

Matheus Milanez dos Reis

**EFEITO AGUDO DE DUAS DIFERENTES CONFIGURAÇÕES DE
VIBRAÇÃO MECÂNICA LOCALIZADA NA FLEXIBILIDADE E NA
TEMPERATURA MUSCULAR**

Belo Horizonte
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional - UFMG
2017

Matheus Milanez dos Reis

**EFEITO AGUDO DE DUAS DIFERENTES CONFIGURAÇÕES DE
VIBRAÇÃO MECÂNICA LOCALIZADA NA FLEXIBILIDADE E NA
TEMPERATURA MUSCULAR**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação *Strictu Sensu* em Ciências do Esporte da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para a obtenção do título de mestre em Ciências do Esporte.

Área de concentração: Treinamento Esportivo
Linha de pesquisa: Análise Biomecânica do movimento

Orientador: Prof. Dr. André Gustavo Pereira de Andrade

Coorientador: Prof. Dr. Samuel Penna Wanner

R375e Reis, Matheus Milanez dos
2017 Efeito agudo de duas diferentes configurações de vibração mecânica localizada na flexibilidade e na temperatura muscular. [manuscrito] / Matheus Milanez dos Reis – 2017.
65 f., enc.:il.

Orientador: André Gustavo Pereira de Andrade
Coorientador: Samuel Penna Wanner

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.
Bibliografia: F. 55-59

1. Exercícios físicos – Aspectos fisiológicos – Teses. 2. Temperatura – Efeitos fisiológicos – Teses. 3. Vibração – Teses. I. Andrade, André Gustavo Pereira de. II. Wanner, Samuel Penna. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. IV. Título.

CDU: 796.015

Ficha catalográfica elaborada pelo bibliotecário Danilo Francisco de Souza Lage, CRB 6: n° 3132, da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Programa de Pós-Graduação em Ciências do Esporte

A Dissertação intitulada "**Efeito agudo de duas diferentes configurações de vibração mecânica localizada na flexibilidade e na temperatura muscular**", de autoria do mestrando **Matheus Milanez dos Reis**, defendida em 26 de outubro de 2017, na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, foi submetida à banca examinadora composta pelos professores:

Prof. Dr. André Gustavo Pereira de Andrade (Orientador)
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Universidade Federal de Minas Gerais

Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Universidade Federal de Minas Gerais

Profa. Dra. Ana Cristina Rodrigues Lacerda
Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri

Belo Horizonte, 26 de outubro de 2017.

Este trabalho foi dedicado a instigar e incentivar a curiosidade e a inconformidade com o real. Foi construído na intenção de oferecer novas compreensões, por infortúnios próprios ou alheios, a respeito do processo de desenvolvimento do conhecimento.

Dimidium facti qui coepit habet: sapere aude.

A quem inicia a busca pelo conhecimento, atreva-se a continuar.

AGRADECIMENTOS

É fato que toda base moral, com conceitos e juízos a respeito dos comportamentos individuais e coletivos, *a priori* é construída em nós pelos responsáveis pela nossa criação e espelhamento. Por isso, se existe razão real para a conclusão deste trabalho, certamente foi, e ainda é, todo o exemplo e ensinamentos transmitidos a mim pela minha família. Mãe, a maior responsabilidade pela minha base moral, indubitavelmente, veio de você, embora tenha enfrentado tantas adversidades durante toda sua vida, você foi capaz de construir e transmitir toda sua sabedoria a duas vidas humanas, a minha e a de Thiago, o principal valor que pode transmitir a teus filhos, é a busca pela educação, e necessariamente vinculado a isso, o respeito aos educadores.

Logo, é inevitável agradecer aos meus educadores, pois são vocês que nos fazem criticar e racionalizar toda nossa base moral. Prof. Dr. Mauro Heleno, Prof. Dr. Samuel Wanner e principalmente Prof. Dr. André Gustavo (nas horas vagas conhecido como Andrezão), vocês são exemplos, suas formas de abordagem, estímulo ao pensamento e à razão, além da capacidade de visão, nos estimulam a continuar a buscar conhecimento, instigam cada vez mais sermos briosos. Profa. Ana Cristina, obrigado pela disposição e dedicação ao contribuir com este trabalho, não foi escolhida por menos, suas qualificações e didática destacam-na rapidamente.

Por outro lado, nem tudo na vida deve ser somente razão, sinceramente ousou dizer, que essa é a menor das partes, fundamental é saber levar todo esse conhecimento de forma leve e até lúdica, e quanto a isso seria impossível se não tivesse ao meu lado pessoas que nos estimulam a tratar a vida com leveza e inocência, por isso, sou muito grato também aos meus amigos acadêmicos, todos, que em toda minha loucura, ainda se mantiveram pacientes.

Aos amigos de fora do mundo acadêmico, peço humildes, sinceras e pesarosas desculpas, sei que me mantive fisicamente distante esse tempo, mas não tive dúvidas que todos vocês compreenderiam, uma vez que meu crescimento e desenvolvimento também afeta o crescimento de vocês.

Seria irracional se eu não mencionasse e agradecesse aos participantes do meu trabalho, que voluntariamente contribuíram para a construção deste documento. Sem vocês não teria sido possível a realização do estudo.

Não somente por intervenções diretas que esse conhecimento foi construído. Então, não posso deixar de agradecer aos técnicos-administrativos, ao pessoal de apoio e, principalmente, ao povo brasileiro, que, por meio de investimentos, sustentaram a realização deste estudo.

Por fim, agradeço à UFMG, que neste ano completou seus 90 anos. Cara *alma mater*, você dá muito orgulho a seus filhos, e nos oferece condições de iniciarmos uma nova vida (conforme seu lema *incipit vita nova*).

RESUMO

A vibração mecânica localizada (VL) tem sido utilizada para induzir o ganho de flexibilidade. É possível que a temperatura muscular (TM) influencie as propriedades viscoelásticas da unidade músculo-tendão (UMT) no sentido de promover uma redução da rigidez passiva, permitindo assim que o indivíduo atinja uma maior amplitude de movimento máxima ($ADM_{máx}$). Assim, o objetivo do presente estudo foi comparar o efeito de duas configurações de VL sobre a $ADM_{máx}$, TM e rigidez passiva. A amostra foi constituída de 11 homens com idade entre 18 e 35 anos. A $ADM_{máx}$ e a rigidez passiva foram mensuradas por meio do aparelho *flexmachine*, e a TM foi monitorada por meio de um termopar inserido no isquiossural dos voluntários. O estímulo de vibração foi administrado por dois protocolos VL1 (14Hz e 6mm) e VL2 (24Hz e 6mm). Ambas as configurações de VL induziram ganho de $ADM_{máx}$, mas somente a VL2 modificou a TM e a rigidez muscular significativamente. Como a configuração de VL1 (14Hz e 6mm) não foi suficiente para modificar a TM e a rigidez passiva, mas resultou em um aumento da $ADM_{máx}$ é possível concluir que outros mecanismos para além do mecanismo relacionado ao aumento da TM e modificação das propriedades viscoelásticas da UMT possam estar relacionados com o aumento da $ADM_{máx}$ dos músculos posteriores da coxa após a aplicação do estímulo de VL.

Palavras-chave: Vibração mecânica. Flexibilidade. Temperatura muscular

ABSTRACT

The localized vibration (LV) has been used to inducing the enhancement of flexibility. It is possible that the muscle temperature (MT) influences the viscoelastic properties of the muscle-tendon unity (MTU) promoting a reduction of passive stiffness, thus allowing the subject reaches a greater maximum range of motion (ROM_{max}). Thus, the aim of the present study was to compare the effect of two different LV configurations on ROM_{max} , MT and passive stiffness. The sample consisted of 11 men aged between 18 and 35 years. The ROM_{max} and passive stiffness were measured by the flexmachine apparatus, and the MT was monitored by means of a thermocouple inserted into the hamstring of the volunteers. The vibration stimulus was administered by two different configurations: LV1 (14Hz and 6mm) and LV2 (24Hz and 6mm). Both LV configuration induced the enhancement of flexibility, however, only LV2 modified MT and muscular passive stiffness. Whereas the VL1 configuration (14Hz and 6mm) was not enough to modify MT and passive stiffness, but, it led to an enhance of ROM_{max} , it is possible that other mechanisms besides the mechanism related to the increase of MT and modification of viscoelastics properties of MTU could be related with the enhance of ROM_{max} of hamstrings after enforcement of the LV stimulus.

Keywords: Mechanical vibration. Flexibility. Muscle temperature.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Quadro 1 – Delineamento em blocos casualizados com a distribuição das situações experimentais	22
Figura 1 - Aparelho Flexmachine	24
Figura 2 - Equipamento de vibração mecânica localizada	28
Figura 3 - Topografia de região posterior da coxa.....	30
Figura 4 - Ultrassonografia para aferição do subcutâneo e diâmetro muscular	31
Figura 5 - Representação do cálculo da profundidade de inserção do termopar	31
Figura 6 - Preparação da pele.....	32
Figura 7 - Inserção do termopar	33
Figura 8 - Fixação do termopar	33
Figura 9 - Comparação entre a amplitude de movimento máxima pré e pós inserção do sensor de temperatura	34
Figura 10 - Comparação entre a temperatura muscular pré e pós repouso deitado	35
Figura 11 - Sequência dos dias de coleta	36
Figura 12 - Esquema dos procedimentos das condições descritas anteriormente	38
Figura 13 - Representa o cálculo da rigidez passiva.....	40
Figura 14 - Comparação da modificação de ADM _{máx} entre as diferentes condições	44
Figura 15 - Comparação da modificação da temperatura muscular entre as diferentes condições.	45
Figura 16 - Comparação da modificação da rigidez passiva entre as diferentes condições	46

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Análise descritiva da amostra (n = 11)	23
Tabela 2 - Confiabilidade das medidas de flexibilidade, rigidez passiva e temperatura muscular (n = 11)	42
Tabela 3 - Estatística descritiva das variáveis pré e pós condição.....	43

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A	- Amplitude de vibração
a_{pico}	- Aceleração de pico
ANOVA	- Análise de variância
$ADM_{\text{máx}}$	- Amplitude de Movimento Máximo
BIOLAB	- Laboratório de Biomecânica
CCI	- Coeficiente de Correlação Intraclasse
CENESP	- Centro de Excelência Esporte
EPM	- Erro padrão da medida
f	- Frequência de vibração
LAC	- Laboratório de Avaliação de Carga
TA	- Temperatura ambiente
TCLE	- Termo de consentimento livre e esclarecido
TM	- Temperatura muscular
UFMG	- Universidade Federal de Minas Gerais
UMT	- Unidade músculo-tendão
VCI	- Vibração de Corpo Inteiro
VL	- Vibração Mecânica Localizada
VL1	- Protocolo de vibração localizada correspondente a 14Hz e 6mm
VL2	- Protocolo de vibração localizada correspondente a 24Hz e 6mm
VM	- Vibração Mecânica

