAL COM
BASTÃO SOBRE O DESEMPENHO NEUROMUSCULAR
DOS FLEXORES DO COTOVELO**

Emmanuela Barbosa de Assis Marinho

Brasília - DF

2018

EFEITOS DO TEMPO DE LIBERAÇÃO MIOFASCIAL COM BASTÃO SOBRE O DESEMPENHO NEUROMUSCULAR DOS FLEXORES DO COTOVELO

Emmanuela Barbosa de Assis Marinho

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Educação Física pelo Programa de Pós-Graduação stricto-sensu em Educação Física na Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília.

Orientador: Prof. Dr. Jake Carvalho do Carmo

AGRADECIMENTO

Gostaria de agradecer primeiramente a Deus por todas as oportunidades colocadas na minha vida. A minha família muito amada, que sempre me apoiou, me deu forças para continuar, mesmo quando eu não me fazia presente. Um agradecimento especial ao meu marido Billy Joe Barbosa que vivenciou de perto todas as angústias e vitórias com paciência durante todo o processo do mestrado.

Ao meu orientador Jake do Carmo que me ajudou nessa jornada me ensinando muito sobre a biomecânica e à docência. Sem o qual, não conseguiria finalizar o projeto, pois foi ele quem confeccionou o equipamento utilizado no trabalho. Ao professor Martim Bottaro que gentilmente cedeu espaço em seu laboratório, para que a pesquisa fosse realizada. Além das grandes contribuições no desenho experimental, e parceria no projeto. Tenho grande admiração pelos professores citados aqui e pelo corpo docente em geral da Universidade de Brasília. Aos voluntários e colegas pelo esforço e compromisso com o projeto de pesquisa. Ao apoio oferecido por nossa instituição Universidade de Brasília, a CAPES-Brasil e CNPq-Brasil.

As minhas amigas e irmãs Flávia Vanessa e Deise Laurenço, por todos os anos percorridos até aqui. Foram momentos que incluíram muitos sacrifícios aprendizagens, alegrias e conhecimento. Juntas somos mais fortes sempre, e tenho certeza que sem o apoio de vocês, o caminho seria infinitas vezes mais árduo.

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS	V
LISTA DE FIGURAS	VI
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	VII
RESUMO.....	VIII
1 INTRODUÇÃO.....	10
1.1 Objetivo	12
2 REVISÃO DE LITERATURA	13
2.1 Liberação miofascial.....	13
2.2 Tempo de liberação miofascial e desempenho neuromuscular.....	14
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	18
3.1 Amostra.....	18
3.2 Desenho experimental	18
3.3 Procedimentos	20
3.3.1 Avaliação antropométrica	20
3.3.2 Força máxima isométrica.....	21
3.3.3 Ativação muscular	22
3.3.4 Eficiência muscular	23
3.3.5 Espessura muscular e <i>echo intensity</i>	23
3.3.6 Magnitude da dor muscular	24
3.3.7 Amplitude de movimento.....	25
3.3.8 Confecção do Bastão	26
3.3.9 Tempos de intervenção	27
3.4 Análise estatística.....	27
4 RESULTADOS	29
5 DISCUSSÃO	32
6 CONCLUSÃO	35
REFERÊNCIAS.....	36

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Resultados da força máxima isométrica, ativação muscular, eficiência muscular, espessura muscular, <i>echo intensity</i> , amplitude de movimento.....	30
Tabela 2-Tamanhos de efeito para diferentes intervenções	31

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Equipamento construído pelos pesquisadores.	15
Figura 2- Desenho experimental do estudo.....	20
Figura 3- Aquisição da contração voluntária isométrica máxima (CVIM) e do sinal eletromiográfico (EMG).	21
Figura 4- Apresentação da curva de força isométrica máxima.....	22
<i>Figura 5- Espessura muscular e echo intensity através da ultrassonografia.....</i>	<i>23</i>
Figura 6- Imagem Cálculo da Espessura Muscular (A) e do Echo Intensity (B)	24
Figura 7- Imagem do teste de Amplitude de Movimento.	25
<i>Figura 8- (A) Apresentação de seis aplicações de força durante a intervenção. (B) Bastão para LMF usado nesta pesquisa.....</i>	<i>26</i>
Figura 9- Representação das forças aplicadas durante a intervenção.....	27
Figura 10- Gráfico da percepção subjetiva de dor.....	31

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

- ADM: Amplitude de Movimento
CIVM: Contração Isométrica Voluntária Máxima
CON: Controle
EI: *echo intensity*
EFM: Eficiência Muscular
EM: Espessura Muscular
EMG: Sinal Eletromiográfico
FMI: Força Máxima Isométrica
ICC: Coeficiente de Correlação Intraclasse
IN: Intervenção
IHM: Interface Homem Máquina
IPAQ: *International Physical Activity Questionnaire*
IR: Intervalo de Recuperação
LMF: Liberação Miofascial
RMS: Ativação Muscular (*Roots Mean Square*)
TCLE: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

RESUMO

Introdução: A liberação miofascial (LMF) tem sido utilizada com fins terapêuticos e para o aprimoramento do desempenho físico, mas ainda faltam informações sobre qual é o efeito de diferentes tempos de aplicação desta técnica sobre o sistema neuromuscular. **Objetivo:** Investigar o efeito de diferentes tempos de aplicação da LMF sobre o desempenho neuromuscular dos flexores do cotovelo. **Métodos:** 55 jovens do gênero masculino ($21 \pm 2,74$ anos) foram divididos aleatoriamente em quatro diferentes grupos (G) sendo um controle (CON): 1. G1 (n = 15), LMF realizada durante um minuto, 2. G5 (n = 15), LMF realizada durante cinco minutos, 3. G10 (n = 15), LMF realizada durante dez minutos e CON (n = 10) não foram submetidos a nenhuma intervenção. A LMF foi realizada usando um bastão para massagem com uma força controlada de $4,5 \pm 1,0$ kgf na frequência de 60 bpm. A resposta neuromuscular (contração isométrica voluntária máxima, raiz quadrada média – (RMS), eficiência muscular, edema muscular, dor muscular, amplitude de movimento) foi avaliada após 3 minutos, 24, 48 e 72 horas após a intervenção. **Resultados:** G1, G5 e G10 evidenciaram aumento na percepção de dor em todos os momentos pós-intervenção ($p < 0,05$) sendo este aumento eminente no G10. Não houve diferença entre os grupos para as demais variáveis analisadas ($p > 0,05$). **Conclusão:** A LMF aplicada com o bastão para massagem com magnitude de $4,5 \pm 1,0$ kgf parece influenciar negativamente na percepção de dor, a qual apresenta uma tendência a se tornar mais intensa com tempo de aplicação mais longo (10 minutos), podendo perdurar por até 72h após o procedimento. Por outro lado, os diferentes tempos de aplicação da LMF parecem não influenciar na resposta neuromuscular das demais variáveis analisadas.

Palavras-chave: indução miofascial, bastão para massagem, massagem, mialgia, treinamento.

ABSTRACT

Background: Myofascial release (MFR) has been published for therapeutic purposes and for improving physical performance, but there is still more information on the effect of different times of use of the technique on the neuromuscular system. **Objective:** To investigate the effect of different times of MFR application on the neuromuscular performance of the elbow flexors. **Methods:** Fifty-five young male subjects (21 ± 2.74 years) were randomly divided into four different groups (G) being one control (CON): 1. G1 (n = 15), MFR performed for one minute, 2. G5 (n = 15), MFR performed for five minutes, 3. G10 (n = 15), MFR were performed for ten minutes and CON (n = 10), and the events were not in effect and without intervention. A MFR was performed using a roller-massager for a controlled massage with a force of 4.5 ± 1.0 kgf at a frequency of 60 bpm. A neuromuscular response (voluntary isometric contraction, root mean square (RMS), muscular efficiency, muscular edema, muscle pain, range of motion) was evaluated after 3 minutes, 24, 48 and 72 hours after an intervention. **Results:** There was no difference between the groups for the variables analyzed ($p > 0.05$). However, according to RMS ($F = 2.238$, $p = 0.011$, potency = 0.069). No G1 decreased functional fall 72h after ($p = <0.001$) while G5 and G10 3 min after ($p = <0.001$). G1, G5 and G10 showed an increase in the perception of all moments after intervention ($p <0.05$), being this eminent non G10. **Conclusion:** The LMF applied with the massage stick with a magnitude of 4.5 ± 1.0 kg seems to influence negatively the perception of pain, tends to become more intense with longer application time (10 minutes) and can be lost for up to 72 hours after. In contrast, the different times of MFR application do not seem to influence the neuromuscular response of the other variables analyzed.

Key words: myofascial induction, massage stick, massage, myalgia, training

1 INTRODUÇÃO

A liberação miofascial (LMF) parece ser o efeito fisiológico que pode ocorrer no tecido conjuntivo após a aplicação de técnicas de manipulação do tecido miofascial, entretanto, esse termo tem sido utilizado para referir-se a uma grande variedade de técnicas (BARNES, 1997; MACDONALD et al., 2013; PAOLINI, 2009). No presente estudo, o adotamos para referir-nos à técnica de compressão realizada de forma intermitente (TAKAMOTO et al., 2015).

A LMF pode ser realizada por um profissional qualificado ou pelo próprio sujeito com o auxílio de ferramentas como rolos de espuma, bolas e bastões (CHEATHAM et al., 2015). A técnica tem sido aplicada por terapeutas, preparadores físicos e recreacionistas com a intenção de induzir melhora no desempenho neuromuscular, na amplitude do movimento, acelerar a recuperação pós-treino e/ou dano muscular, diminuir dores, melhorar e/ou restaurar funções (AJIMSHA et al., 2015; MACDONALD et al., 2013). No entanto, os estudos que pesquisaram a respeito de seus efeitos sobre a resposta neuromuscular apresentam achados controversos, provavelmente devido a fatores como a aplicação de diferentes técnicas de manipulação, de forma separada ou combinada, a grande variabilidade entre os protocolos aplicados e o não controle de algumas variáveis durante a realização da LMF, tal como o tempo de aplicação.

Encontramos na literatura, até o momento, poucas informações sobre qual o efeito do tempo de aplicação das técnicas de manipulação miofascial sobre o sistema neuromuscular. Aparentemente, sua escolha tem sido realizada de forma aleatória, dificultando a padronização para análise, e levantando questionamentos, tais como se existe diferença nos diferentes tempos das aplicações da LMF, capazes de influenciar os resultados de diferentes formas?

Sullivan et al. (2013) compararam diferentes números de séries (uma série *versus* duas séries) e vários tempos de aplicação (cinco *versus* 10 segundos) com os respectivos tempos totais: cinco segundos, 10 segundos e 20 segundos. Huang et al. (2010) fazem a comparação entre 10 segundos e 30 segundos de massagem. Ambos demonstram, em seus resultados, a ocorrência de melhora na amplitude do movimento, principalmente nos grupos com maiores tempos de intervenção. Apesar disso, não são observadas melhoras em outros aspectos analisados, como força

máxima isométrica (FMI) (SULLIVAN et al., 2013) e tensão muscular passiva¹ (HUANG et al., 2010).

Squires et al. (2015) utilizaram a técnica com cinco séries de 20 segundos (volume total de 100 segundos) e cinco séries de 60 segundos (volume total de 300 segundos), apresentando, em seus resultados, melhora na amplitude de movimento e na eficiência muscular.² MacDonald et al. (2013) utilizaram duas séries de um minuto e seus resultados corroboram com os achados de Squires et al., (2015), mostrando melhora na amplitude de movimento; não houve redução da FMI. Por sua vez, Hart et al. (2005) também aplicaram cinco minutos de intervenção e seus resultados mostram não haver influência da manipulação sobre a amplitude de movimento ou na melhora de dor muscular de início tardio.

Os autores Zainundim et al. (2005), Crane et al. (2012) e Cè et al. (2013) utilizaram, em seus estudos, 10 minutos de massagem. No primeiro estudo, houve diminuição do edema, da dor muscular e da creatina quinase, porém, não houve nenhum efeito sobre a força muscular e a amplitude de movimento (ZAINUDDIN et al., 2005). Crane et al. (2012) analisaram os efeitos biológicos após a manipulação e seus achados confirmam o estudo anterior. Eles justificam os achados em razão da diminuição do aumento das vias de sinalização indicativas de inflamação muscular e estresse celular após a intervenção. Esses autores sugerem que a massagem reduz a produção de citocinas inflamatórias. Por fim, Cè et al. (2013), apesar de utilizarem o mesmo tempo de aplicação da técnica, não encontraram nenhuma diferença significativa em suas variáveis dependentes: dor muscular, RMS (*Roots Mean Square*) e contração voluntária máxima.

De modo geral, os protocolos aplicados nesses estudos apresentam os tempos das técnicas de manipulação do tecido miofascial em membros superiores, variando entre cinco segundos e 10 minutos (ABAD et al., 2010; FREY LAW et al., 2008; LANGEVIN; HUIJING, 2009; ZAINUDDIN et al., 2005). Assim, o presente estudo busca esclarecer se de fato a variação no tempo de aplicação exerce alguma influência sobre o desempenho neuromuscular. Para tal será realizada a

¹ Tensão muscular passiva: tensão proporcionada pelos tendões e membranas musculares quando os músculos não são ativados.

² Eficiência muscular: foi definida, no estudo, como uma diminuição na EMG muscular para realizar a mesma tarefa.

comparação entre tempos de intervenção que abrangem aqueles comumente observados nos estudos: um, cinco e 10 minutos.

Além disso, não foram encontrados estudos que tenham analisado os efeitos da LMF sobre o desempenho neuromuscular por tempo superior a 10 minutos após sua realização. Apesar de MacDonald et al. (2014) sugerirem que a LMF possa induzir ou aumentar a proporção do dano muscular. Logo, este é o primeiro estudo a analisar a influência da LMF após 24h, 48h e 72 horas. Observando se existe algum efeito residual após a sua aplicação.

Nossos achados ajudarão educadores físicos, fisioterapeutas e treinadores desportivos a utilizarem essa intervenção de forma mais adequada para atender às necessidades específicas de cada indivíduo. Nossa expectativa é a de que cada tempo investigado neste estudo influencie de diferentes formas as variáveis analisadas.

1.1 Objetivo

O objetivo geral desta pesquisa consiste em verificar os efeitos da LMF com bastão nos tempos de aplicação de um, cinco e 10 minutos, nos músculos flexores do cotovelo. Os objetivos específicos são os seguintes:

- a) Avaliar os efeitos dos tempos de aplicação de um, cinco e 10 minutos de intervenção na força máxima isométrica ao longo de 72 horas;
- b) Avaliar os efeitos dos tempos de aplicação de um, cinco e 10 minutos de intervenção na ativação muscular ao longo de 72 horas;
- c) Avaliar os efeitos dos tempos de aplicação de um, cinco e 10 minutos de intervenção na eficiência muscular ao longo de 72 horas;
- d) Avaliar os efeitos dos tempos de aplicação de um, cinco e 10 minutos de intervenção na espessura muscular ao longo de 72 horas;
- e) Avaliar os efeitos dos tempos de aplicação de um, cinco e 10 minutos de intervenção no *echo intensity* muscular ao longo de 72 horas;
- f) Avaliar os efeitos dos tempos de aplicação de um, cinco e 10 minutos de intervenção na percepção de dor ao longo de 72 horas;
- g) Avaliar os efeitos dos tempos de aplicação de um, cinco e 10 minutos de intervenção na amplitude de movimento ao longo de 72 horas;

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Liberação miofascial

A fáscia é definida como sendo uma folha, bainha ou qualquer outro aglomerado dissecável de tecido conjuntivo que conecta, envolve e delimita músculos, ossos, vasos sanguíneos e nervos (ADSTRUM et al., 2017; SCARR, 2017). Ela pode apresentar diferentes tipos de colágeno, de proteínas da matriz extracelular, de potencial de transmissão de tensão miofascial e de orientação das fibras de acordo com a região do corpo em que se encontra (KUMKA; BONAR, 2012).

Alguns autores dividem a fáscia em superficial e profunda: a superficial está presente em todo o corpo, possui fibras colágenas entrelaçadas e misturadas com fibras elásticas, que separam o tecido subcutâneo da fáscia profunda; a profunda ou muscular (miofascial) possui densa camada de fibras colágenas alinhadas que rodeiam os músculos (STECCO et al., 2016). Faz-se importante entender essa diferenciação visto que, segundo Chaudhry et al. (2007), fâscias (*in vitro*) mais rígidas precisam de maior carga para produzir a mesma deformação plástica que as menos rígidas.

O tecido fascial transmite tensões e fornece lubrificação às estruturas musculotendíneas (CHAUDHRY et al., 2007; KUMKA; BONAR, 2012; KWONG; FINDLEY, 2014; LANGEVIN; HUIJING, 2009; STECCO et al., 2007). Após lesão, esforço mecânico repetitivo ou imobilização o tecido fascial pode se tornar mais rígido e com funções restritas (AJIMSHA; BINSU; CHITHRA, 2014; KWONG; FINDLEY, 2014). Quando isso ocorre em uma região do corpo outras partes podem ser afetadas em virtude da continuidade fascial. Essas restrições podem provocar disfunções, desalinhamento de estruturas ósseas, compressão de articulações, diminuição da amplitude de movimento, indução da dor miofascial e diminuição do potencial contrátil (AJIMSHA; BINSU; CHITHRA, 2014; BARNES, 1997; KWONG; FINDLEY, 2014).

Com o objetivo de restaurar o estado fisiológico da fáscia, diminuindo as barreiras restritivas e as aderências fibrosas, foram desenvolvidas técnicas de terapia manual. No presente estudo, aplicaremos a técnica denominada compressão (DOMMERHOLT et al., 2016; TAKAMOTO et al., 2015; WEBB; RAJENDRAN, 2016), conhecida como liberação miofascial (KWONG; FINDLEY, 2014; MACDONALD et

al., 2013). Essa manipulação caracteriza-se pela aplicação de pressão sustentada sobre a área a ser tratada (AJIMSHA et al., 2015). Ela pode ser empregada de forma direta, com cotovelo ou objetos afundando lentamente na fáscia restrita, ou de forma indireta, através de alongamento suave das fibras fásciais (AJIMSHA et al., 2015).

2.2 Tempo de liberação miofascial e desempenho neuromuscular

Diferentes variáveis podem ser manipuladas durante a técnica de LMF, tais como o tempo de aplicação, a magnitude da força aplicada e a velocidade com que as manobras são realizadas. Discute-se que a forma como as variáveis são empregadas pode influenciar diretamente nos resultados almejados. Sobre o tempo de aplicação da LMF, existem poucas evidências que comprovem sua influência sobre o desempenho neuromuscular, tendo sido encontrados apenas quatro artigos que comparam diferentes tempos de LMF (BRADBURY-SQUIRES et al., 2015; HUANG et al., 2010; MONTEIRO; NETO, 2016; SULLIVAN et al., 2013).

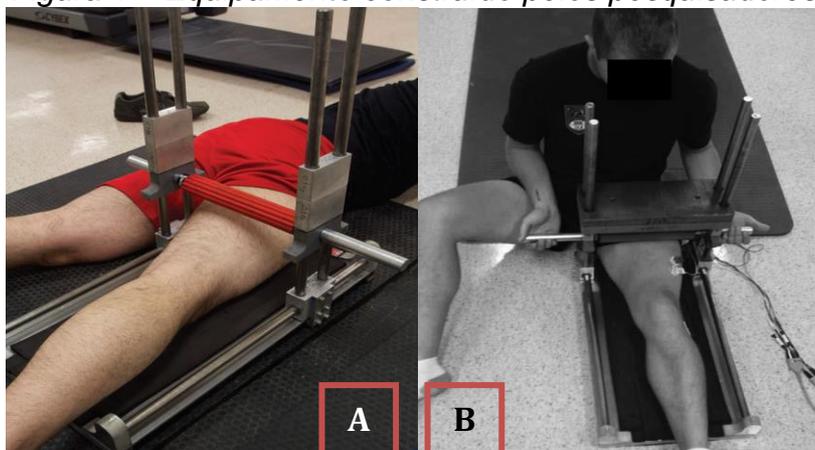
No estudo de Huang et al. (2010) um único avaliador aplicou massagem de fricção músculo tendínea (força aplicada com a ponta dos dedos em local específico (WEERAPONG; HUME; KOLT, 2005)) nos isquiotibiais em 10 mulheres recreacionistas. Foram comparados os tempos de intervenção de 10 segundos, 30 segundos e nenhuma intervenção (controle), estabelecendo uma frequência de aproximadamente um rpm para a intervenção através de um *pace*. Todas as voluntárias participaram das três intervenções, que foram realizadas na mesma semana, em dias diferentes. Realizaram os testes de amplitude de movimento (ADM), de atividade eletromiográfica e tensão muscular passiva antes e após as intervenções.

A tensão muscular passiva é descrita pelos pesquisadores como tensão produzida pelos tendões e membranas musculares quando não há ativação muscular e foi medida de forma indireta pelo torque passivo dos isquiotibiais. Seus resultados mostram que houve aumento significativo na ADM, mostrando-se mais expressivo com o tempo de intervenção de 30 segundos, porém, não houve diferença significativa nas demais variáveis. Os pesquisadores concluíram que a massagem pode aumentar a ADM do quadril sem alterar a atividade eletromiográfica ou a tensão muscular passiva, sendo mais eficiente com 30 segundos de aplicação. É importante observar que a técnica empregada – fricção tendínea – não permite reprodutibilidade, pois a força é controlada de forma subjetiva e pode ser alterada

durante o percurso de tempo. Além disso, o intervalo de recuperação (IR) entre as intervenções pode não ter sido suficiente para evitar o efeito da carga repetida, que acontece quando a mesma intervenção, realizada repetidas vezes, pode causar efeitos fisiológicos reduzidos sobre o tecido em que foi aplicado (MCHUGH et al., 1999; NOSAKA; NEWTON; SACCO, 2002).

Sullivan et al. (2013) compararam quatro diferentes tempos de LMF (1x 5", 2x 5", 1x 10", 2x 10"). A amostra foi composta por 17 voluntários recreacionistas (sete homens e 10 mulheres), sendo que três homens e seis mulheres participaram do grupo controle, os quais não sofreram nenhuma intervenção. Os participantes realizaram duas visitas ao laboratório, separadas por 24h, tendo sido realizadas duas intervenções em cada uma delas. Com o auxílio de um equipamento criado pelos pesquisadores, os voluntários foram expostos às intervenções nos isquiotibiais, separadas por um IR de 30 minutos, em pernas opostas. A carga de 13 kg foi determinada e mantida pelo equipamento (Figura 1A) e a frequência de 120 bpm foi controlada por um metrônomo. Foram avaliadas as variáveis dependentes ADM, a ativação muscular, a contração isométrica voluntária máxima (CIVM) e o atraso eletromecânico. Houve aumento significativo da ADM, sem déficit no desempenho neuromuscular, nos maiores tempos de intervenção (2 x 10"). Os pesquisadores sugerem que novos estudos precisam ser realizados com tempos de intervenções maiores, sugerindo que o tempo de LMF pode alterar as respostas fisiológicas. Apesar de apresentar um maior rigor metodológico, o estudo também mostra curtos IR entre as sessões de LMF.

Figura 1 – Equipamento construído pelos pesquisadores



Squires et al. (2015), em estudo cruzado, avaliaram 10 homens recreacionistas. Foram comparados três tempos de intervenções: cinco séries de 20

segundos com IR: 60 segundos, cinco séries de 60 segundos com IR: 60 segundos e nenhuma intervenção. Após a randomização, as intervenções foram aplicadas no quadríceps da perna dominante com intervalo de 24h a 48h entre elas. Para isso, utilizaram um equipamento (Figura 1B) que empreendia uma carga constante de 25% da massa corporal dos participantes e um metrônomo com a frequência de 30 bpm. As variáveis dependentes analisadas foram ADM, RMS, CIVM, dor e eficiência neuromuscular. A eficiência neuromuscular foi definida como sendo a capacidade de realizar a mesma tarefa com uma menor atividade do sinal eletromiográfico. Mais uma vez a ADM aumentou com os maiores tempos e foi observado maior desconforto na aplicação da LMF com as séries de 60 segundos. Verificou-se um menor RMS na CIVM após as intervenções em comparação com o controle, indicando uma melhor eficiência neuromuscular. Da mesma forma que as demais pesquisas citadas, este estudo manteve um curto IR entre as intervenções.