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
2 OBJETIVO E HIPÓTESE	20
2.1 OBJETIVO	20
2.2 HIPÓTESE	20
3 MATERIAIS E MÉTODOS	21
3.1 CUIDADOS ÉTICOS	21
3.2 CÁLCULO AMOSTRAL	21
3.3 AMOSTRA	22
3.4 MEDIDAS E INSTRUMENTOS	23
3.4.1 Aparelho <i>Flexmachine</i>	23
3.4.1.1 Descrição do aparelho	23
3.4.1.2 Posicionamento do voluntário	26
3.4.2 Equipamento de vibração mecânica localizada	26
3.4.2.1 Descrição do equipamento de vibração mecânica localizada	26
3.4.2.2 Posicionamento do voluntário	27
3.4.2.3 Configuração de vibração	28
3.4.3 Monitoramento da temperatura muscular	29
3.4.3.1 Protocolo de inserção do sensor	29
3.4.3.2 Efeito do procedimento de inserção na temperatura e na flexibilidade	33
3.4.4 Monitoramento da temperatura ambiental	36
3.5 PROCEDIMENTOS	36
3.6 PROTOCOLO DE TESTE E VARIÁVEIS	39
3.6.1 $ADM_{m\acute{a}x}$ e rigidez passiva	39
4 ANÁLISE ESTATÍSTICA	41
4.1 CONFIABILIDADE DAS VARIÁVEIS	42
5 RESULTADOS	43
5.1 Estatística Descritiva	43
5.2 Análise de variância	44
5.2.1 Análise de variância para $ADM_{m\acute{a}x}$	44
5.2.2 Análise de variância para TM	45
5.2.3 Análise de variância para rigidez passiva	45
6 DISCUSSÃO	47

6.1 ADM _{máx}	47
6.2 TEMPERATURA MUSCULAR	50
6.3 RIGIDEZ PASSIVA	52
6.4 LIMITAÇÕES	54
REFERÊNCIAS.....	57
APÊNDICE.....	61

1 INTRODUÇÃO

A vibração mecânica sinusoidal (VM) pode ser descrita por um movimento oscilatório constante caracterizado pela frequência e amplitude da vibração (RITTWEGGER, 2010; RAUCH *et al.*, 2010). A frequência de vibração (f) é definida pelo número de ciclos vibratórios por unidade de tempo sendo expressa em Hertz (Hz). A amplitude (A) é definida pelo deslocamento máximo a partir do ponto de equilíbrio, dada em milímetros (mm) (RITTWEGGER, 2010). O produto da frequência (f), ao quadrado, pela amplitude (A) de vibração resulta na aceleração, sendo que a aceleração de pico (a_{pico}) representa a intensidade do estímulo da vibração (RITTWEGGER, 2010)¹.

A VM pode ser aplicada de duas formas: vibração de corpo inteiro (VCI) ou vibração localizada (VL) (OSAWA; OGUMA, 2013). A VCI é caracterizada pela transmissão da vibração para o corpo através de ambos os pés do sujeito, e pode ser classificada de acordo com a forma do deslocamento da plataforma, podendo ser: sincrônica (vibração horizontal ou vertical) ou alternada (RITTWEGGER, 2010; RAUCH *et al.*, 2010; WILCOCK *et al.*, 2009). Diferentemente, a VL utiliza equipamentos especificamente projetados para submeter uma região do corpo à vibração (LUO; MCNAMARA; MORAN, 2005; WILCOCK *et al.*, 2009). A principal diferença entre as duas formas de aplicação da VM é que na VCI o músculo alvo pode estar distante da fonte de vibração e, dessa forma, a intensidade do estímulo pode ser atenuada por tecidos e órgãos, o que ocorre em menor escala para a VL, já que a fonte de vibração é posicionada próxima à região correspondente ao músculo alvo (RAUCH *et al.*, 2010; WILCOCK *et al.*, 2009; PEREIRA, 2016). Portanto, para compreender os efeitos da VM com menor atenuação do estímulo vibratório sobre os tecidos, apenas a VL será considerada no presente estudo.

A VM tem sido empregada nos campos da medicina e da reabilitação esportiva desde o final da década de 40 (COCHRANE, 2010). Assume-se que o estímulo de VM causa períodos de alongamento e encurtamento dos músculos e tendões, e que o estímulo de VM pode ser caracterizado pela transição cíclica entre ações concêntricas e excêntricas (RITTWEGGER, 2010). Diversos estudos investigaram os benefícios da VM

¹ RITTWEGGER (2010) define aceleração de pico como: $a_{\text{pico}} = 4\pi^2 f^2 A$

sobre algumas capacidades físicas (ATHA; WHEATLEY, 1976; ISSURIN, 2005; CRONIN; NASH; WHATMAN, 2007; PEREIRA, 2016), dentre elas, a flexibilidade, que é o objeto desse estudo.

Tradicionalmente, a flexibilidade tem sido representada pela amplitude de movimento máxima ($ADM_{m\acute{a}x}$) articular tolerada pelo voluntário durante um exercício de alongamento ou durante o teste de flexibilidade (MAGNUSSON *et al.*, 1997). Além disso, o fato desta variável ser entendida como uma medida representativa do desempenho associado com a capacidade motora flexibilidade (ALTER, 2010) e apresentar um alto grau de confiabilidade com um coeficiente de correlação intraclasse (CCI) de 0,93 (CABIDO *et al.*, 2014), a $ADM_{m\acute{a}x}$ também será considerada, pelo presente estudo, para definir a capacidade flexibilidade.

Em relação ao ganho de flexibilidade por meio da VM, uma meta-análise realizada por Osawa e Oguma (2013) reportou que apenas oito estudos envolvendo o estímulo de VL alcançaram os critérios de elegibilidade (n=5 estudos sobre o efeito agudo; n=3 estudos sobre o efeito crônico). A meta-análise desses estudos mostrou uma diferença significativa na flexibilidade pós-intervenção, indicando um aumento na flexibilidade na condição de VM aguda. Entretanto, a maioria dos estudos que investigou os efeitos da VM sobre a flexibilidade considerou apenas a variável ADM. Embora essa variável represente o comportamento da flexibilidade, a resposta da unidade músculo-tendão (UMT) frente a diferentes intervenções (e.g., alongamento, vibração mecânica), Wepler e Magnusson (2010) sugerem que outras variáveis devam ser investigadas para além da $ADM_{m\acute{a}x}$. Dessa forma, é necessário ampliar o entendimento do efeito da VL por meio da avaliação de diferentes variáveis ainda não investigadas, para aumentar a compreensão sobre seu efeito na resposta da UMT. A investigação de outras variáveis como, por exemplo, a rigidez passiva é utilizada nos estudos que abordam os efeitos dos exercícios de alongamento (CABIDO *et al.*, 2014; HALBERTSMA e GÖEKEN, 1994; MAGNUSSON *et al.*, 1996; PEIXOTO *et al.*, 2015) e essa abordagem pode ser utilizada da mesma maneira nos estudos sobre os efeitos da VL sobre a ADM. A rigidez passiva é definida como a taxa de mudança de resistência pela mudança de alongamento muscular passivo (HALBERTSMA e GÖEKEN, 1994).

Outro aspecto a ser investigado é a verificação do efeito de diferentes configurações de estímulo de VL sobre a resposta aguda de variáveis para além da $ADM_{\text{máx}}$, como a temperatura muscular (TM) e a rigidez passiva. As configurações utilizadas nos estudos são variadas tanto para frequência, sendo encontrados valores entre 14Hz (CRONIN; NASH; WHATMAN, 2007) e 70Hz (HERDA *et al.*, 2009), quanto para amplitude, com variação de 0,1mm (ATHA e WHEATLEY, 1976) a 5mm (CRONIN; NASH; WHATMAN, 2007), e para aceleração, apresentando valores entre 19,3m/s² e 49,4m/s² (CRONIN; NASH; WHATMAN, 2007).

Cronin, Nash e Whatman (2007) compararam a resposta da $ADM_{\text{máx}}$ ativa de extensão de joelho induzida por quatro diferentes configurações de VL: grupo 1 (14Hz, 3mm, 19,3ms⁻²), grupo 2 (24Hz, 3mm, 33,2ms⁻²), grupo 3 (34Hz, 3mm, 42,2ms⁻²) e grupo 4 (44Hz, 5mm, 49,4ms⁻²). Após a aplicação do estímulo de VL foi verificado um aumento significativo da $ADM_{\text{máx}}$ nos grupos 2, 3 e 4, sem diferença significativa entre eles. Com base nos resultados de Cronin, Nash e Whatman (2007), Pereira (2016) comparou a resposta aguda da $ADM_{\text{máx}}$ passiva de extensão de joelho induzidas por quatro configurações de vibração localizada: V1 (14Hz, 3mm, 19,3ms⁻²) V2 (14Hz, 6mm, 46,43ms⁻²), V3 (24Hz, 3mm, 33,2ms⁻²) e V4 (24Hz, 6mm, 136,44ms⁻²). Os resultados de Pereira (2016) mostraram que todas as quatro configurações promoveram aumento da $ADM_{\text{máx}}$ sem diferença estatística entre elas. Baseado nos resultados de Pereira (2016), de que independente da configuração aplicada, os ganhos agudos de flexibilidade foram semelhantes, o presente estudo optou por selecionar duas configurações de VL utilizadas por Pereira (2016), variando somente a frequência de vibração (14Hz e 24Hz) e mantendo a amplitude fixa (6mm). Essa escolha se baseou no fato de que a intensidade do estímulo é representada pela aceleração de pico e esta varia com a frequência de vibração ao quadrado (RITTWEGGER, 2010). Assim, a manipulação das frequências, em comparação a amplitude, repercutiria numa maior intensidade de estímulo de vibração (14Hz e 6mm, $a_{\text{pico}} = 46,43\text{ms}^{-2}$; 24Hz e 6mm, $a_{\text{pico}} = 136,44\text{ms}^{-2}$), permitindo dessa forma, verificar um possível efeito dose-resposta da intensidade sobre o comportamento da UMT.