Monteiro e Neto (2016) induziram fadiga muscular com um protocolo de 3x10RM de extensão dos joelhos na cadeira extensora em 25 mulheres recreacionistas. Em seguida, randomizaram e compararam os tempos de intervenção de 60 segundos, 90 segundos, 120 segundos e controle (sem intervenção). Não está claro na pesquisa, mas provavelmente repetiram o teste de 3x10RM logo após a autoliberação com o rolo sobre o quadríceps. Aconteceram seis visitas ao laboratório em 13 dias, com intervalo de até 48 horas: as duas primeiras foram teste e reteste do protocolo de fadiga muscular. Os pesquisadores encontraram, em seus resultados, uma maior resistência à fadiga na intervenção controle do que nas demais intervenções. As variáveis tempo de aplicação e força aplicada não foram controladas, prejudicando a reprodutibilidade e a validade interna do estudo. O IR entre as intervenções também não foi controlado, pois, de acordo com a descrição da metodologia, pode ter ocorrido intervalos maiores para alguns participantes e menores para outros.

Para membros superiores, os tempos de intervenção frequentemente encontrados variam entre cinco segundos e 10 minutos e, então, analisamos estudos sobre a LMF que abrangessem esse período de tempo. Ainda que as pesquisas apresentem desenhos metodológicos diferentes e nem todas tenham controlado as variáveis força aplicada e frequência da LMF, foi realizada um paralelo entre elas para tentar entender a influência do tempo de aplicação sobre o

desempenho neuromuscular. Desse modo, verificou-se que existe uma lacuna nas pesquisas analisadas em relação aos tempos frequentemente empregados. A maioria dos estudos apresenta tempos de manipulação entre cinco segundos e três minutos (ABOODARDA; SPENCE; BUTTON, 2015; BRADBURY-SQUIRES et al., 2015; GRABOW et al., 2017; HUANG et al., 2010; MACDONALD et al., 2013; MACDONALD; BAKER; CHEATHAM, 2016; MONTEIRO; NETO, 2016; PEARCEY et al., 2015; SULLIVAN et al., 2013; TÛTÛN et al., 2017) e poucos são os estudos que aplicam os demais tempos (ABAD et al., 2010; CÈ et al., 2013; CRANE et al., 2012; FREY LAW et al., 2008; ZAINUDDIN et al., 2005). Além disso, observou-se que em alguns resultados das variáveis dependentes há mudança no comportamento com diferentes tempos de manipulação. Houve aumento na ADM em intervenções aplicadas entre cinco segundos e cinco minutos (BRADBURY-SQUIRES et al., 2015; HUANG et al., 2010; MACDONALD et al., 2013; SULLIVAN et al., 2013), já entre seis e 10 minutos não houve efeito sobre a variável (ABAD et al., 2010; CÈ et al., 2013; ZAINUDDIN et al., 2005). A atividade eletromiográfica apresentou decréscimo quando empregados os tempos entre cinco segundos e cinco minutos (BRADBURY-SQUIRES et al., 2015; HUANG et al., 2010; SULLIVAN et al., 2013). No entanto, Macdonald et al. (2013), com dois minutos de LMF, não encontraram alterações no RMS; o mesmo ocorreu no estudo de Cè et al. (2013), que aplicou 10 minutos de intervenção. Os estudos que utilizaram entre cinco segundos e 10 minutos não encontraram efeitos sobre a força muscular isométrica (ABAD et al., 2010; BRADBURY-SQUIRES et al., 2015; CÈ et al., 2013; MACDONALD et al., 2013; MACDONALD; BAKER; CHEATHAM, 2016; SULLIVAN et al., 2013; ZAINUDDIN et al., 2005).

Devido à variabilidade dos protocolos e às limitações metodológicas dos estudos, as constatações observadas em relação às variáveis que analisam o desempenho neuromuscular não podem ser afirmadas. Torna-se necessária, então, a realização de um estudo, capaz de comparar os efeitos fisiológicos causados por intervenções realizadas com ampla variabilidade entre os tempos.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Amostra

A amostra do presente estudo foi composta por 55 estudantes da Universidade de Brasília do sexo masculino (idade: $21 \pm 2,74$ anos, massa: $73 \pm 12,20$ kg, estatura: $175 \pm 6,62$ cm). Todos são fisicamente ativos, de acordo com o questionário internacional de atividade física (*International Physical Activity Questionnaire - IPAQ*) mostrado no Anexo I, e, ainda, não apresentaram qualquer comprometimento osteomioarticular de membros superiores. Os participantes da pesquisa foram recrutados pelo método de amostragem não probabilística de conveniência, por meio de panfletos distribuídos nessa instituição e de convite verbal. Segundo orientações de Beck (BECK, 2013), o tamanho da amostra foi determinado, a partir de estudo piloto, pelo software *GPower* (versão 3.1.2; Franz Faul, Universität Kiel, Alemanha). Foram adotados, para a realização do cálculo amostral, nível de significância $p=0,05$; *Power* 0,8; tamanho do efeito $f=0,25$.

Este estudo teve seu projeto aprovado junto ao Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília (CAAE: 82371317.4.0000.0030), tendo sido a aprovação publicada no Registro Brasileiro de Ensaio Clínicos (ReBEC: RBR-7vwsj9).

3.2 Desenho experimental

Este ensaio clínico randomizado controlado testou os efeitos da variável independente “tempo de intervenção” sobre as variáveis dependentes força isométrica máxima, ativação muscular, eficiência muscular, espessura muscular, *echo intensity*, percepção de dor e amplitude de movimento.

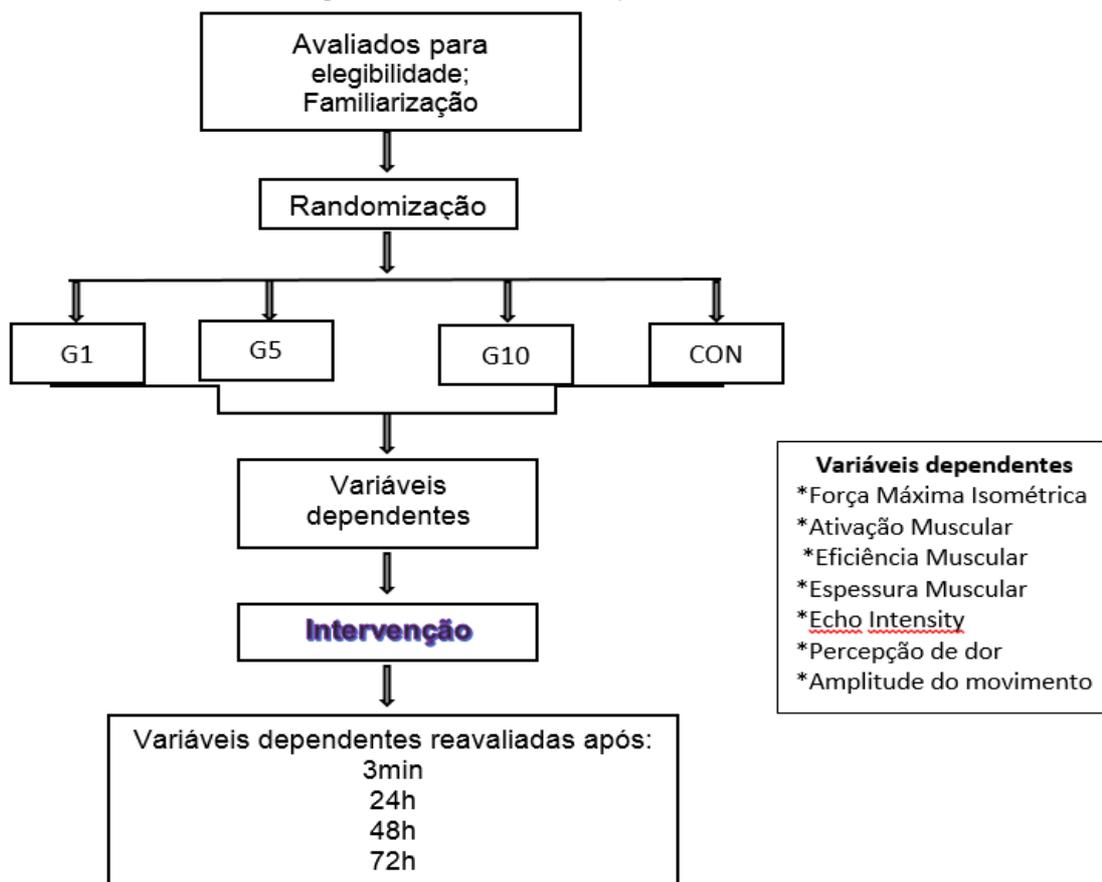
Os participantes fizeram cinco visitas ao laboratório. Na primeira delas, os participantes realizaram a sessão de familiarização com o procedimento experimental e a avaliação antropométrica. Foram definidos os valores da magnitude de força aplicada, por meio de escala verbal numérica de classificação, e os participantes relataram o desconforto da aplicação da LMF com o bastão – realizada por um período de 30 segundos –, sendo de zero a um considerado baixa, quatro a cinco média e sete a oito alta. Os valores da força aplicada foram gravados e utilizados no dia da intervenção. Receberam, no mesmo dia, explicação verbal sobre todos os procedimentos do estudo, preencheram o *IPAQ* e assinaram o termo de

consentimento livre esclarecido. Entre o primeiro dia (familiarização) e o segundo dia de aplicação houve um intervalo mínimo de 96 h.

No segundo dia do estudo os participantes foram divididos randomicamente em quatro grupos: 1. grupo exposto a um minuto de intervenção (G1); 2. grupo exposto a cinco minutos de intervenção (G5); 3. grupo exposto a dez minutos de intervenção (G10); e 4. grupo que não foi exposto a nenhuma intervenção, tendo aguardado durante 15 minutos (CON). A ocultação da alocação dos voluntários e do braço a ser aplicada a LMF foi determinada de forma randômica por meio de envelopes opacos selados. Somente um pesquisador foi o responsável pela avaliação das variáveis dependentes (avaliador de desfecho) e ele não teve conhecimento sobre qual intervenção foi aplicada nos participantes.

Ainda no segundo dia de visita, os participantes realizaram os testes das variáveis dependentes iniciando pela espessura muscular, *echo intensity*, amplitude de movimento, percepção de dor, teste de força isométrica máxima e eficiência muscular. A intervenção com diferentes tempos foi aplicada em um dos braços após a realização dos procedimentos supracitados e, em seguida, novo teste isométrico foi realizado três minutos após a LMF, sendo refeitos os testes das demais variáveis dependentes. Após esse procedimento, os participantes foram liberados. Em todos os grupos o intervalo entre os pré-testes e os pós-testes foi de 15 minutos e a intervenção foi aplicada nos últimos minutos que antecederiam os pós-testes, de acordo com o tempo de cada grupo. Os participantes retornaram 24h, 48h e 72h após a intervenção, no mesmo horário do segundo dia, para novos testes de todas as variáveis dependentes (Figura 2). As coletas de dados foram realizadas no Laboratório de Biomecânica e Processamento de Sinais Biológicos e no Laboratório de Treinamento de Força da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília.

Figura 2 – Desenho experimental do estudo



3.3 Procedimentos

3.3.1 Avaliação antropométrica

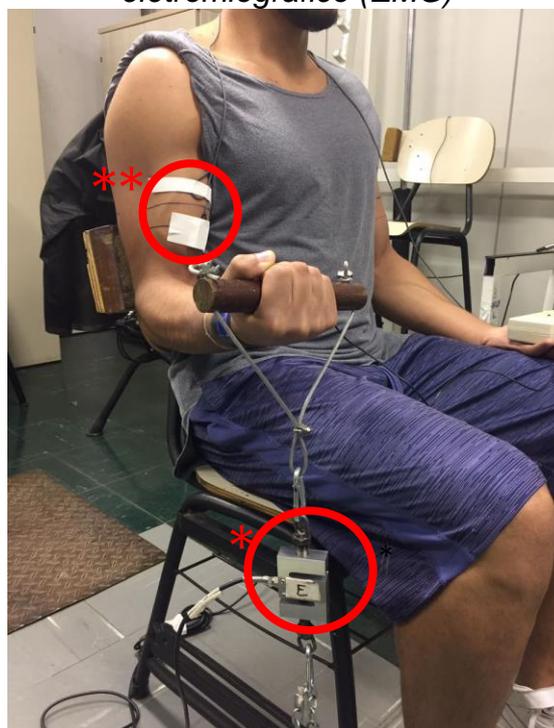
Para caracterizar a amostra, foram mensuradas a estatura, a massa corporal, e a composição corporal dos participantes. Todos eles estavam com os pés descalços e vestindo roupas leves. A estatura foi mensurada utilizando-se um estadiômetro milimetrado (Sanny, modelo ES2020, São Bernardo, Brasil). O avaliado foi posicionado em pé, de forma ereta, com os membros superiores pendentes ao lado do corpo, os pés unidos e as superfícies posteriores dos calcânhares, nádegas, cintura escapular e região occipital em contato com a escala de medida. A massa corporal foi mensurada utilizando-se uma balança eletrônica/digital com resolução de 50g (Líder, modelo P150M, Araçatuba, Brasil). O avaliado se posicionou 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.