Dessa forma, apesar de alguns estudos (CRONIN; NASH; WHATMAN, 2007; PEREIRA, 2016) terem considerado o impacto de diferentes configurações de vibração sobre a flexibilidade, essa análise ficou restrita a

ADM_{máx} ativa (CRONIN; NASH; WHATMAN, 2007) ou a ADM_{máx} e rigidez passivas (PEREIRA, 2016). A manipulação de diferentes intensidades de estímulo pode induzir modificações distintas na UMT (RITTWEGGER, 2010; FULLER *et al.*, 2012). Fuller *et al.* (2012) verificaram que diferentes intensidades de estímulo foram capazes de provocar diferentes respostas na perfusão muscular, e que a perfusão muscular tem influência sobre a TM. No entanto, até o presente momento nenhum estudo considerou o efeito de diferentes configurações de VL sobre alteração na TM. Já que um dos mecanismos hipotetizados para aumento da ADM_{máx} induzido pela VM está relacionado ao aumento de TM em resposta ao aumento de fluxo sanguíneo local (ZHANG *et al.*, 2013), no presente estudo ênfase será dada a esse mecanismo, o que permitiria um maior entendimento e direcionamento da prescrição do estímulo.

Kerschman-Schindl *et al.* (2001) observaram redução da resistência vascular periférica, aumento do fluxo e volume sanguíneo no músculo induzidos pela VCI. Entretanto, apesar das mudanças no fluxo sanguíneo, não houve alteração nos diâmetros da veia e artéria poplítea (KERSCHAN-SCHINDL *et al.*, 2001). Ainda segundo estes autores, o aumento de fluxo sanguíneo local ocorreu devido a um aumento do diâmetro de vasos menores, como arteríolas e vênulas, e por uma redução da viscosidade do sangue do músculo submetido à vibração. No melhor do nosso conhecimento, somente o estudo de Cochrane *et al.* (2008) apresentou o efeito de uma configuração de VM (26Hz e 6mm e $a_{\text{pico}} = 159,96\text{ms}^{-2}$) sobre o aumento de TM, porém, esse resultado se refere à VCI, e estes autores não avaliaram a flexibilidade dos voluntários. Sendo assim, até o momento, não se sabe se a VL é capaz de provocar aumento da TM, e se esse aumento da TM poderia explicar a modificação da ADM_{máx}. Por fim, considerando que diferentes configurações de VL resultam em diferentes estímulos de vibração, é possível pensar que as respostas da ADM_{máx} e da TM dependerão da intensidade de estímulo (a_{pico}). Então, comparar o efeito da manipulação de duas frequências de VL (VL1: 14Hz e 6mm e $a_{\text{pico}} = 46,43\text{ms}^{-2}$; e VL2: 24Hz e 6mm e $a_{\text{pico}} = 136,44\text{ms}^{-2}$) sobre a alteração da TM permitirá compreender se o tecido muscular se comporta de forma diferente frente a essas duas configurações de VL. Além disso, é possível que a TM influencie as propriedades viscoelásticas da unidade músculo-tendão (MUTUNGI; RANATUNGA, 1998; WARREN;

LEHMANN; KOBLANSKI, 1976), no sentido de promover uma redução da rigidez passiva, permitindo assim que o indivíduo atinja uma maior $ADM_{máx}$. Contudo, esta hipótese ainda necessita ser verificada para fornecer subsídios para uma melhor compreensão dos mecanismos associados à VL e seu impacto na flexibilidade.

2 OBJETIVO E HIPÓTESE

2.1 OBJETIVO

Comparar o efeito agudo de duas diferentes configurações de vibração mecânica localizada sobre a $ADM_{máx}$, a temperatura muscular e a rigidez passiva dos músculos posteriores da coxa.

2.2 HIPÓTESE

A vibração mecânica localizada promoverá aumento da $ADM_{máx}$ e da temperatura muscular e redução da rigidez passiva dos músculos posteriores da coxa, independentemente das configurações utilizadas.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 CUIDADOS ÉTICOS

Este projeto foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), e foi aprovado sob o número CAAE: 60193516.0.0000.5149. Ao se apresentarem como voluntários, os indivíduos foram informados pelos pesquisadores quanto aos objetivos e aos procedimentos metodológicos e cronologia do estudo. Os voluntários foram também informados quanto aos possíveis riscos e desconfortos, assim como benefícios relacionados à participação no experimento.

O consentimento livre e esclarecido (TCLE) para participação no estudo (APÊNDICE I) foi obtido de cada voluntário, após os esclarecimentos necessários. Além disso, os voluntários foram informados que poderiam abandonar o estudo a qualquer momento, sem prejuízos ou danos físicos. Todos os dados foram mantidos em sigilo, e todas demais condutas seguiram resolução para pesquisas com seres humanos (466/12, do Conselho Nacional de Saúde).

3.2 CÁLCULO AMOSTRAL

O tamanho amostral foi calculado com auxílio do programa *GPower* 3.1.9.2 (*Heinrich Heine Universität Düsseldorf*, Alemanha). Para essa análise foram utilizados dados dos cinco primeiros voluntários, sendo a variável TM utilizada para o cálculo amostral na Análise de Variância (ANOVA) de medidas repetidas com um nível de significância de 5% e poder estatístico de 80%. A seleção da variável TM para realização do cálculo amostral se deve ao fato de que essa variável apresentou maior coeficiente de variação. O cálculo amostral resultou em um n de 8 voluntários. Considerando possibilidade de perda amostral de 50%, considerou-se um n de 12 voluntários. O presente estudo é caracterizado como do tipo experimental, utilizando um delineamento com medidas repetidas, sendo as situações experimentais distribuídas em blocos casualizados 4X2, como mostra o Quadro 1. Em cada uma das quatro linhas foram alocados 3 voluntários, e o objetivo do uso do delineamento em blocos casualizados foi reduzir o efeito da variabilidade individual sobre as respostas dos músculos à vibração mecânica (PORTNEY; WATKINS, 2009). Foram

aleatorizados no bloco as situações experimentais controle e Intervenção (VL1 e VL2) e os membros inferiores direito e esquerdo. Segundo os achados de Pereira (2016), não existe um possível efeito central de cada uma das frequências de vibração, não sendo necessário aleatorizar também as frequências. Dessa forma, por um sorteio simples a ordem das frequências foi 24Hz e 14Hz, sendo que cada uma das intervenções foi realizada em sessões distintas, com intervalo entre as sessões de 48 a 72 horas.

Quadro 1 – Delineamento em blocos casualizados com a distribuição das situações experimentais

	ORDEM DAS SITUAÇÕES EXPERIMENTAIS	
LINHA 1	CON-E e VL2-D	VL1-D
LINHA 2	VL2-D e CON-E	VL1-D
LINHA 3	CON-D e VL2-E	VL1-E
LINHA 4	VL2-E e CON-D	VL1-E

CON: controle; E: membro inferior esquerdo; D: membro inferior direito; VL1: intervenção de vibração localizada a 14Hz e 6mm e $a_{pico} = 46,43 \text{ ms}^{-2}$; VL2: intervenção de vibração localizada a 24Hz e 6mm e $a_{pico} = 136,44 \text{ ms}^{-2}$

Fonte: elaboração própria.

3.3 AMOSTRA

Participaram deste estudo 12 voluntários do sexo masculino com idade entre 18 e 35 anos, estudantes da UFMG. Foram adotados os seguintes critérios de inclusão: 1) indivíduos do sexo masculino, com idade entre 18 e 35 anos; 2) ausência de lesões musculoesqueléticas nos membros inferiores nos últimos seis meses; 3) não portar quaisquer contraindicações à exposição à vibração mecânica (MESTER; KLEINODER; YUE, 2006).

Os critérios de exclusão foram: 1) ter praticado exercícios de alongamento e/ou fortalecimento muscular de membros inferiores durante o período de coleta de dados; 2) não comparecer aos locais de coleta no dia e hora programados; 3) presença de algum tipo de enfermidade e/ou patologia que comprometa a coleta de dados, ou que pudesse prejudicar o voluntário, tais como lesão musculoesquelética de membros inferiores ou coluna; e 4) alcançar 150° de ADM de extensão completa do joelho durante as medidas no aparelho *Flexmachine*, no momento pré-intervenção, uma vez que esse valor representa o limite máximo do equipamento *Flexmachine*.

Os voluntários foram orientados a não realizar qualquer exercício físico que envolvesse os membros inferiores nas 48 horas anteriores ao início e durante o período das coletas. Um voluntário foi excluído por não comparecer no dia e horário marcados para a coleta e, portanto, o tamanho amostral final foi de 11 voluntários.

A caracterização dos indivíduos é apresentada na Tabela 1 e foi realizada da seguinte forma: para a mensuração da massa corporal e da estatura foi utilizada uma balança Filizola® com estadiômetro acoplado, com precisões de 0,1Kg e 0,5cm, respectivamente. Demais dados de membro de preferência e idade foram obtidos através de questionário simples, o comprimento da perna foi mensurado com fita métrica e o peso da perna foi mensurado na plataforma de força do *Flexmachine*.

Tabela 1 -Análise descritiva da amostra (n = 11)

Variável	Média ± DP
Idade (anos)	24,9 ± 5,5
Massa Corporal (Kg)	81,0 ± 12,4
Estatura (cm)	182,5 ± 5,5
Preferência (Direita/Esquerda)	9 destros / 2 canhotos

Fonte: elaboração própria

3.4 MEDIDAS E INSTRUMENTOS

3.4.1 Aparelho *Flexmachine*

3.4.1.1 Descrição do aparelho

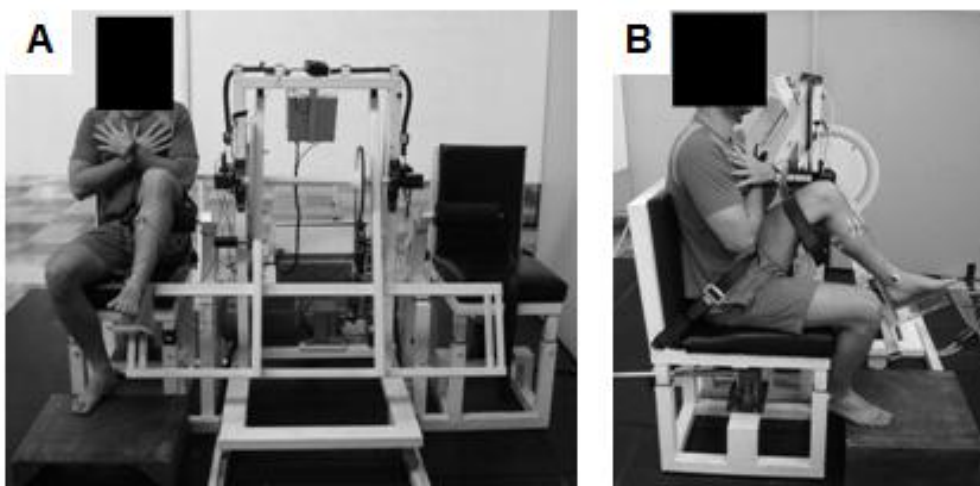
O aparelho isocinético denominado *Flexmachine* (FIGURA 1), desenvolvido no Laboratório de Biomecânica (BIOLAB) do Centro de Excelência Esportiva (CENESP)/UFMG, foi utilizado para investigar o efeito do estímulo de VL nos músculos posteriores da coxa, por meio da avaliação de propriedades musculares de alongamento, como o torque e a ADM (CABIDO *et al.*, 2014; PEIXOTO *et al.*, 2015). A velocidade angular ($\omega = 5^{\circ}\text{s}^{-1}$) foi selecionada para assegurar que o teste fosse realizado de forma passiva (BLACKBURN *et al.*, 2004).