Usamos o protocolo Pollock três dobras para mensurar a composição corporal, tendo sido realizadas três dobras cutâneas, segundo o protocolo – peitoral, abdômen e coxa (protocolo para dobras masculinas) –, com um adipômetro (Plicômetro clínico tradicional, Cescorf). Todas as mensurações foram realizadas do lado direito, destacando com o polegar e o indicador a dobra e colocando o adipômetro de forma perpendicular; o peitoral foi mensurado entre a linha axilar anterior e o mamilo, o abdômen ao lado da cicatriz umbilical, com distância de 2 cm, e a coxa na região central, entre a prega inguinal e a patela.

3.3.2 Força máxima isométrica

A aquisição da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) dos flexores de cotovelo ocorreu com o voluntário sentado em uma cadeira com encosto específico para o braço e com o cotovelo fletido a 90°. Para medir tal angulação foi usado um goniômetro analógico (TTK, modelo 1216). A célula de carga (AEPH do Brasil Indústria e Comércio Ltda., modelo TS, 100kg \pm 10%) ficou acoplada ao pé da cadeira, com uma empunhadura fixada em sua extremidade por uma corrente de ferro inextensível, como ilustra a Figura 3.

Figura 3 – Aquisição da contração voluntária isométrica máxima (CVIM) e do sinal eletromiográfico (EMG)



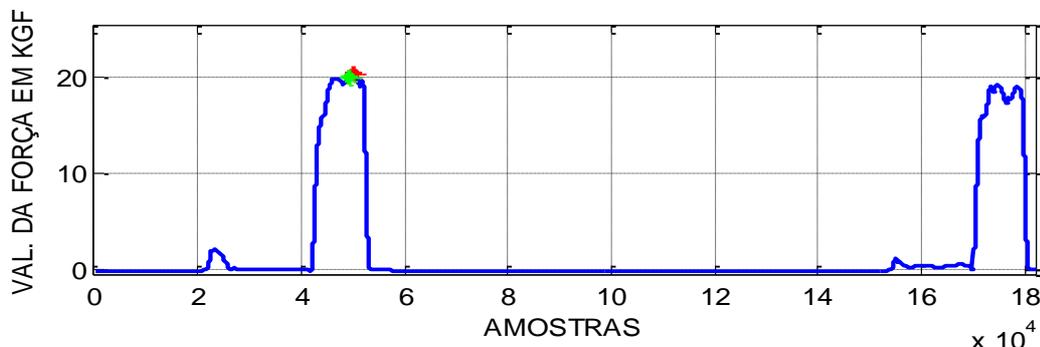
Em destaque a célula de carga * e o eletrodo de eletromiografia **

Essa empunhadura foi ajustada para que o participante mantivesse os 90° de flexão de cotovelo e simultaneamente aplicasse sua força isométrica máxima

durante quatro segundos, em duas tentativas, com 90 segundos de intervalo de recuperação entre elas (MELCHIORRI; RAINOLDI, 2011).

O sinal foi filtrado, permitindo a passagem das baixas frequências, com frequência de corte de 2Hz. Na Figura 4 podemos observar, em azul, a curva de força em unidades conhecidas. O asterisco vermelho representa a localização da maior força aplicada e o asterisco verde a do maior RMS, como explicado no item 3.3.3. Todos os sinais foram processados por um algoritmo específico (Anexo III), desenvolvido em MatLab 6.5 (Mathworks; Natick, MA, USA). O coeficiente de correlação intraclass (ICC) foi de moderado a forte (0,66 -0,96), validando a reprodutibilidade da variável segundo estudo prévio (PINTO et al., 2010).

Figura 4 – Apresentação da curva de força isométrica máxima



O asterisco vermelho indica o local do pico de força e o asterisco verde o local do RMS máximo.

3.3.3 Ativação muscular

O sinal eletromiográfico (EMG) foi coletado através de um eletrodo bipolar, posicionado sobre a cabeça longa do músculo bíceps braquial a 1/3 da distância entre o acrômio medial e a fossa cubital, a partir da fossa cubital (Figura 3), de acordo com as recomendações do SENIAM (HERMENS et al., 2000). Para a aquisição dos sinais eletromiográficos foi utilizado um eletromiógrafo Delsys® (modelo Bagnoli-2, Boston, Estados Unidos). Ainda, foram usados eletrodos ativos com pré-amplificação de 10 V/V e filtro passa-faixa de 20Hz a 450Hz. O ganho total do sinal foi de 1000 V/V, sendo 10 V/V dos eletrodos e 100 V/V do eletromiógrafo. A distância entre eletrodos é de um centímetro com contatos de prata clorada (Ag-AgCl). O sinal obtido pelo eletromiógrafo foi transferido para o computador por meio de uma placa análogo-digital de 16 bits (National Instruments, modelo PCI 6024E, Austin, Estados Unidos) e sua aquisição foi realizada por meio da interface homem máquina (IHM).

O maior RMS foi identificado através de uma janela deslizante 250ms, na tentativa que apresentou a maior FMI (Figura 4). Após o processamento do RMS através do MatLab foi possível adquirir os valores que indicaram a ativação muscular. O ICC foi de moderado a forte (0,66 -0,96), validando a reprodutibilidade da variável segundo estudo prévio (PINTO et al., 2010).

3.3.4 Eficiência muscular

Após o processamento dos sinais especificados anteriormente e da identificação da FMI e do maior RMS, foi calculada a metade da carga, em quilograma, para cada participante. Foi montado um halter com a carga especificada e, dois minutos após o teste de CIVM, este foi entregue ao voluntário para que ele o segurasse a 90°, durante quatro segundos. O participante permaneceu sentado na cadeira com encosto específico para o braço e com o eletrodo bipolar posicionado, como descrito anteriormente. A referência da carga para todos os dias foi o primeiro teste de força, realizado na segunda visita. Após o processamento do RMS, foi possível adquirir os valores que indicaram a eficiência muscular (Anexo III). Foi utilizado todo o período de quatro segundos para identificar o maior RMS.

3.3.5 Espessura muscular e *echo intensity*

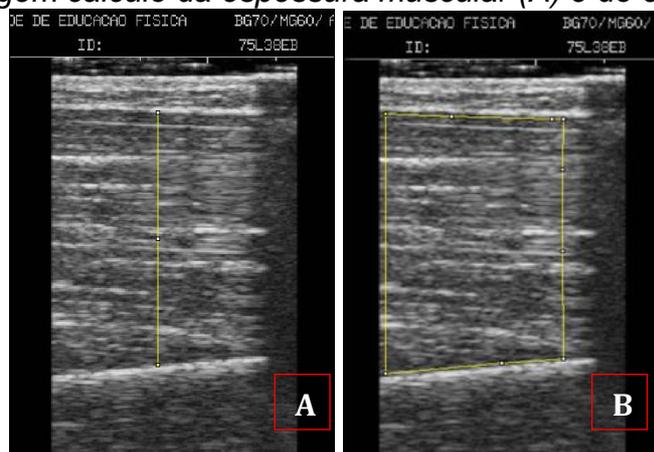
A espessura muscular (EM) e do *echo intensity* (EI) do bíceps braquial foram avaliados com um aparelho de ultrassonografia (Philips, VMI, Indústria e Comércio Ltda. Lagoa Santa, MG, Brasil), conforme mostrado na Figura 5. Foi aplicado gel de transmissão solúvel em água no local de medição e um transdutor de ultrassom de 7,5 MHz foi colocado distal e ventralmente à interface do tecido sem comprimir a pele. As medidas foram realizadas no bíceps braquial, 60% distal entre o processo acromial da escápula e o epicôndilo lateral do úmero (MIYATANI et al., 2004). Quando a qualidade da imagem foi considerada satisfatória, ela foi salva no disco rígido.

Figura 5 – Espessura muscular e echo intensity através da ultrassonografia



Para a mensuração da espessura muscular e do *echo intensity* foram utilizadas imagens em formato JPEG no *software* image-J (version 1.45s. National Institute of Health, USA). Foram realizadas três diferentes mensurações, sendo considerada a média de duas medidas mais próximas. As dimensões da espessura muscular foram obtidas medindo a distância da interface do tecido adiposo subcutâneo-músculo para a interface músculo-osso (Figura 6). Os valores do *echo intensity* foram adquiridos usando a maior região do músculo, sem envolver o tecido adiposo subcutâneo, as fâscias do músculo e o tecido ósseo (Figura 6). Os valores da EM e do EI para os músculos flexores do cotovelo foram determinados pelo mesmo avaliador. O ICC foi de moderado a forte (EM: 0,97e EI: 0,82), validando a reprodutibilidade da variável segundo estudo prévio (JENKINS et al., 2015).

Figura 6 – Imagem cálculo da espessura muscular (A) e do *echo intensity* (B)



3.3.6 Magnitude da dor muscular

A dor muscular tardia foi avaliada em duas condições distintas: 1) palpação do ventre muscular; 2) palpação do tendão. A magnitude da dor foi avaliada por meio da escala verbal numérica de classificação. Essa escala é de 11 pontos, variando de 0 a 10, no qual “0” é percebido como a “ausência total de dor” e “10” como o “máximo de dor tolerável”. Os voluntários foram orientados a expressar

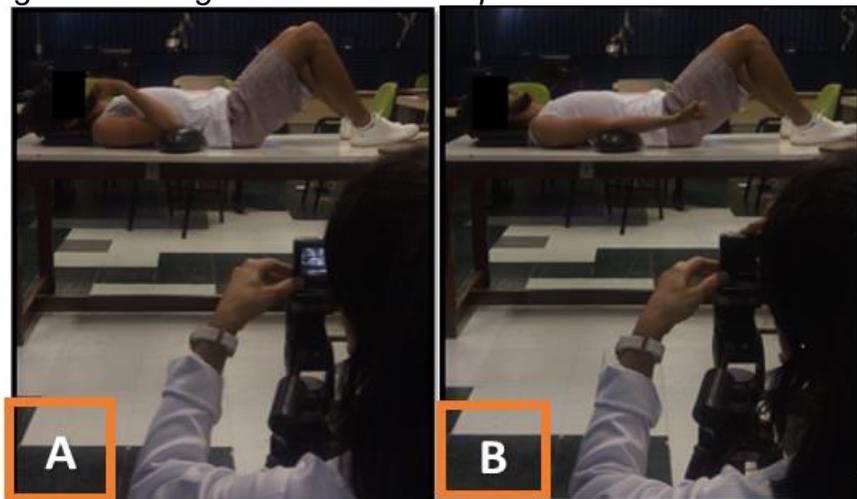
verbalmente a magnitude da dor percebida durante a palpação do ventre muscular e do tendão antes da realização da aplicação do protocolo de teste, bem como logo após, 24h, 48h e 72 horas após (MACDONALD et al., 2014).

3.3.7 Amplitude de movimento

A amplitude de movimento é uma medida indireta da rigidez tecidual e tem sido utilizada em diversos estudos, demonstrando grande confiabilidade (CÈ et al., 2013; FREY LAW et al., 2008; WEERAPONG; HUME; KOLT, 2005). Neste estudo, usamos a biofotogrametria. Foram registradas duas imagens fotográficas realizadas com uma máquina (Camera Samsung S860 8,1 mega pixels) e, em uma delas, o participante encontrava-se com o cotovelo relaxado em extensão e, na outra, em máxima flexão, conforme mostrado na Figura 7. A ADM foi calculada por um algoritmo específico (Anexo III), desenvolvido em MatLab 6.5, que especificou a diferença entre o ângulo do cotovelo relaxado e em máxima flexão.