O aparelho consiste em duas cadeiras conectadas lateralmente a um braço mecânico. Cada cadeira possui um ajuste de altura, um espaldar com inclinação de 95° em relação ao assento e um desnível na região posterior do

assento, para minimizar a inclinação posterior da pelve. Com o objetivo de reduzir qualquer movimento compensatório, foram utilizadas cintas sobre as espinhas ilíacas anterossuperiores e no terço distal da coxa dos voluntários (FIGURA 1A e FIGURA 1B), e o membro não avaliado permaneceu em repouso sobre o assento de forma que as articulações do quadril e do joelho mantivessem uma angulação de 90°, cada.

Suportes com ajustes de comprimento fixados às cadeiras possibilitaram sustentar a coxa do membro testado a 45° de flexão de quadril a partir da posição sentada (FIGURA 1B). De acordo com Magnusson *et al.* (1996), essa posição do membro inferior examinado permite o alongamento dos músculos flexores do joelho com mínima participação de estruturas anatômicas que limitam a extensão passiva do joelho, como a cápsula articular posterior.

Figura 1 - Aparelho *Flexmachine*



A) Vista anterior e B) Vista lateral.

Fonte: Arquivo de fotos do BIOLAB.

Sobre o braço mecânico está localizada uma plataforma de força para registro da variação temporal do torque (*Refitronic®*, *Schmitt*, *Germany*) cujo posicionamento é ajustável individualmente (FIGURA 1B). O braço mecânico é movimentado por um motor de indução (SEW Eurodrive, Belo Horizonte, Brasil), cujo acionamento é realizado por um dispositivo manual com dois botões, sendo um para subir e outro para descer o braço mecânico. A variação temporal da amplitude de movimento do braço mecânico foi registrada por um potenciômetro localizado em seu eixo de rotação, sendo 153° a

amplitude máxima alcançada pelo braço mecânico (90°, a perna encontra-se paralela ao solo). O aparelho *Flexmachine* pode ser deslocado horizontalmente, possibilitando o alinhamento do eixo do braço mecânico ao côndilo lateral do fêmur dos voluntários. Para verificar esse alinhamento, uma ponteira a laser, localizada no eixo do braço mecânico, foi utilizada como marcador, emitindo um feixe de luz sobre o côndilo lateral do fêmur.

Para a calibração do potenciômetro presente no aparelho *Flexmachine* foi utilizado um goniômetro digital Bosch (precisão de 0,5°). O delta dos valores da ADM foi dividido pelo delta das voltagens equivalente para cada angulação conhecida, possibilitando encontrar a função ($f(x) = a + bx$) que descreve o comportamento da ADM em função da voltagem. Através do programa *DasyLab 11.0* (*Dasytec Daten System Technik GmbH, Germany*) foi calculada a equação linear da variação da voltagem do potenciômetro em função da variação da ADM observada no goniômetro digital, a partir da posição inicial do braço mecânico, e a cada 10°, até a posição final para corrigir possíveis erros de linearidade do posicionamento ($f(x) = 24,119 + 57,646x$; $r^2 = 0,99$). Em seguida, o braço foi posicionado em ângulos conhecidos para verificar a precisão das medidas, sendo o erro inferior a 1°.

Para a calibração da plataforma de força presente no aparelho *Flexmachine* foi realizado um processo de calibração por carregamento. Foi criada uma tabela com valores de peso conhecidos e o sinal em volts apresentados pela plataforma. Essa tabela foi inserida no programa *DasyLab 11.0* com objetivo de prever os valores de peso a partir da variação da voltagem apresentada pela plataforma. Para conferência dos valores foram posicionados pesos conhecidos sobre a plataforma de força, e foram tolerados erros de no máximo 2% do valor conhecido. Ainda no programa *DasyLab 11.0* o valor de peso apresentado pela plataforma era relacionado com a distância da plataforma até o eixo do movimento, conferindo assim, o valor de torque.

Para assegurar que os valores de torque obtidos na coleta representaram a resistência muscular ao alongamento, o peso do segmento perna-pé foi mensurado para a correção do torque em relação à gravidade. A correção da gravidade durante o deslocamento angular do *Flexmachine* foi realizada subtraindo da força, mensurada pelo equipamento, o resultado da multiplicação entre o seno do ângulo e o peso do segmento perna-pé. O peso do segmento perna-pé direito foi mensurado posicionando os voluntários em

decúbito dorsal sobre uma superfície de madeira, com o quadril e joelho a 90° e a perna apoiada sobre a plataforma de força.

O potenciômetro (que fez a medida da ADM) e a plataforma de força (que fez a medida de torque) foram interligados a um computador por meio de um conversor analógico/digital *Data Translation (DT BNC Box USB 9800 Series)* e os dados mensurados armazenados de maneira sincronizada, a uma frequência de aquisição de 1000Hz. A coleta e a análise dos sinais foram realizadas no programa *DasyLab 11.0*.

3.4.1.2 Posicionamento do voluntário

Cada voluntário foi posicionado no *Flexmachine* com o terço distal da coxa do membro inferior a ser examinado sobre o suporte para a coxa. Utilizando um goniômetro digital (*Bosch, DWM 40 L*), o trocânter maior e o epicôndilo lateral do fêmur serão alinhados para posicionar o quadril a 135° de flexão anatômica (ou 45° em relação ao solo). A altura da cadeira, do suporte onde repousou o terço distal da coxa do voluntário e do braço mecânico foram ajustados até que o côndilo lateral do fêmur, do membro a ser examinado, se alinhasse com o eixo do braço mecânico. A plataforma de força foi posicionada a uma distância de aproximadamente dois centímetros acima do maléolo medial, e assim o membro inferior a ser examinado foi posicionado sobre a plataforma de força. O pé contralateral foi posicionado sobre blocos de madeira de alturas variáveis, mantendo toda a região plantar apoiada (FIGURA 1B).

3.4.2 Equipamento de vibração mecânica localizada

3.4.2.1 Descrição do equipamento de vibração mecânica localizada

O equipamento de VL é constituído por um motor (SIEMENS, Belo Horizonte, Brasil) conectado a um eixo excêntrico e foi utilizado para aplicar o estímulo de VL nos músculos posteriores da coxa. Este equipamento foi desenvolvido no BIOLAB, em conjunto com o Laboratório de Avaliação da Carga (LAC) do CENESP/UFMG, e acoplado a uma cadeira que possui um encosto com reclinção de 95° em relação ao assento e um desnível na região posterior do assento, para minimizar a báscula posterior do quadril. A utilização de uma cadeira semelhante à cadeira do aparelho *Flexmachine* possibilitou

uma menor variação no posicionamento do indivíduo, reduzindo assim possíveis efeitos de posições diferentes, entre o equipamento de VL e o *Flexmachine*. Para minimizar qualquer movimento compensatório, na pelve e nos membros inferiores, também foram utilizadas cintas sobre as espinhas ilíacas anterossuperiores e no terço distal da coxa.

Um suporte horizontal com ajuste de comprimento foi fixado à cadeira bilateralmente, para individualizar a posição da posição do suporte com o motor, de forma que pudesse sustentar a coxa a ser testada à 135° de flexão de quadril (ou 45°, em relação ao solo). Diretamente no suporte foi conectado um motor com um eixo excêntrico de amplitude fixa (6mm) acoplado a um rolo de metal revestido de espuma rígida. A frequência da VM foi controlada por um inversor de frequência (WEG, Santa Catarina, Brasil) e a amplitude da vibração determinada pelo eixo excêntrico com deslocamento de 6mm do ponto de equilíbrio (FIGURA 2A e 2B).

3.4.2.2 Posicionamento do voluntário

Cada indivíduo foi posicionado na cadeira com o terço distal da coxa do membro inferior a ser testado apoiado sobre o suporte com ajuste horizontal. O trocânter maior e o epicôndilo lateral do fêmur foram alinhados para posicionar o quadril a 135° de flexão (45° em relação ao assento), utilizando um goniômetro digital (*DWM 40 L*, Bosch, Alemanha). O pé contralateral foi posicionado sobre blocos de madeira de alturas variáveis, mantendo toda a região plantar apoiada, e o quadril e o joelho do membro inferior que não sofreria intervenção eram posicionados a 90°.

Figura 2 - Equipamento de vibração mecânica localizada



A) Vista frontal (Inversor de frequência, suporte horizontal e motor) e B) Vista lateral.