Os pontos anatômicos de referência para a realização dos cálculos da ADM foram o acrômio, o epicôndilo lateral do úmero e o ponto médio entre os processos estiloides ulnar e radial (NORTON, 1996). Esses pontos foram marcados com tinta de alta fixação para garantir que permanecessem evidentes durante todo o período do estudo (Figura 7). ICC foi de moderado a forte ($ICC > 0,85$), validando a reprodutibilidade da variável segundo estudo prévio (SOUZA et al., 2013).

Figura 7 – Imagem do teste de amplitude de movimento

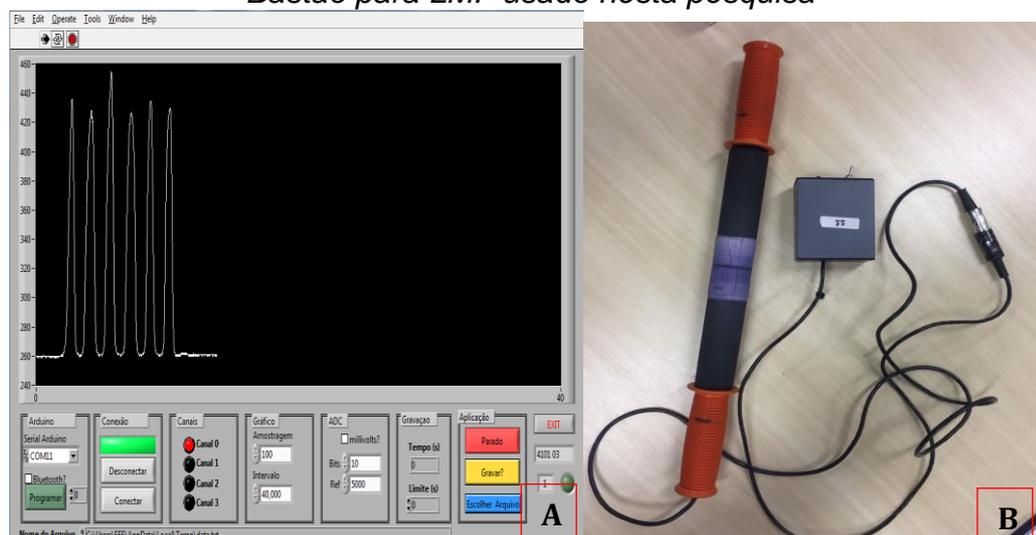


(A) Início do movimento. (B) Fim do movimento.

3.3.8 Confeção do Bastão

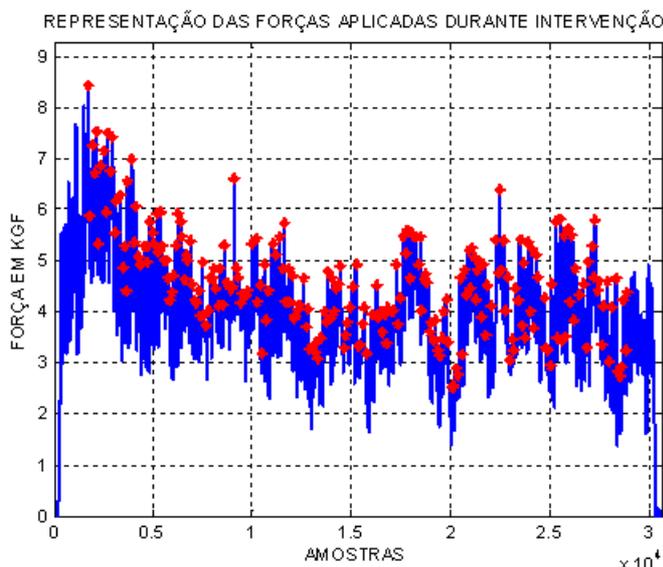
A liberação miofascial foi realizada através de movimentos com um bastão (Tiger tail, USA). O bastão utilizado possui 18 cm de comprimento e três centímetros de diâmetro, é um bastão plástico portátil recoberto por uma esponja densa (Figura 8B). O mesmo possui *strain gages* acoplados em sua haste interna para controlar a magnitude da força aplicada durante a intervenção. O sinal foi amplificado e filtrado, permitindo a passagem do sinal com frequência abaixo de 7Hz. Esse sinal foi transmitido para um computador que possuía uma IHM, permitindo a visualização e a gravação do sinal (Figura 8A).

Figura 8 – (A) Apresentação de seis aplicações de força durante a intervenção. (B) Bastão para LMF usado nesta pesquisa



O bastão foi calibrado todos os dias antes das manipulações com as cargas conhecidas: 0,6; 1,2; 2,2; 4,2; 6,2; 8,2 kg e, em seguida, a curva de calibração foi processada utilizando um polinômio de segundo grau. Com os valores pré-estabelecidos, no dia da familiarização o avaliador, através da IHM, controlou a força média (4,5kg) empregada neste estudo, tendo sido calculada a média dos picos positivos da força empregada. As rotinas citadas encontram-se no Anexo III.

Figura 9 – Representação das forças aplicadas durante a intervenção



Os asteriscos vermelhos representam os picos positivos de aplicação. Para o cálculo da média dos valores de força foram retirados 5% dos picos no início e final da intervenção.

3.3.9 Tempos de intervenção

Os participantes foram randomizados em quatro grupos (Figura 2): três deles receberam a intervenção com o bastão, mas cada um com diferentes tempos de aplicação. O G1 recebeu a LMF com o bastão por um minuto, G5 por cinco minutos e G10 por 10 minutos. A técnica foi aplicada no bíceps braquial cabeça longa e curta, com o auxílio de um metrônomo (aplicativo: Tap Metronome), controlando a frequência de aplicação da liberação miofascial em 60bpm. O grupo controle aguardou 15 minutos para repetir os testes. Em todos os grupos, o intervalo entre os pré-testes e os pós-testes foi de 15 minutos e a intervenção foi aplicada nos últimos minutos que antecediam os pós-testes, conforme o tempo de cada grupo.

3.4 Análise estatística

A estatística descritiva foi utilizada para explorar a distribuição (média \pm SE) para cada variável relatada. Foi aplicada uma ANOVA de dois fatores de medidas repetidas para analisar força máxima isométrica, ativação muscular, eficiência muscular, espessura muscular, *echo intensity*, amplitude de movimento. Quando foi apresentada diferença significativa foi usado post hoc Holm-Sidak. Para analisar a percepção de dor ao longo do tempo utilizamos o teste de Friedman, em caso de diferença significativa, usamos post hoc Student-Newman-Keuls. O teste de Kruskal-Wallis foi utilizado para analisar a percepção de dor entre os grupos, em caso de

diferença significativa fizemos uso do post hoc Dunn's. O nível de significância estabelecido foi de $p < 0,05$.

4 RESULTADOS

Os valores para a força máxima isométrica (FMI) estão apresentados na Tabela 1. Não houve diferença significativa entre os momentos de realização dos testes e nem entre os grupos ($p > 0,050$). Não houve interação significativa entre os fatores grupo*tempo ($F=1,328$, $p=0,250$ e $power= 1,000$).

Os valores da ativação muscular estão apresentados na Tabela 1. Não houve diferença significativa entre os momentos de realização dos testes e nem entre os grupos ($p > 0,050$). Não houve interação significativa entre os fatores grupo*tempo ($F=0,040$, $p=0,841$ e $power= 1,000$).

Os valores para a eficiência muscular (EFM) estão demonstrados na Tabela 1. Não houve diferença significativa entre os momentos de realização dos testes e nem entre os grupos ($p > 0,050$). Não houve interação significativa entre os fatores grupo*tempo ($F=1,762$, $p=0,185$ e $power= 1,000$).

Os valores para a espessura muscular (EM) estão apresentados na Tabela 1. Houve diferença significativa entre os momentos de realização dos testes ($p=0,012$) apresentada em 24h e 48h após em relação ao pré teste. Não houve diferença significativa entre os grupos ($p > 0,050$). Não houve interação significativa entre os fatores grupo*tempo ($F=1,198$, $p=0,275$ e $power= 1,000$).

Os valores para a *echo intensity* (EI) estão também podem ser vistos na Tabela 1. Não houve diferença significativa entre os momentos de realização dos testes e nem entre os grupos ($p > 0,050$). Não houve interação significativa entre os fatores grupo*tempo ($F=0,040$, $p=0,841$ e $power= 1,000$).

Os valores para a amplitude de movimento (ADM) estão apresentados na Tabela 1. Não houve diferença significativa entre os momentos de realização dos testes e nem entre os grupos ($p > 0,050$). Não houve interação significativa entre os fatores grupo*tempo ($F=0,012$, $p=0,912$ e $power= 1,000$).

Os participantes dos grupos G1, G5 e G10 apresentaram presença de percepção de dor, a qual não se dissipou ao longo do tempo analisado. Além disso, os maiores níveis de dor aconteceram nos participantes do G10. Houve aumento da percepção subjetiva de dor em todos os pós-testes (3min, 24h, 48h e 72h) quando comparado ao valor do pré-teste para os que receberam a LMF ($p < 0,050$). Não houve diferença significativa em nenhum momento para os participantes do grupo

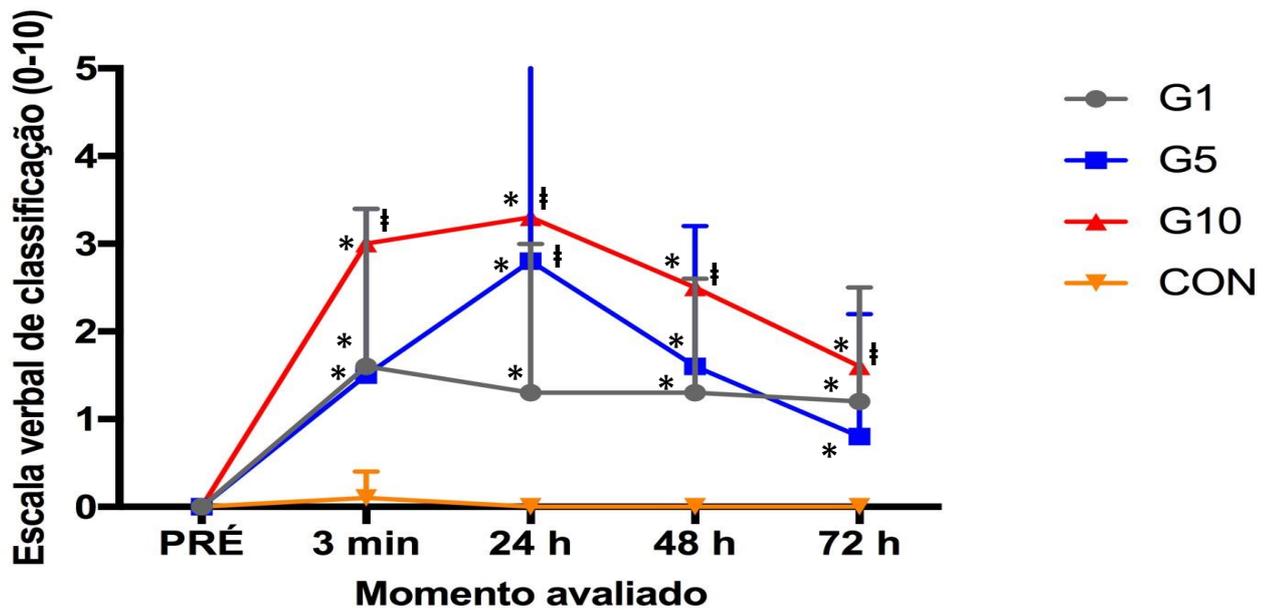
CON. Em relação aos diferentes tempos de LMF, foi percebido aumento significativo nos participantes do G10 em relação aos do CON a partir de 3min até 72h após a intervenção ($p < 0,050$). Os participantes de G5 tiveram aumento significativo dessa percepção em relação aos valores dos participantes do CON para o pós-teste, realizado 24h após a LMF ($p < 0,050$).