Fonte: Arquivo de fotos do BIOLAB

3.4.2.3 Configuração de vibração

De acordo com Rittweger (2010) a resposta fisiológica induzida pelo estímulo de vibração mecânica está relacionada com a intensidade de estímulo. Assim, as configurações de VL foram determinadas com base em estudos (CRONIN, NASH E WHATMAN, 2007; PEREIRA, 2016) que verificaram o efeito agudo de diferentes configurações de VL sobre a flexibilidade, e com base na intensidade de estímulo de vibração, definida pela equação apresentada por Rittweger (2010). O estudo publicado por Cronin, Nash e Whatman (2007) apresentou o efeito de quatro diferentes configurações do estímulo de VL sobre a $ADM_{máx}$ ativa de extensão do joelho. Todos os indivíduos foram submetidos de maneira aleatória à aplicação de VL sobre a região de pele que corresponde aos músculos posteriores da coxa por 30s com diferentes configurações do parâmetro de frequência, amplitude de vibração e aceleração: grupo 1 (14Hz, 3mm, $23,21 \text{ ms}^{-2}$), grupo 2 (24Hz, 3mm, $68,22 \text{ ms}^{-2}$), grupo 3 (34Hz, 3mm, $136,92 \text{ ms}^{-2}$) e grupo 4 (44Hz, 5mm, $382,17 \text{ ms}^{-2}$). Após a aplicação do estímulo de vibração foi verificado um aumento significativo da $ADM_{máx}$ ativa nos grupos 2 (1,6%), 3 (2,0%) e 4 (2,1%), sem diferença significativa entre eles. Esses resultados demonstraram que a partir da configuração de 24Hz e 3mm ($68,22 \text{ ms}^{-2}$) já foi possível observar uma resposta de flexibilidade. Com base nesses resultados, Pereira (2016) comparou a

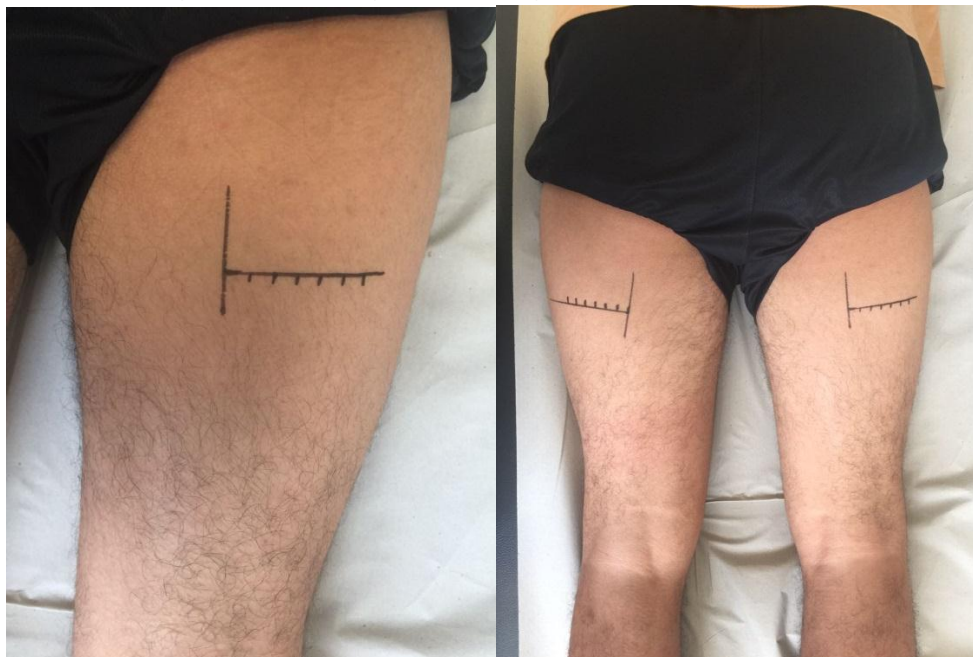
resposta da $ADM_{\text{máx}}$ passiva de extensão de joelho mediante a manipulação da frequência e amplitude da VL: V1 (14Hz, 3mm), V2 (14Hz, 6mm), V3 (24Hz, 3mm) e V4 (24Hz, 6mm). Para as mesmas configurações de VL (14Hz, 3mm; e 24Hz, 3mm). Como Pereira (2016) não encontrou diferença significativa entre situações experimentais utilizadas, o presente estudo optou por manipular a frequência, uma vez que essa se relaciona ao quadrado com a intensidade de estímulo dada pela a_{pico} . Dessa forma, a amplitude foi fixada em 6mm e a frequência foi manipulada também conforme os resultados obtidos por Pereira (2016). Além disso, o presente estudo utilizou um protocolo que consistiu de 30 segundos de exposição à VL, repetidos em 4 séries, com 30 segundos de intervalo entre cada série, o mesmo protocolo utilizado por Pereira (2016). A duração adotada nesse protocolo se aproxima da que é utilizada, na prática do profissional, com exercícios de alongamento. Além disso, estudos prévios mostraram que essa duração foi capaz de promover modificações na $ADM_{\text{máx}}$ (PEREIRA, 2016). Assim, o presente estudo utilizou duas configurações de VL (VL1: 14Hz e 6mm e $a_{\text{pico}} = 46,43 \text{ ms}^{-2}$; e VL2: 24Hz e 6mm e $a_{\text{pico}} = 136,44 \text{ ms}^{-2}$) com objetivo de provocar duas formas diferentes de estimular a resposta aguda da $ADM_{\text{máx}}$, TM e da rigidez passiva.

3.4.3 Monitoramento da temperatura muscular

3.4.3.1 Protocolo de inserção do sensor

O voluntário foi posicionado em decúbito ventral sobre uma maca onde foi aferida a distância entre a tuberosidade isquiática e o ponto médio da linha poplítea do voluntário. A partir dessa distância um ponto foi marcado entre o final do terço proximal e inicial do terço médio (FIGURA 3). Lateralmente, a partir desse ponto foi traçado uma reta de cinco ou seis centímetros, com uma marcação a cada centímetro. Essas marcações foram realizadas para que o ponto de inserção fosse igual nos dois dias em que a TM foi mensurada.

Figura 3 - Topografia de região posterior da coxa



A figura mostrando as orientações para o local de inserção do termopar.

Fonte: Arquivo BIOLAB.

Foi utilizado um equipamento de ultrassonografia (SA5500, MADISON CO. LTD. COREIA DO SUL) (FIGURA 4) para avaliação da profundidade de inserção do sensor, que foi igual a metade da área de secção transversa do bíceps femoral somando a espessura do tecido subcutâneo (FIGURA 5). Todos esses procedimentos foram realizados por um profissional da saúde devidamente treinado.

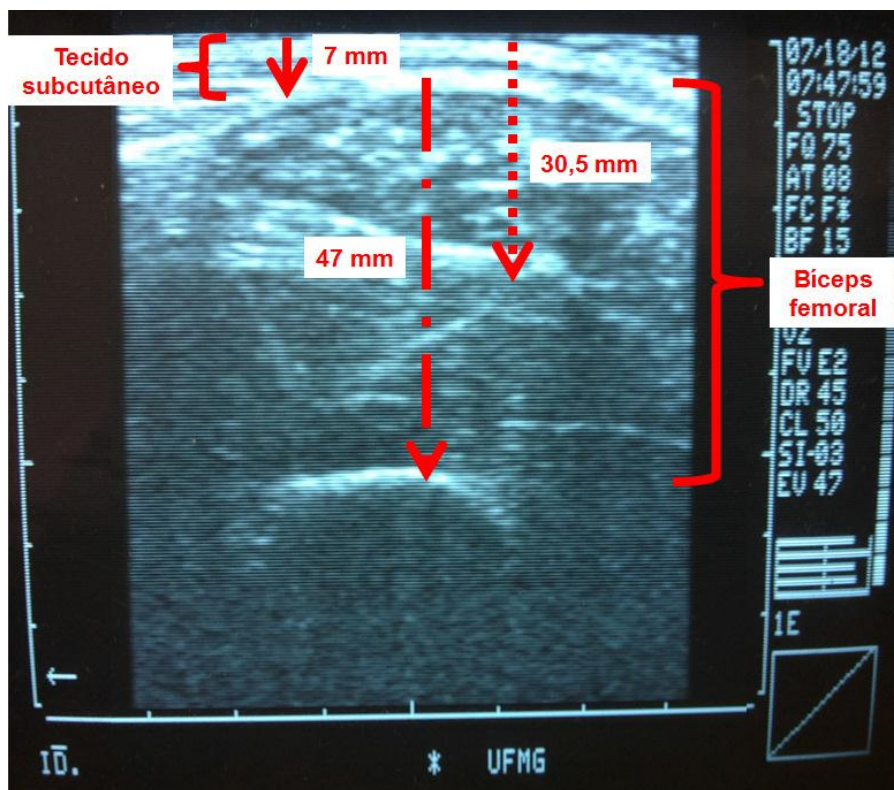
Após ser determinado o ponto de inserção, a área de pele que corresponde ao bíceps femoral foi submetida a tricotomia e esterilização por meio de uma solução antisséptica de álcool iodado (FIGURA 6).

Figura 4 - Ultrassonografia para aferição do subcutâneo e diâmetro muscular



Fonte: Arquivo BIOLAB

Figura 5 - Representação do cálculo da profundidade de inserção do termopar

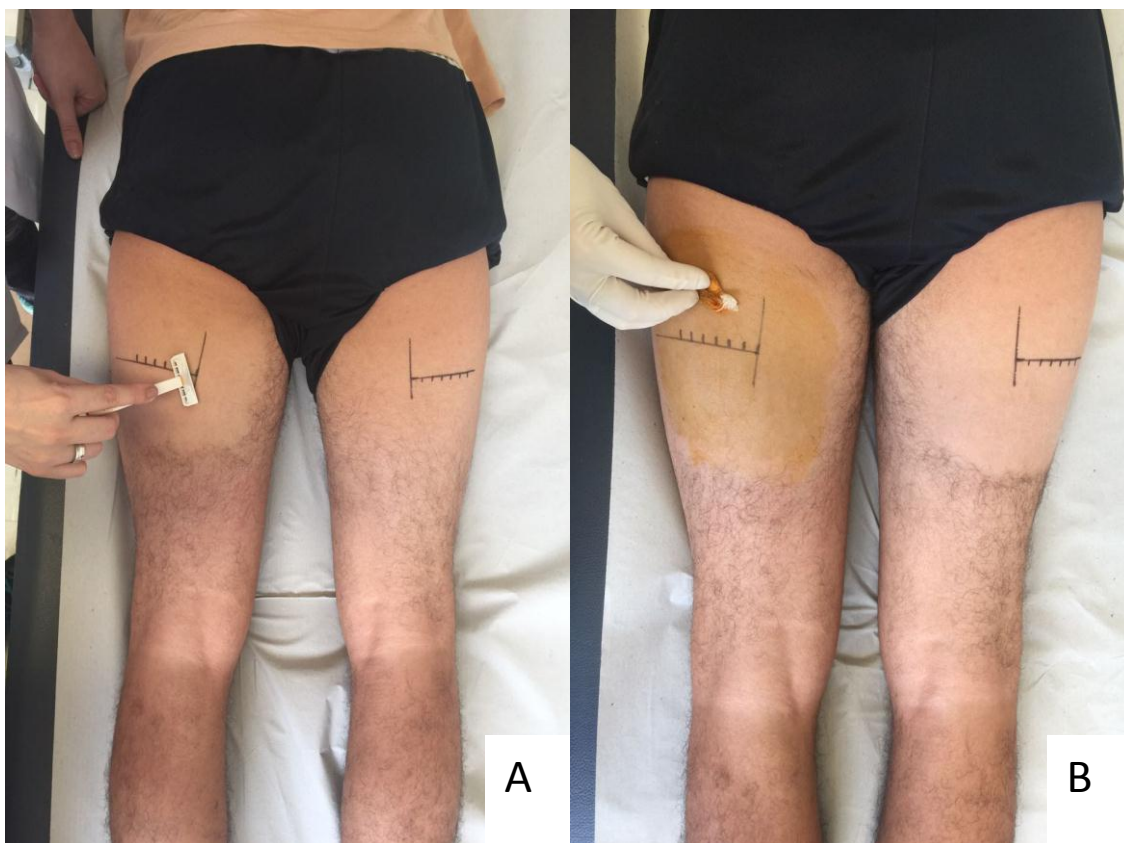


Linha contínua: espessura do tecido subcutâneo (5mm)/Linha contínuo-pontilhada: espessura do músculo bíceps femoral (47mm)/Linha pontilhada: profundidade de inserção do termopar (25mm)/Cálculo: $(47\text{mm}/2)+7\text{mm} = 30,5\text{mm}$.