Tabela 1 – Resultados da força máxima isométrica, ativação muscular, eficiência muscular, espessura muscular, *echo intensity*, amplitude de movimento

		Pré	3min	24 h	48 h	72 h	grupo	tempo
FMI (kg/f)	G1	18,8 ± 4,0	18,2 ± 3,9	17,6 ± 4,5	17,8 ± 5,1	17,7 ± 4,7	0,612	0,90
	G5	19,2 ± 2,8	17,8 ± 3,1	19,1 ± 3,4	18,7 ± 2,9	18,8 ± 2,9		
	G10	20,6 ± 3,9	19,3 ± 4,4	20,2 ± 4,6	20,1 ± 4,5	20,1 ± 4,6		
	CON	21,1 ± 3,9	19,7 ± 4,2	20,7 ± 3,8	20,9 ± 3,8	21,1 ± 3,6		
RMS (mv)	G1	1,0 ± 0,5	0,8 ± 0,6	0,8 ± 0,5	0,8 ± 0,5	0,7 ± 0,5	0,506	0,19
	G5	0,9 ± 0,5	0,7 ± 0,5	0,9 ± 0,5	0,9 ± 0,4	1,0 ± 0,6		
	G10	1,0 ± 0,3	0,7 ± 0,3	0,9 ± 0,5	1,0 ± 0,5	1,0 ± 0,7		
	CON	0,9 ± 0,6	0,8 ± 0,5	0,9 ± 0,6	0,9 ± 0,6	0,9 ± 0,6		
EFM (%)	G1	41,7 ± 18,7	39,8 ± 22,3	41,7 ± 20,1	38,3 ± 18,2	39,1 ± 15,1	0,608	0,50
	G5	48,4 ± 13,5	40,0 ± 12,0	42,0 ± 9,2	45,8 ± 14,6	47,4 ± 17,3		
	G10	47,6 ± 16,3	37,4 ± 15,2	39,4 ± 12,8	40,5 ± 15,0	43,5 ± 22,7		
	CON	45,3 ± 15,0	47,3 ± 15,8	41,9 ± 12,8	40,7 ± 13,1	41,8 ± 15,4		
EM (mm)	G1	33,0 ± 3,0	34,4 ± 3,8	33,5 ± 4,5	33,1 ± 2,1	33,9 ± 3,3	0,916	0,00
	G5	34,0 ± 3,1	34,9 ± 3,2	33,6 ± 4,3	34,6 ± 3,3	33,8 ± 4,4		
	G10	37,9 ± 7,0	37,5 ± 6,0	36,0 ± 4,9	36,1 ± 4,4	36,0 ± 5,0		
	CON	36,0 ± 3,9	34,9 ± 3,0	35,6 ± 3,4	34,8 ± 3,0	36,1 ± 3,6		
EI (AU)	G1	106,5 ± 10,2	107,0 ± 12,4	104,9 ± 12,9	105,0 ± 12,4	108,7 ± 10,9	0,506	0,19
	G5	108,1 ± 7,4	106,9 ± 8,9	108,2 ± 7,5	108,5 ± 7,1	105,4 ± 4,5		
	G10	104,3 ± 7,1	105,8 ± 7,5	108,2 ± 8,4	104,5 ± 4,8	105,2 ± 9,1		
	CON	101,2 ± 8,3	100,6 ± 8,6	103,8 ± 6,8	100,2 ± 8,5	100,9 ± 6,6		
ADM (°)	G1	138,6 ± 7,1	140,7 ± 8,7	139,3 ± 6,0	141,5 ± 6,1	141,4 ± 8,9	0,337	0,80
	G5	144,6 ± 9,5	143,3 ± 7,8	143,0 ± 11,4	143,5 ± 10,8	144,4 ± 10,7		
	G10	141,6 ± 6,2	142,2 ± 6,6	142,5 ± 7,7	141,1 ± 8,4	141,7 ± 8,7		
	CON	144,2 ± 8,7	145,1 ± 5,7	146,0 ± 5,0	146,1 ± 5,6	144,3 ± 9,6		

Média ± desvio padrão da Força Máxima Isométrica (FMI), ativação muscular (RMS), eficiência muscular (EFM), espessura muscular (EM), *echo intensity* (EI), amplitude de movimento (ADM) antes (pré), três minutos, 24 horas, 48 horas e 72 horas após.

Figura 10 – Gráfico da percepção subjetiva de dor



Pré-teste (pré), três minutos, 24 horas, 48 horas e 72 horas após, (*) diferença em relação ao pré, (‡) diferença em relação ao CON.

A Tabela 2 mostra os tamanhos de efeito para diferentes intervenções, avaliadas pelo software GPower (version 3.1.2; Franz Faul, Universitat Kiel, Germany). Os descritores qualitativos de efeitos padronizados foram avaliados usando os critérios: pequeno 0,10, médio 0,25 e grande 0,40 (BECK, 2013) .

Tabela 2-Tamanhos de efeito para diferentes intervenções

f	G1	G5	G10
FMI (kg/f)	0,71	1,00	1,00
RMS (mv)	1,00	1,00	1,00
EFM (%)	0,96	0,95	0,64
E M (mm)	1,00	1,15	0,82
ECO (mm)	1,15	1,12	1,02
DOR (0-10)	1,00	0,80	0,58
ADM (°)	0,77	0,77	1,15

Força Máxima Isométrica (FMI), ativação muscular (RMS), eficiência muscular (EFM), espessura muscular (EM), *echo intensity* (EI), percepção subjetiva de dor (DOR), amplitude de movimento (ADM)

5 DISCUSSÃO

Este ensaio clínico randomizado controlado foi desenhado para analisar os efeitos da variável independente “tempo de intervenção” sobre as variáveis dependentes força isométrica máxima, ativação muscular, eficiência muscular, espessura muscular, *echo intensity*, percepção de dor e amplitude de movimento ao longo de 72 horas após a intervenção. Não é de nosso conhecimento que estudos prévios tenham analisado seus efeitos por tempo superior a 10 minutos pós-intervenção, analisando a possível indução do dano muscular. Viabilizando a reprodutibilidade do protocolo de manipulação empregado, a magnitude da força aplicada foi controlada durante toda a intervenção. Os principais achados do estudo foram que a LMF realizada com diferentes tempos não influencia na força isométrica máxima, ativação muscular, eficiência muscular, espessura muscular, *echo intensity* e amplitude do movimento. Entretanto, a percepção subjetiva de dor sofreu alteração após a intervenção, mostrando-se significativamente maior três minutos após a LMF em todos os grupos.

Não houve diferenças significativas entre os grupos, nem em cada ponto de tempo avaliado para força isométrica e ativação muscular, sugerindo que LMF não influencia a resposta neuromuscular, independentemente da duração da manipulação. MacDonald et al. (2013) mostraram que não houve alterações significativas na contração voluntária após a massagem com o rolo por 2 minutos. Da mesma forma, Sullivan et al. (2013) mostraram que não houve mudanças significativas na contração voluntária máxima e na EMG após a massagem com bastão, corroborando nossos achados. Estes resultados são reforçados por nenhuma mudança na eficiência muscular. A eficiência muscular, foi avaliada pela realização de contração isométrica, com carga correspondente a 50% da força máxima.

A ultrassonografia tem sido uma boa alternativa para visualizar alterações musculoesqueléticas (REEVES et al., 2004; VIEIRA et al., 2016). Sendo assim, analisamos a medida do tamanho e a morfologia muscular através da espessura muscular e da *echo intensity* para verificar a presença ou não de um possível dano muscular induzido pela LMF. A EM se alterou ao longo do tempo para todos os grupos, sendo 2% menor que o pré-teste em 24h e 48h após a intervenção. Mas não

apresentou diferença significativa entre os grupos. Não foram observadas diferenças significativas entre os valores de pré e pós-intervenção e nem entre os grupos para a variável EI.

Os dados sugerem que a LMF com o bastão não causou edema ou induziu alterações nas fibras musculares. Esses achados contradizem estudos anteriores (ARKKO; PAKARINEN; KARI-KOSKINEN, 1983; MACDONALD et al., 2014) que sugeriram que a LMF poderia induzir ou potencializar o dano muscular. MacDonald et al. (2014) observou em sua pesquisa um decréscimo da força de contração, da potência da força de contração e da taxa de desenvolvimento de força no grupo que recebeu a LMF em relação ao grupo que não recebeu nenhuma intervenção. Os autores sugerem a partir de seus resultados, que há um provável aumento do dano muscular após a LMF, baseados na pesquisa de Arkko et al. (1983). O estudo verificou através de parâmetros sanguíneos que após a massagem houve aumento significativo da creatina quinase e do lactato desidrogenase, ambos marcadores de dano muscular. No entanto MacDonald et al. (2014) não fizeram a análise ultrassonográfica do músculo para verificarem este efeito. Até o momento podemos afirmar que a LMF não induz dano muscular, e pesquisas futuras precisam analisar as causas dos resultados encontrados anteriormente.

A percepção de dor mostrou-se dependente do tempo de aplicação da LMF. Os maiores níveis de dor foram apresentados com o tempo de 10 minutos quando comparadas ao grupo controle em todos os momentos avaliados. Estudos prévios (BRADBURY-SQUIRES et al., 2015; MACDONALD et al., 2014) também observaram que tempos mais longos de intervenção induzem uma maior percepção de dor, corroborando com nossos achados. Especula-se que a técnica afeta as terminações nervosas livres (nociceptores) através do estresse mecânico exercido com o bastão durante o período em que foi realizada a LMF (ABOODARDA et al., 2015).

Os nociceptores são neurônios sensoriais periféricos especializados, responsáveis pela tradução dos estímulos da pele, entre outros (DUBIN; PATAPOUTIAN, 2010). Macdonald et al. (2013) sugerem que as técnicas com rolo que induzem LMF tem maior efeito sobre o tecido conjuntivo. Foi observado, em estudos anteriores, que o tecido conjuntivo é suscetível ao estresse mecânico, seja através da pressão ou da extensão (JONES et al., 1987), portanto, podemos inferir

que quanto maior o tempo de aplicação, maior a estimulação aferente, aumentando a percepção de dor (hiperalgesia) pela contínua atividade dos nociceptores mecanicamente sensíveis ao longo do tempo (SIMMONDS; MILLER; GEMMELL, 2012).

Apesar de já estar estabelecido que as técnicas que induzem a LMF aumentam a amplitude do movimento (BRADBURY-SQUIRES et al., 2015; GRABOW et al., 2017; HUANG et al., 2010) essa variável não se alterou. Provavelmente porque os participantes não apresentaram encurtamento muscular, o parâmetro de hiperextensão ou encurtamento não foi pré-estabelecido. Além disso, a articulação do cotovelo tem uma limitação da extensão anatômica do osso olécrano. Estudos anteriores que analisaram a ADM dos flexores do cotovelo obtiveram respostas similares (ABAD et al., 2010; ZAINUDDIN et al., 2005).

Sendo assim a LMF pode ser utilizada com qualquer tempo de aplicação da intervenção, no entanto tempos de aplicação mais longos podem ser desconfortáveis. Preparadores físicos e recreacionistas podem otimizar o trabalho empregando tempos de aplicação da LMF mais curtos, podendo aplica-la antes de atividades que exigem desempenho.

6 CONCLUSÃO

A LMF aplicada com o bastão para massagem com magnitude de $4,5 \pm 1,0$ kgf aumenta a percepção de dor, a qual apresenta uma tendência a se tornar mais intensa com tempo de aplicação mais longo (10 minutos), podendo perdurar por até 72h após. Em contrapartida, os diferentes tempos de aplicação da LMF parecem não influenciar na resposta neuromuscular das demais variáveis analisadas (força isométrica máxima, ativação muscular, eficiência muscular, espessura muscular, *echo intensity* e amplitude do movimento).