Fonte: Modificado de Cabido, 2015.

Um cateter tipo jelco (1,3 x 48 mm, BD, Brasil, número 18G) foi utilizado para guiar um termopar flexível (Termopar Tipo T, Exacta, São Paulo, Brasil) durante a inserção (FIGURA 7). Uma vez inserido, o sensor de TM foi então conectado a um indicador de temperatura com amplitude de medida de -100 a +200°C e precisão de $\pm 0,1^\circ\text{C}$ (BAT-12, Physitemp, USA) e fixado com esparadrapo micropore (FIGURA 8). Um procedimento similar já foi realizado em uma tese de pesquisa realizada na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO), sob os registros CAAE: 19462113.8.0000.5149 (CABIDO, 2015).

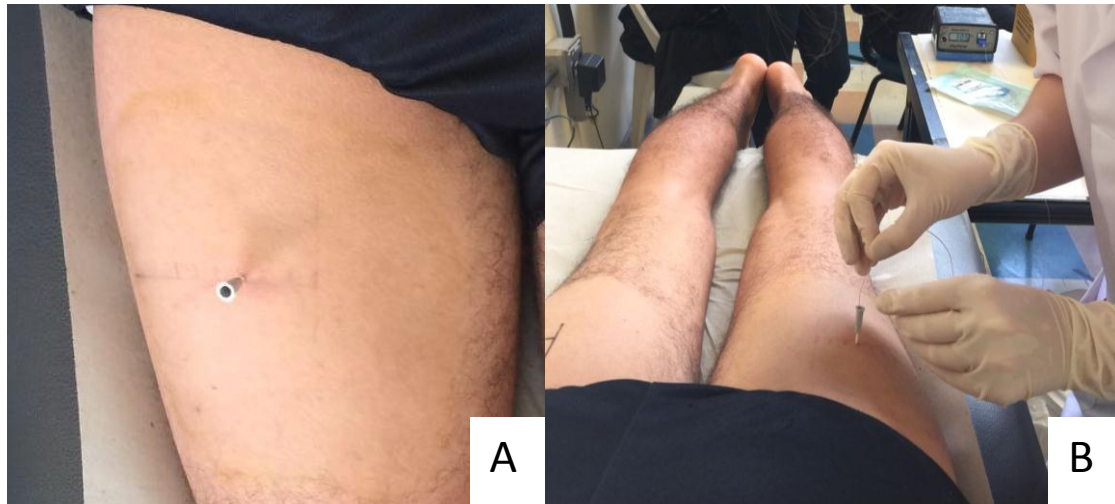
Figura 6 - Preparação da pele



A figura mostra a tricotomia (A) e a assepsia (B) da região de pele onde foi realizado o procedimento de inserção do sensor de temperatura.

Fonte: Arquivo BIOLAB.

Figura 7 - Inserção do termopar



A) mostra o cateter tipo Jelco inserido perpendicularmente a pele até a profundidade calculada pelo ultrassom. B) mostra o processo de inserção do termopar até a profundidade determinada. Fonte: Arquivo BIOLAB.

Figura 8 - Fixação do termopar

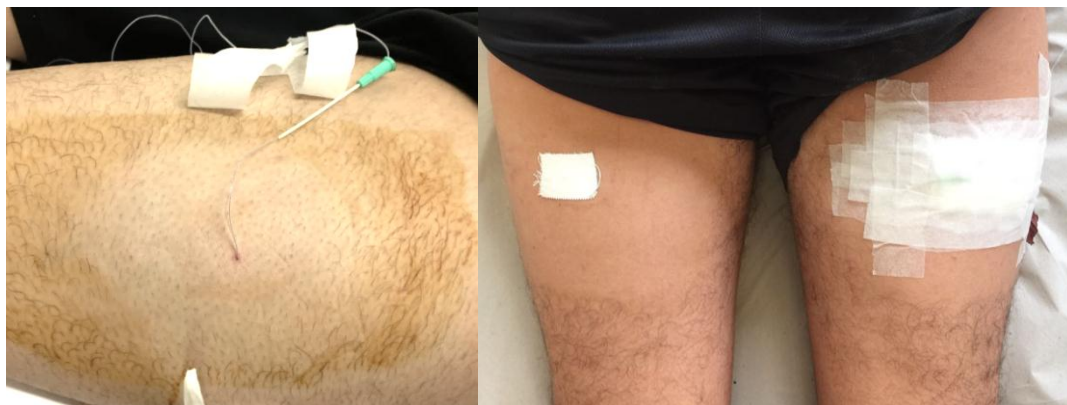


Ilustração do sensor de temperatura muscular inserido e fixado com esparadrapo.

Fonte: Arquivo BIOLAB.

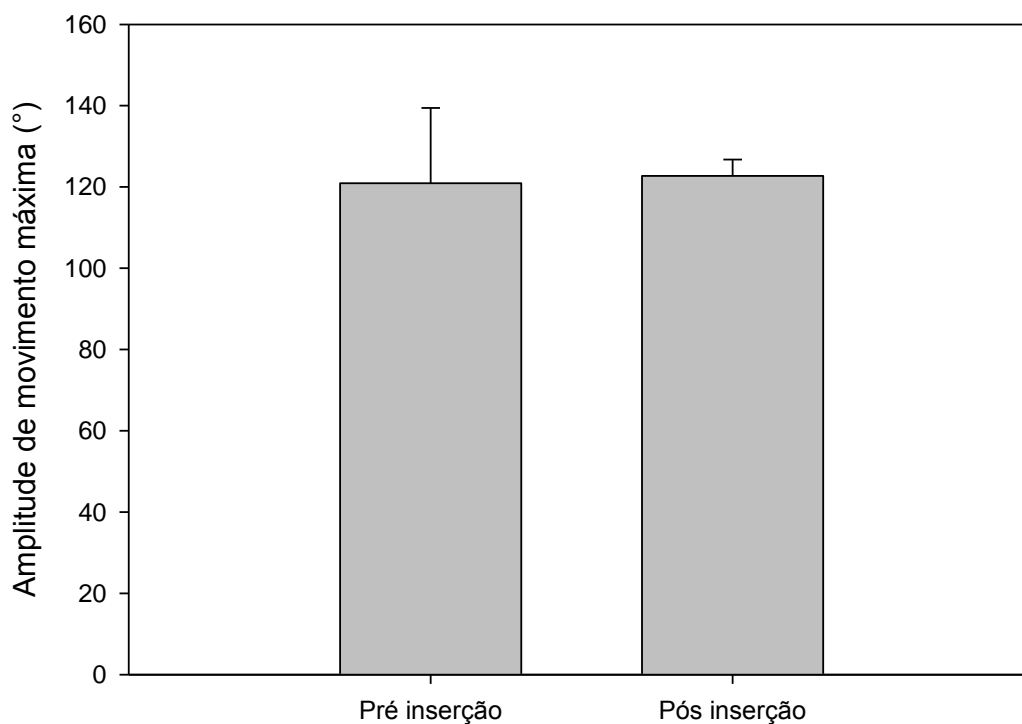
3.4.3.2 Efeito do procedimento de inserção na temperatura e na flexibilidade

Com o objetivo de conferir maior rigor metodológico ao presente estudo, fez-se importante identificar se a inserção do sensor por si só levaria a um aumento da $ADM_{m\acute{a}x}$ ou se o mesmo poderia levar a alterações da TM. Portanto, foram realizados alguns procedimentos para testar tais hipóteses, descritos a seguir.

Para testar a primeira hipótese nos dias de execução dos protocolos VL1 e VL2, inicialmente foi realizada avaliação da $ADM_{m\acute{a}x}$ no equipamento

Flexmachine, com membro inferior escolhido aleatoriamente para sofrer intervenção. Em seguida, foi solicitado ao voluntário deitar sobre uma maca para o procedimento de inserção do sensor de TM. Após a inserção e fixação do sensor, a $ADM_{máx}$ foi imediatamente reavaliada. Para verificar o possível efeito da inserção do sensor sobre a $ADM_{máx}$ foi realizado um teste t pareado comparando os momentos pré e pós inserção. Não houve evidências para se rejeitar a hipótese de igualdade das médias de $ADM_{máx}$, entre a situação pré ($120,90^{\circ} \pm 18,53^{\circ}$) e pós ($122,72^{\circ} \pm 4,01^{\circ}$) inserção ($p=0,055$) (FIGURA 9). O tamanho do efeito, dado pelo d de Cohen, entre as situações pré e pós-intervenção foi de 0,14 e, portanto, considerado pequeno (COHEN, 1988).

Figura 9 - Comparação entre a amplitude de movimento máxima pré e pós-inserção do sensor de temperatura

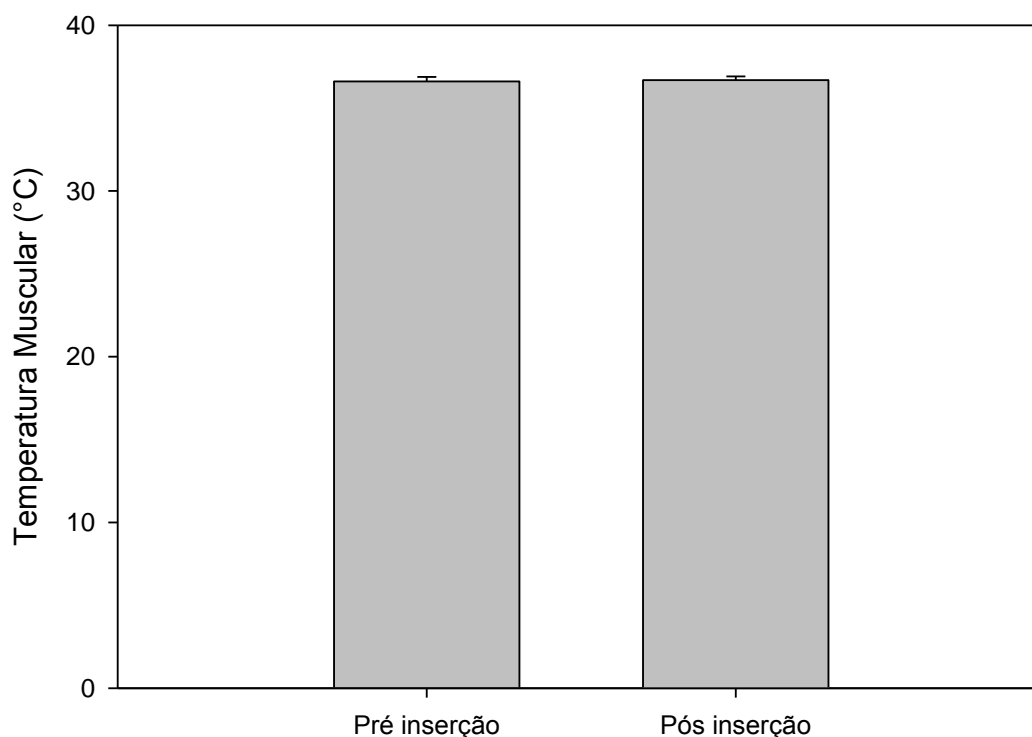


Fonte: Elaboração própria.

Para testar a segunda hipótese, no dia do procedimento controle, foi solicitado que o voluntário deitasse sobre uma maca para a inserção do sensor de TM no membro inferior designado para a sessão controle. Em seguida, o voluntário permaneceu deitado por um período de 30 minutos e a TM foi

monitorada ao longo desse tempo. Esse tempo foi escolhido com base no tempo médio gasto com os procedimentos de inserção do sensor, teste da flexibilidade pré intervenção, intervenção com VL, teste da flexibilidade pós intervenção. Com esse procedimento foi possível verificar se a TM se altera somente com a inserção do sensor. Para verificar o possível efeito da inserção do sensor sobre a TM, foi realizado um teste *t* pareado comparando os momentos imediatamente após inserção e no minuto 30. Não houve evidências para se rejeitar a hipótese de igualdade das médias de TM entre as situações pré repouso ($36,61^{\circ}\text{C} \pm 0,27^{\circ}\text{C}$) e pós repouso ($36,69^{\circ}\text{C} \pm 0,22^{\circ}\text{C}$) ($p=0,058$) (FIGURA 10). O tamanho do efeito, dado pelo *d* de Cohen, entre as situações pré e pós-intervenção foi de 0,32 e, portanto, considerado pequeno (COHEN, 1988).

Figura 10 - Comparação entre a temperatura muscular pré e pós repouso deitado



Fonte: Elaboração própria.

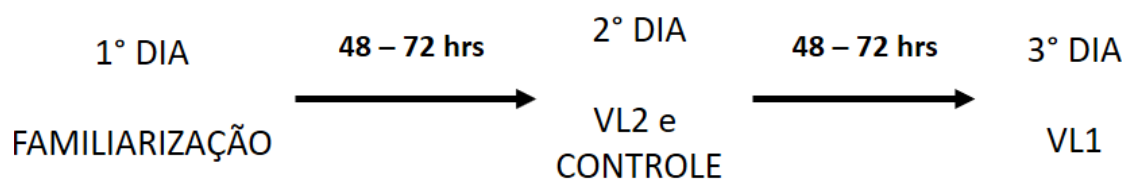
3.4.4 Monitoramento da temperatura ambiental

Os procedimentos de coleta foram realizados no BIOLAB. A temperatura ambiente foi monitorada por um termômetro digital (Termo Higrômetro SH-122, J. Prolab, Brasil), com precisão de $\pm 1,0^{\circ}\text{C}$ e resolução de $0,1^{\circ}\text{C}$, e este foi posicionado no interior do laboratório, a cerca de 3m dos voluntários. Foram registradas as temperaturas ambientais durante as condições, que apresentaram variação média de $0,06\pm 0,49^{\circ}\text{C}$, com variação mínima de $-1,2^{\circ}\text{C}$ e variação máxima de $0,6^{\circ}\text{C}$. As médias e desvio padrão da temperatura ambiente do BIOLAB para cada uma das condições (controle, VL1 e VL2) foram controle: $29,95\pm 1,55^{\circ}\text{C}$, VL1: $29,32\pm 1,58^{\circ}\text{C}$ e VL2: $29,68\pm 1,33^{\circ}\text{C}$.

3.5 PROCEDIMENTOS

Durante o estudo, os voluntários compareceram ao BIOLAB do CENESP/UFMG, e os procedimentos de coleta ocorreram em três dias com intervalo mínimo de 48 a 72 horas (FIGURA 11). O primeiro dia foi dedicado à orientação dos voluntários, assinatura do TCLE, aquisição de dados antropométricos (como a medida de estatura, comprimento da perna direita, aferição da massa corporal total e peso do segmento perna-pé) além da familiarização aos procedimentos e equipamentos de coleta. Os segundo e terceiro dias foram dedicados à coleta propriamente dita, sendo que no segundo dia foram submetidos às condições VL2 (24Hz e 6 mm e $a_{\text{pico}} = 136,44\text{ms}^{-2}$) e controle, e no terceiro dia foi realizado somente a condição VL1 (14Hz e 6 mm e $a_{\text{pico}} = 46,43\text{ms}^{-2}$). Todos os indivíduos foram submetidos a mesma sequência diária de coleta.

Figura 11 - Sequência dos dias de coleta



Fonte: Elaboração própria.

Os voluntários foram submetidos a duas diferentes configurações do estímulo de VL (VL1 – 14Hz e 6mm e $a_{\text{pico}} = 46,43 \text{ ms}^{-2}$; e VL2 – 24Hz e 6mm e $a_{\text{pico}} = 136,44 \text{ ms}^{-2}$, ambas foram realizadas em 4 séries de 30 segundos com repouso de 30 segundos entre cada série). A condição controle consistiu em replicar toda condição de intervenção sem aplicação do estímulo de VL (totalizando 3 minutos e 30 segundos de intervalo).

Familiarização

Na sessão de familiarização, os voluntários foram posicionados no aparelho *Flexmachine* de forma que o segmento coxa permaneceu em 45° em relação ao solo, e todos os ajustes realizados para o posicionamento do mesmo no aparelho foram registrados para serem utilizados nos dias seguintes. Os voluntários receberam as instruções de funcionamento do aparelho e na sequência realizaram a familiarização no aparelho *Flexmachine*. O voluntário, já devidamente posicionado no aparelho, recebeu um controle para elevar e descer o braço mecânico do *Flexmachine*. Ao comando de um avaliador, o voluntário apertou o botão de subida e acionou o motor, iniciando a manobra de teste. O voluntário foi orientado pelo pesquisador a subir o braço mecânico até a maior ADM possível tolerada por ele ($ADM_{\text{máx}}$). Ao alcançar esse ponto, o voluntário deveria soltar o botão de subida do controle e, imediatamente, acionar o botão de descida do braço mecânico, até que este retornasse à posição inicial. Esses procedimentos tinham como objetivo ensinar o voluntário como controlar os comandos e com o procedimento de avaliação no aparelho. Eram considerados familiarizados os voluntários que apresentavam valores consistentes de $ADM_{\text{máx}}$. Na sequência, os voluntários eram encaminhados a um banco com configurações similares a do aparelho *Flexmachine* onde o equipamento de VL foi acoplado. Todos os seus ajustes individuais foram registrados, sendo aplicadas duas séries de 30 segundos com cada uma das configurações do estímulo de VL (VL1 ou VL2) para familiarização do mesmo com os estímulos de VL, na região posterior da coxa correspondente ao membro que foi aleatoriamente escolhido para sofrer intervenção.

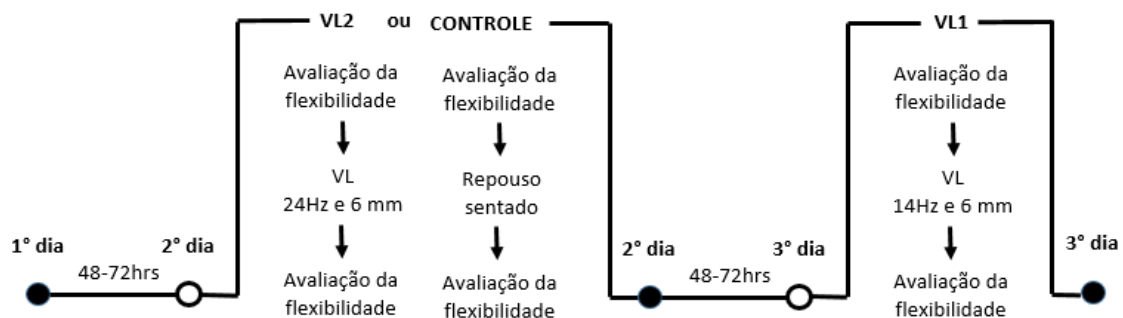
Condições VL1 e VL2

Nas condições VL1 e VL2, inicialmente a $ADM_{m\acute{a}x}$ era avaliada. Em seguida, o indivíduo era posicionado sobre o equipamento de VL onde era submetido ao estímulo de VL. Por fim, após serem submetidos ao estímulo de VL, a $ADM_{m\acute{a}x}$ era reavaliada, e o sensor de TM retirado em seguida. No segundo dia os voluntários foram submetidos à configuração correspondente a condição VL2 (24Hz e 6mm e $a_{pico} = 136,44ms^{-2}$) e no terceiro dia era submetido a condição VL1 (14Hz e 6mm e $a_{pico} = 46,43 ms^{-2}$).

Controle

Na condição controle, os voluntários eram posicionados no equipamento *Flexmachine* para avaliação da $ADM_{m\acute{a}x}$. Logo após a avaliação da flexibilidade os voluntários foram encaminhados para o equipamento de VL onde permaneciam sentados, sem estímulo de vibração, por 3 minutos e 30 segundos, em seguida a flexibilidade era reavaliada (FIGURA 12).

Figura 12 - Esquema dos procedimentos das condições descritas anteriormente



O círculo fechado representa o final de um dia de coleta, o círculo aberto representa o início de um dia de coleta.

Fonte: Elaboração própria.