REFERÊNCIAS

- ABAD, C. et al. Efeito da Massagem Clássica na Percepção Subjetiva de Dor , Edema , Amplitude Articular e Força Máxima Após Dor Muscular Tardia Induzida Pelo Exercício. **Rev Bras Med Esporte**, v. 16, p. 36–40, 2010.
- ABOODARDA, S.; SPENCE, A.; BUTTON, D. C. Pain pressure threshold of a muscle tender spot increases following local and non-local rolling massage. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 16, n. 1, p. 265, 2015.
- ADSTRUM, S. et al. Defining the fascial system. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 21, n. 1, p. 173–177, 2017.
- AJIMSHA, M. et al. Effectiveness of myofascial release: Systematic review of randomized controlled trials. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 19, n. 1, p. 102–112, 2015.
- AJIMSHA, M. S.; BINSU, D.; CHITHRA, S. Effectiveness of myofascial release in the management of plantar heel pain: A randomized controlled trial. **Foot**, v. 24, n. 2, p. 66–71, 2014.
- ARKKO, P. J.; PAKARINEN, A. J.; KARI-KOSKINEN, O. Effects of Whole Body Massage on Serum Protein, Electrolyte and Hormone Concentrations, Enzyme Activities, and Hematological Parameters. **International journal sports medicine**, v. 4, p. 265–267, 1983.
- BARNES, M. F. The Basic Science of Myofascial Release : Morphologic change in connective tissue. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 1, n. 4, p. 231–238, 1997.
- BECK, T. W. The Importance of A Priori Sample Size Estimation in Strength and Conditioning Research. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 27, n. 8, p. 2323–2337, 2013.
- BRADBURY-SQUIRES, D. J. et al. Roller-massager application to the quadriceps and knee-joint range of motion and neuromuscular efficiency during a lunge. **Journal of Athletic Training**, v. 50, n. 2, p. 133–140, 2015.
- CÈ, E. et al. Stretching and deep and superficial massage do not influence blood lactate levels after heavy-intensity cycle exercise. **Journal of Sports Sciences**, v. 31, n. 8, p. 856–866, 2013.
- CHAUDHRY, H. et al. Viscoelastic behavior of human fasciae under extension in manual therapy. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 11, n. 2, p. 159–167, 2007.
- CHEATHAM, S. W. et al. The effects of self-myofascial release using a foam roll or roller massager on joint range of motion, muscle recovery, and performance: a systematic review. **Int J Sport. Phys Ther**, v. 10, n. 6, p. 827–838, 2015.
- CRANE, J. D. et al. Massage Therapy Attenuates Inflammatory Signaling After Exercise-Induced Muscle Damage. **Science Translational Medicine**, v. 4, n. 119, p. 119ra13-119ra13, 2012.
- DOMMERHOLT, J. et al. A critical overview of the current myofascial pain literature - January 2016. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 20, n. 1, p. 156–167, 2016.
- DUBIN, A. E.; PATAPOUTIAN, A. Review series Nociceptors : the sensors of the pain pathway. **The Journal of Clinical Investigation**, v. 120, n. 11, 2010.
- FREY LAW, L. A. et al. Massage Reduces Pain Perception and Hyperalgesia in Experimental Muscle Pain: A Randomized, Controlled Trial. **Journal of Pain**, v. 9, n.

8, p. 714–721, 2008.

GRABOW, L. et al. Higher Quadriceps Roller Massage Forces Do Not Amplify Range Of-Motion Increases Or Impair **Strength And Jump Performance**. [s.l.: s.n.].

HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 5, p. 361–374, 2000.

HUANG, S. Y. et al. Short-duration massage at the hamstrings musculotendinous junction induces greater range of motion. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 24, n. 7, p. 1917–1924, 2010.

JENKINS, N. D. M. et al. Test-Retest Reliability of Single Transverse versus Panoramic Ultrasound Imaging for Muscle Size and Echo Intensity of the Biceps Brachii. **Ultrasound in Medicine and Biology**, v. 41, n. 6, p. 1584–1591, 2015.

JONES, D. A.; NEWHAM, D. J.; CLARKSON, P. M. Skeletal muscle stiffness and pain following eccentric exercise of the elbow flexors. **Pain**, v. 30, n. 2, p. 233–242, 1987.

KUMKA, M.; BONAR, J. Fascia: a morphological description and classification system based on a literature review. **The Journal of the Canadian Chiropractic Association**, v. 56, n. 3, p. 179–91, 2012.

KWONG, E. H.; FINDLEY, T. W. Fascia - Current knowledge and future directions in physiatry: Narrative review. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v. 51, n. 6, p. 875–884, 2014.

LANGEVIN, H. M.; HUIJING, P. A. Communicating about fascia: History, pitfalls, and recommendations. **International Journal of Therapeutic Massage and Bodywork: Research, Education, and Practice**, v. 2, n. 4, p. 3–8, 2009.

MACDONALD, G. Z. et al. An acute bout of self-myofascial release increases range of motion without a subsequent decrease in muscle activation or force. **Journal of Strength and Conditioning Research**, p. 812–821, 2013.

MACDONALD, G. Z. et al. Foam rolling as a recovery tool after an intense bout of physical activity. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 46, n. 1, p. 131–142, 2014.

MACDONALD, N.; BAKER, R.; CHEATHAM, S. W. the Effects of Instrument Assisted Soft Tissue Mobilization on Lower Extremity Muscle Performance: a Randomized Controlled Trial. **International journal of sports physical therapy**, v. 11, n. 7, p. 1040–1047, 2016.

MCHUGH, M. P. et al. Exercise-Induced Muscle Damage and Potential Mechanisms for the Repeated Bout Effect. v. 27, n. 3, p. 157–170, 1999.

MELCHIORRI, G.; RAINOLDI, A. Muscle fatigue induced by two different resistances: Elastic tubing versus weight machines. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 21, n. 6, p. 954–959, 2011.

MIYATANI, M. et al. The accuracy of volume estimates using ultrasound muscle thickness measurements in different muscle groups. **European Journal of Applied Physiology**, v. 91, n. 2–3, p. 264–272, 2004.

MONTEIRO, E. R.; NETO, V. G. Effect of Different Foam Rolling Volumes on Knee Extension Fatigue. **Int J Sports Phys Ther**, v. 11, n. 7, p. 1076–1081, 2016.

NORTON, K. **Measurement techniques in anthropometry**. In **Anthropometrica**. [s.l.: s.n.]. v. 001327

NOSAKA, K.; NEWTON, M.; SACCO, P. Delayed-onset muscle soreness does not reflect the magnitude of eccentric exercise-induced muscle damage. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 12, n. 6, p. 337–346, 2002.

PAOLINI, J. Review of Myofascial Release as an Effective Massage Therapy

Technique. **Athletic Therapy Today**, v. 14, n. 5, p. 30–34, 2009.

PEARCEY, G. E. P. et al. Foam Rolling for Delayed-Onset Muscle Soreness and Recovery of Dynamic Performance Measures. **Journal of Athletic Training**, v. 50, n. 1, p. 5–13, 2015.

PINTO, S. S. et al. Electromyographic signal and force comparisons during maximal voluntary isometric contraction in water and on dry land. **European Journal of Applied Physiology**, v. 110, n. 5, p. 1075–1082, 2010.

REEVES, N. D.; MAGANARIS, C. N.; NARICI, M. V. Ultrasonographic assessment of human skeletal muscle size. **European Journal of Applied Physiology**, v. 91, n. 1, p. 116–118, 2004.

SCARR, G. Journal of Bodywork & Movement Therapies Comment on ‘ De fi ning the fascial system ’ FASCIA SCIENCE AND CLINICAL APPLICATIONS : COMMENT. v. 21, p. 8592, 2017.

SIMMONDS, N.; MILLER, P.; GEMMELL, H. A theoretical framework for the role of fascia in manual therapy. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 16, n. 1, p. 83–93, 2012.

SOUZA, T. M. M. DE et al. Estudo Comparativo entre Eletrogoniometria e Fotogrametria Digital. **Revista Brasileira de Ciências da Saúde**, v. 17, p. 133–138, 2013.

STECCO, A. et al. Fascial Disorders: Implications for Treatment. **Pm&R**, v. 8, n. 2, p. 161–168, 2016.

STECCO, C. et al. Anatomy of the deep fascia of the upper limb. Second part: study of innervation. **Morphologie**, v. 91, n. 292, p. 38–43, 2007.

SULLIVAN, K. M. et al. Roller-massager application to the hamstrings increases sit-and-reach range of motion within five to ten seconds without performance impairments. **International journal of sports physical therapy**, v. 8, n. 3, p. 228–36, 2013.

TAKAMOTO, K. et al. Effects of compression at myofascial trigger points in patients with acute low back pain: A randomized controlled trial. **European Journal of Pain (United Kingdom)**, v. 19, n. 8, p. 1186–1196, 2015.

TÜTÜN, E. et al. Deep massage to posterior calf muscles in combination with neural mobilization exercises as a treatment for heel pain : A pilot randomized clinical trial. **Manual Therapy**, v. 52, n. 2, p. 295–311, 2017.

VIEIRA, A. et al. Ultrasound imaging in women’s arm flexor muscles: Intra-rater reliability of muscle thickness and echo intensity. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 20, n. 6, p. 535–542, 2016.

WEBB, T. R.; RAJENDRAN, D. Myofascial techniques: What are their effects on joint range of motion and pain? – A systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 20, n. 3, p. 682–699, 2016.

WEERAPONG, P.; HUME, P. A.; KOLT, G. S. The mechanisms of massage and effects on performance, muscle recovery and injury prevention. **Sports Medicine**, v. 35, n. 3, p. 235–256, 2005.

ZAINUDDIN, Z. et al. Effects of massage on delayed-onset muscle soreness, swelling and recovery of msucle function. **Journal of Athletic Training**, v. 40, n. 3, p. 174–180, 2005.

LISTA DE ANEXOS

ANEXO I: Questionário Internacional De Atividade Física	40
ANEXO II: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE.....	42
ANEXO III : Rotinas Matlab.....	44

ANEXO I



QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA – VERSÃO CURTA –

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

ANEXO II



Universidade de Brasília
Faculdade de Educação Física

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE

Convidamos o (a) Senhor (a) a participar voluntariamente do projeto de pesquisa **“Efeitos do tempo de aplicação da massagem na recuperação do dano muscular nos músculos extensores do quadril e do joelho,”**, sob a responsabilidade do pesquisador Emmanuela Barbosa de Assis Marinho. ,” para conclusão do curso de mestrado acadêmico da Faculdade de Educação Física Brasília.

O objetivo desta pesquisa é investigar os efeitos do tempo de aplicação massagem e da concentração de creatina cinase, no inchaço muscular, na magnitude da dor muscular tardia, na força máxima, no sinal eletromiográfico, no equilíbrio e na amplitude de movimento após dano muscular induzido por exercício.

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

A sua participação se dará por meio de 04 (quatro) visitas ao Laboratório de Treinamento de Força da Faculdade de Educação Física, Universidade de Brasília, onde cada visita será separada por um intervalo de vinte e quatro horas. (Tempo total da pesquisa: uma semana) A primeira visita terá como objetivo o completo esclarecimento sobre os procedimentos adotados no estudo, o preenchimento de questionários, a tomada de medidas para a caracterização da amostra (massa corporal e estatura), a determinação das medidas de referência (creatina cinase, no inchaço muscular, na magnitude da dor muscular tardia, na força máxima, no sinal eletromiográfico, no equilíbrio e na amplitude de movimento), a indução do dano muscular. Após 24, 48 e 72 horas as visitas serão destinadas a coletas de dados com duração total das visitas de 30 minutos, as quais seguirão a seguinte sequência: 1) avaliação das variáveis dependentes, 2) aplicação da massagem, 3) liberação do sujeito. Para este estudo foi selecionado método de indução de dano muscular já utilizado em estudos prévios, com critérios de aplicação recomendados na literatura, não havendo nenhum relato e/ou sinal de lesão grave.

Os riscos decorrentes de sua participação na pesquisa são dores musculares tardias, decorrentes dos exercícios físicos, bem como dor na hora de realizar a massagem e após a mesma. Os músculos extensores do joelho podem ter uma redução na amplitude de movimento, bem como sofrer inchaço após o exercício físico, além de aumentar a concentração de creatina cinase, no sangue. Esse são sinais e sintomas do dano muscular causado pelo exercício físico, podendo ser minimizados através da massagem que será aplicada em seguida, caso isso não ocorra, após a pesquisa podem ser utilizados, quaisquer procedimentos para redução da dor, (ex: alongamentos). Se você aceitar participar, estará contribuindo 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 compreender os efeitos da massagem sobre o processo de recuperação do dano muscular induzido por exercício.

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.

Todas as despesas que você tiver relacionadas diretamente ao projeto de pesquisa (tais como, passagem para o local da pesquisa, alimentação no local da pesquisa ou exames para realização da pesquisa) serão cobertas pelo pesquisador responsável.

Caso haja algum dano direto ou indireto decorrente de sua participação na pesquisa, você deverá buscar ser indenizado, obedecendo-se as disposições legais vigentes no Brasil.

Os resultados da pesquisa serão divulgados na Instituição Universidade de Brasília, Faculdade de Educação Física, podendo ser publicados posteriormente. Os dados, materiais biológicos serão utilizados somente para esta pesquisa e ficarão sob a guarda do pesquisador por um período de cinco anos, após isso serão destruídos.

Se o (a) Senhor (a) tiver qualquer dúvida em relação à pesquisa, por favor telefone para: o pesquisador (a) responsável Emmanuela Barbosa de Assis Marinho na Universidade de Brasília, Faculdade de Educação Física no telefone 55 (62) 992524357, disponível inclusive para ligação a cobrar e email: manumarinhoster@gmail.com

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

Caso concorde em participar, pedimos que assine este documento que foi elaborado em duas vias, uma ficará com o pesquisador responsável e a outra com o Senhor (a).

Nome / assinatura

Pesquisador Responsável
Nome e assinatura

Brasília, ____ de _____ de _____.

ANEXO III

Rotina da FMI e do RMS:

% Nesta rotina a força máxima é calculada e nessa tentativa
% o maior RMS é calculado em uma janela de 250 ms ou seja 500 amostras

```
clear all
clc
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%% DADOS INICIAIS %%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
fs=2000;
nome=['vint1'];
data='d04_07';
nomearq=['res',nome];
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%% ENTRADAS %%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
eval(['load c:\dados\LM',data,'\',nome,'d;'])
eval(['[sd]=',nome,'d;']);
forcad=sd(:,7);
emgd=sd(:,8);
eval(['load c:\dados\LM',data,'\',nome,'e;'])
eval(['[se]=',nome,'e;']);
forcae=se(:,7);
emge=se(:,8);
%CONVERSÃO DO SINAL DE FORÇA EM UNIDADE CONHECIDA
h=calibracel(data);
fcd=(forcad-h(2))/h(1);
fce=(forcae-h(2))/h(1);

%FILTRAGEM DO SINAL DE EMG
wn=[2/(fs/2)];% FILTRO COM FREQUENCIA DE CORTE DE 2 Hz
[b,a] = butter(3,wn); % DE ORGEM 3
fd=filtfilt(b,a,fcd);
fe=filtfilt(b,a,fce);

%CÁLCULO DA FORÇA MÁXIMA E SUA LOCALIZAÇÃO
fmd=max(fd);
fme=max(fe);
lfmd=find(fd==fmd);
lfme=find(fe==fme);

%CÁLCULO DA TENTATIVA A SER CALCULADO O RMS
if lfmd<80000%cálculo do RMS
    fim=floor(length(emgd)/2);
    for i=1:fim-500
        sinal=emgd(i:i+500);
        rmspd(i)=rms(sinal);
    end
    rmsd=max(rmspd);
    lrmsd=find(rmspd==rmsd);
else
    ini=floor(length(emgd)/2);
    fim=length(emgd);
```

```

sd=emgd(ini:fim);
for i=1:length(sd)-500
    sinal=sd(i:i+500);
    rmspd(i)=rms(sinal);
end
rmsd=max(rmspd);
ld=find(rmspd==rmsd);
lrmse=ld+ini;
end
if lfme<80000%cálculo do RMS
    fim=floor(length(emge)/2);
    for i=1:fim-500
        sinal=emge(i:i+500);
        rmspe(i)=rms(sinal);
    end
    rmse=max(rmspe);
    lrmse=find(rmspe==rmse);
else
    ini=floor(length(emge)/2);
    fim=length(emge);
    se=emge(ini:fim);
    for i=1:length(se)-500
        sinal=se(i:i+500);
        rmspe(i)=rms(sinal);
    end
    rmse=max(rmspe);
    le=find(rmspe==rmse);
    lrmse=le+ini;
end
subplot 211
plot(fd)
grid
axis([0 length(fd) 0 fmd+5]);
hold
plot(lfmd,fd(lfmd),'r*')
plot(lrmse,fd(lrmse),'g*')
hold
title('MEMBRO DIREITO')
subplot 212
plot(fe)
grid
axis([0 length(fd) 0 fme+5]);
hold
plot(lfme,fe(lfme),'r*')
plot(lrmse,fe(lrmse),'g*')
hold
title('MEMBRO ESQUERDO')
result=[fmd fme rmsd rmse];
cd c:\dados\lm\resultados
sucess=xlswrite(nomearq,result)
cd c:\matlab\lm

```

Rotina do Cálculo da Eficiência Muscular

```

clear all
clc
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%% DADOS INICIAIS %%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
lado='d';
numero='29';
data1='d30_10';
data2='d31_10';
data3='d01_11';
data4='d02_11';
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% ENTRADA DOS DADOS
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
nometarq=[numero lado];
eval(['load c:\dados\LM\',data1,'\v',numero,'t1',lado,'];]);
eval(['s1=', 'v', numero, 't1', lado, '']);
f1=s1(:,7);
emg=s1(:,8);
eval(['load c:\dados\LM\',data1,'\v',numero,'t15',lado,'];]);
eval(['s1=', 'v', numero, 't15', lado, '']);
emg1=s1(:,8);
eval(['load c:\dados\LM\',data1,'\v',numero,'t25',lado,'];]);
eval(['s2=', 'v', numero, 't25', lado, '']);
emg2=s2(:,8);
eval(['load c:\dados\LM\',data2,'\v',numero,'t35',lado,'];]);
eval(['s3=', 'v', numero, 't35', lado, '']);
emg3=s3(:,8);
eval(['load c:\dados\LM\',data3,'\v',numero,'t45',lado,'];]);
eval(['s4=', 'v', numero, 't45', lado, '']);
emg4=s4(:,8);
eval(['load c:\dados\LM\',data4,'\v',numero,'t55',lado,'];]);
eval(['s5=', 'v', numero, 't55', lado, '']);
emg5=s5(:,8);
%CONVERSÃO DO SINAL DE FORÇA DE S1 EM UNIDADE CONHECIDA
h1=calibracel(data1);
fc1=(f1-h1(2))/h1(1);
%CÁLCULO DA FORÇA E RMS MÁXIMOS DA BASE LINE
[rmsm,fmax]=forca_rms_max(fc1,emg,h1);
%CÁLCULO DO MAIOR RMS À 50%
[rms501]=forca_rms_50(emg1,rmsm);
[rms502]=forca_rms_50(emg2,rmsm);
[rms503]=forca_rms_50(emg3,rmsm);
[rms504]=forca_rms_50(emg4,rmsm);
[rms505]=forca_rms_50(emg5,rmsm);

result=[rms501,rms502,rms503,rms504,rms505]
cd ('c:\dados\LM\resultados50');

```

```
sucess=xlswrite(nomearq,result)
cd ('c:\matlab\lm');
```

Rotina do cálculo dos ângulos da Amplitude de Movimento

```
clear all
clc
partic='79t5';
local='ADM';
data='Vtodos';
nomearq=['res',partic];
y=1200;
sse=[1175 1192 1777 1113 2268 1092
2070 791 1628 1095 2220 1092 ];
se=[sse(1,1) y-sse(1,2) sse(1,3) y-sse(1,4) sse(1,5) y-sse(1,6)
sse(2,1) y-sse(2,2) sse(2,3) y-sse(2,4) sse(2,5) y-sse(2,6)];
ssd=[1862 1200 1308 1095 951 1103
958 801 1419 1077 948 1087 ];
sd=[ssd(1,1) y-ssd(1,2) ssd(1,3) y-ssd(1,4) ssd(1,5) y-ssd(1,6)
ssd(2,1) y-ssd(2,2) ssd(2,3) y-ssd(2,4) ssd(2,5) y-ssd(2,6)];

[lin col]=size(sd);
%CÁLCULO DOS CGs DOS SEGMENTOS
for i=1:lin
    abx=sd(i,1)-sd(i,3);%vetor antebraço
    aby=sd(i,2)-sd(i,4);
    ab=(abx.^2+aby.^2).^5;%magnitude do v ant

    bx=sd(i,5)-sd(i,3);%vetor braço
    by=sd(i,6)-sd(i,4);
    b=(bx.^2+by.^2).^5;%magnitude do v bra

    pab_b=abx*bx+aby*by;
    ang(i)=radtodeg(acos(pab_b/(ab*b)));
end
ampmovd=ang(1)-ang(2)
[linee col]=size(se);
%CÁLCULO DOS CGs DOS SEGMENTOS
for i=1:linee
    abxe=se(i,1)-se(i,3);%vetor antebraço
    abye=se(i,2)-se(i,4);
    abe=(abxe.^2+abye.^2).^5;%magnitude do v ant

    bx=se(i,5)-se(i,3);%vetor braço
    by=se(i,6)-se(i,4);
    be=(bx.^2+bye.^2).^5;%magnitude do v bra
```

```

    pab_be=abxe*bxe+abye*bye;
    ange(i)=radtodeg(acos(pab_be/(abe*be)));
end
ampmove=ange(1)-ange(2)
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%% SAÍDAS %%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%FIGURA DA FLEXÃO
for i=1:lin
    line([sd(i,1) sd(i,3)],[sd(i,2) sd(i,4)])%antebraço
    line([sd(i,3) sd(i,5)],[sd(i,4) sd(i,6)])%braço
end
for i=1:linee
    line([se(i,1) se(i,3)],[se(i,2) se(i,4)])%antebraço

    line([se(i,3) se(i,5)],[se(i,4) se(i,6)])%braço
end
result=[ampmovd ampmove];
eval(['cd c:\dados\LM\',local,'\',data;]);
sucess=xlswrite(nomearq,result)
cd c:\matlab\LM

```

Rotina da calibração do bastão e pico de força empregada:

```

clear all
clc
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%% DADOS INICIAIS %%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
fs=100;
local='rolo';
data='d17_07';
partic='joede';
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% CÁLCULO DO FATOR DE NORMALIZAÇÃO POR MEIO DA CVIM
eval(['load c:\dados\LM\',local,'\',data,'\c06;']);
mc06=mean(c06(:,1));
eval(['load c:\dados\LM\',local,'\',data,'\c1;']);
mc1=mean(c1(:,1));
eval(['load c:\dados\LM\',local,'\',data,'\c2;']);
mc2=mean(c2(:,1));
eval(['load c:\dados\LM\',local,'\',data,'\c4;']);
mc4=mean(c4(:,1));
eval(['load c:\dados\LM\',local,'\',data,'\c6;']);
mc6=mean(c6(:,1));
eval(['load c:\dados\LM\',local,'\',data,'\c8;']);
mc8=mean(c8(:,1));
%LEITURA DO SINAL DA INTERVENÇÃO
eval(['load c:\dados\LM\',local,'\',data,'\',partic;]);
eval(['[s]=',partic,'];']);

```

```

s=s(:,1);
x=[0.6 1.2 2.2 4.2 6.2 8.2];
y= [mc2 mc4 mc6 mc8 mc11];
h=polyfit (x,y,2);
reta=h(3)+h(2)*x+h(1)*x.^2;
plot(x,y,'r*', 'linewidth',2)
grid
hold
plot(x,y, 'linewidth',2)
plot(x,reta, 'k')
hold
legend('VALORES MEDIDOS','LINHA CONECTANDO VALORES','EQUAÇÃO DA RETA')
xlabel('VALORES DAS CARGAS APLICADAS EM KGF')
ylabel('VALORES OBTIDOS DO ADC')
pause
%FILTRAGEM DO SINAL DE EMG
wn=[1/(fs/2)];
[b,a] = butter(3,wn);
fr=filtfilt(b,a,s);
%CÁLCULO DOS PICOS DO SINAL FILTRADO E SUAS LOCALIZAÇÕES
[p,lp]=findpeaks(fr);%P É O VALOR DO PICO E LP SUA LOCALIZAÇÃO
%ELIMINAÇÃO DE 10% DO INÍCIO E FIM DA INTERVENÇÃO PARA CÁLCULO DA
MÉDIA
corte=floor(length(p)*.05);
val=p(corte:length(p)-corte);
lval=lp(corte:length(p)-corte);
plot(fr, 'linewidth',2)
grid
axis([0 length(fr) 0 max(fr)*1.1])
hold
for i=1:length(lval)
plot(lval,fr(lval),'*r', 'linewidth',2)
end
hold
xlabel('AMOSTRAS')
ylabel('FORÇA EM KGF')
title('REPRESENTAÇÃO DAS FORÇAS APLICADAS DURANTE INTERVENÇÃO')
mp=mean(val);
result=[mp]
%eval(['cd c:\dados\LM\,local,'\,data;]);
%eval(['save resultado result']);
%cd c:\matlab\LM

```