3.6 PROTOCOLO DE TESTE E VARIÁVEIS

3.6.1 $ADM_{m\acute{a}x}$ e rigidez passiva

O protocolo de teste adotado nesta pesquisa foi similar ao utilizado em estudos prévios (CABIDO *et al.*, 2014; PEIXOTO *et al.*, 2015).

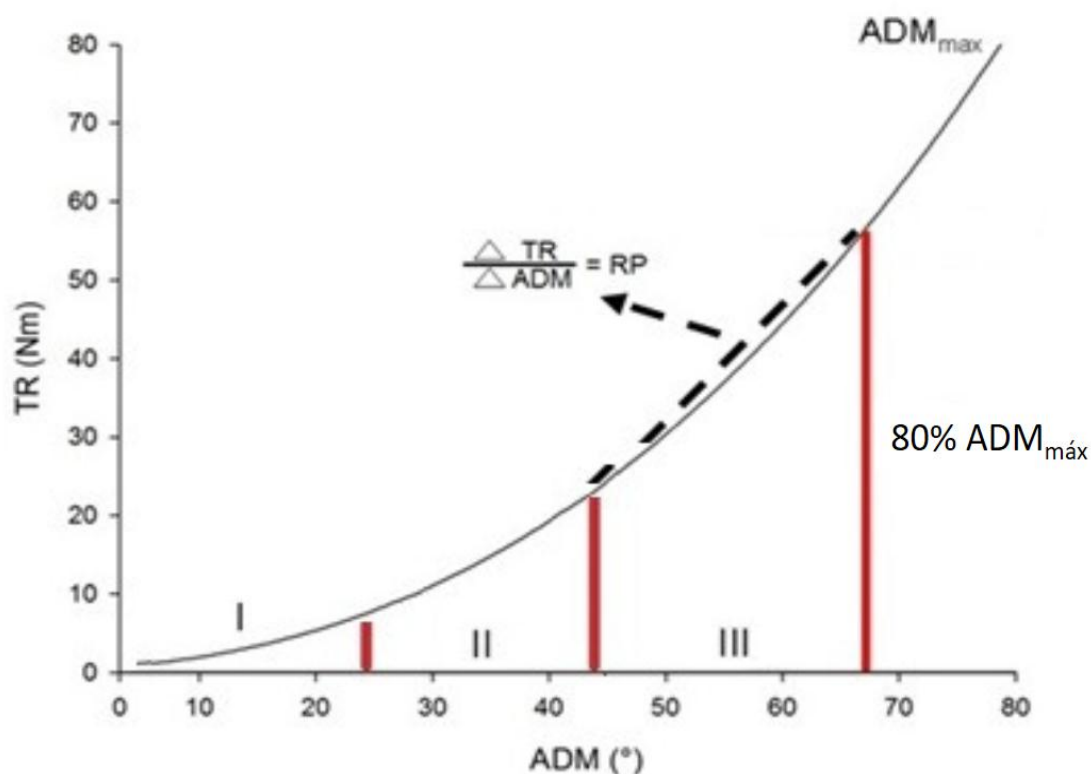
Padronização para o teste: Foram realizadas seis tentativas válidas pré e pós-teste. Em cada tentativa, o joelho foi estendido passivamente pelo braço mecânico do *Flexmachine* a uma velocidade angular de $5\text{ }^{\circ}\text{s}^{-1}$ (BLACKBURN *et al.*, 2004) até alcançar a $ADM_{m\acute{a}x}$, e, em seguida, retornar à posição inicial. O intervalo entre cada tentativa foi de aproximadamente 30s. Das seis tentativas válidas no pré-teste, foram escolhidas as duas tentativas em que o voluntário atingiu o valor mais próximo ao obtido na sessão de familiarização. No pós teste as tentativas escolhidas foram as mesmas do pré-teste. Assim por exemplo, um voluntário que atingiu as maiores $ADM_{m\acute{a}x}$ na situação pré nas tentativas 4 e 5, teria essas tentativas consideradas no pós teste. Uma análise de variância entre os valores de $ADM_{m\acute{a}x}$ entre as situações familiarização, VL1 ($ADM_{m\acute{a}x}$ pré intervenção) e VL2 ($ADM_{m\acute{a}x}$ pré intervenção) do tipo ANOVA *one way* de medidas repetidas mostrou que não houve diferença estatística nos valores de $ADM_{m\acute{a}x}$ ($F_{(2,16)}=4,095$; $p=0,06$).

Execução do teste: O indivíduo deveria permanecer com a musculatura relaxada durante todo o procedimento e, já devidamente posicionado no aparelho, ele recebeu um dispositivo utilizado para acionamento do motor. Ao comando do avaliador, o indivíduo apertou o botão de subida no dispositivo de acionamento do motor, iniciando a extensão do joelho. Ao alcançar a $ADM_{m\acute{a}x}$, o voluntário soltou o botão de subida do dispositivo de acionamento do motor e, imediatamente, acionou o botão responsável por descer o braço mecânico até que este retornasse à posição inicial.

$ADM_{m\acute{a}x}$: A $ADM_{m\acute{a}x}$ foi definida como a máxima amplitude de movimento articular tolerada pelo voluntário durante um exercício de alongamento ou durante o teste de flexibilidade (MAGNUSSON *et al.*, 1997).

Rigidez passiva: A rigidez passiva foi calculada de acordo com procedimento realizado por Cabido *et al.* (2014). Para o cálculo desta variável, inicialmente foi estabelecido o ponto que corresponde a 80% da $ADM_{máx}$, considerando que nos 20% finais da $ADM_{máx}$ pode ocorrer ativação dos isquiossurais, o que impediria uma análise passiva. Em seguida, houve uma divisão do restante da curva Torque x ADM em três terços iguais, sendo o terceiro terço utilizado para cálculo da rigidez passiva (FIGURA 13).

Figura 13 - Representa o cálculo da rigidez passiva



Amplitude de movimento máxima ($ADM_{máx}$), Torque (TR), rigidez passiva (RP), terços iguais de 80% da $ADM_{máx}$ (I, II, III).

Fonte: adaptado de Cabido *et al.*, 2014.

4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

As variáveis $ADM_{máx}$, rigidez passiva e TM foram descritas por meio dos valores de média, desvio padrão, mínimo e máximo. Para verificar a normalidade e esfericidade dos dados foram realizados os testes de *Shapiro-Wilk* e *Mauchly*, respectivamente. A confiabilidade das variáveis $ADM_{máx}$, rigidez passiva e TM foi verificada por meio do coeficiente de correlação intraclasse ($CCI_{2,k}$) e do erro padrão de medida percentual, na situação pré-intervenção. A escolha do ($CCI_{2,k}$) se deu pelo fato de que esse tipo de CCI leva em consideração a presença do erro sistemático (tipo 2) e é calculado a partir da média de duas tentativas (k). A classificação adotada para os valores de CCI foram “muito baixo” (0,00 – 0,25), “baixo” (0,26 – 0,49), “moderado” (0,50 – 0,69), “alto” (0,70 – 0,89) e “muito alto” (0,90 – 1,00) (PORTNEY; WATKINS, 2009). O erro padrão de medida percentual (EPM (%)) é dado pela razão entre o erro padrão de medida e o valor médio da variável em questão.

A comparação das modificações para cada uma das variáveis desfecho, $ADM_{máx}$, rigidez passiva e TM, entre as três condições (controle, VL1 e VL2) foi realizada pela análise de variância ANOVA *one way* com medidas repetidas e *post-hoc* de *Bonferroni*. A modificação foi operacionalmente definida pela diferença entre os valores pós e pré-teste de cada variável. O tamanho de efeito foi calculado pelo eta ao quadrado (η^2) (FIELD, 2013). A classificação adotada para o tamanho do efeito (pequeno = 0,01, médio = 0,06, e grande = 0,14) (COHEN, 1988). O nível de significância adotado em todas as análises foi de $\alpha < 5\%$ e o pacote estatístico utilizado foi o programa *Statistical Package of the Social Sciences* (SPSS), versão 20.0.0.

4.1 CONFIABILIDADE DAS VARIÁVEIS

Os valores de confiabilidade das variáveis $ADM_{m\acute{a}x}$, rigidez passiva e TM são mostrados na tabela 2.

Tabela 2 - Confiabilidade das medidas de flexibilidade, rigidez passiva e temperatura muscular (n = 11)

Variável	CCI _{2,k}	EPM	EPM(%)
ADM_{máx}	0,99 (p=0,001)	1,45 (°)	1,23
Rigidez passiva	0,90 (p=0,001)	0,08 (Nm/°)	4,79
TM	0,99 (p=0,001)	0,06 (°C)	0,20

CCI – Coeficiente de Correlação Intraclasse; EPM – Erro Padrão de Medida; EPM (%) – Erro padrão de Medida percentual; $ADM_{m\acute{a}x}$ – Amplitude de movimento máxima; TM – Temperatura muscular.

Todas as variáveis investigadas apresentaram valores de confiabilidade relativa classificados como muito alto ($CCI \geq 0,90$). Além disso, os valores de EPM(%) de cada variável variaram de 0,20% (TM) até 4,79% ($ADM_{m\acute{a}x}$), indicando uma pequena variação do erro aleatório das variáveis medidas.

5 RESULTADOS

Inicialmente serão apresentados os dados de média, desvio padrão, valores mínimos e máximos de $ADM_{máx}$, TM e rigidez passiva das condições controle e intervenção, VL1 e VL2. Em seguida serão apresentados os resultados da análise de variância entre as modificações de cada protocolo para cada uma das variáveis apresentadas acima.

5.1 Estatística Descritiva

Os dados de $ADM_{máx}$, rigidez passiva e TM apresentaram distribuição normal. A tabela 3 apresenta a análise descritiva em valores de média, desvio padrão, valor mínimo e máximo de $ADM_{máx}$, rigidez passiva e TM para cada uma das condições (pré e pós).

Tabela 3 - Estatística descritiva das variáveis pré e pós-condição

	Variáveis	Situação	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	
Controle (n=11)	$ADM_{máx}$ (°)	PRÉ	117,97	17,17	91,60	139,40	
		PÓS	119,45	16,76	92,50	140,90	
	TM (°C)	PRÉ	36,13	0,38	35,50	36,80	
		PÓS	36,14	0,39	35,50	36,80	
	RP (Nm/°)	PRÉ	1,67	0,42	1,05	2,46	
		PÓS	1,79	0,54	1,18	2,93	
	TA (°C)	PRÉ	29,96	1,63	27,80	32,20	
		PÓS	29,94	1,56	28,00	32,40	
	VL1 (n=11)	$ADM_{máx}$ (°)	PRÉ	127,49	19,50	94,10	148,60
			PÓS	133,00	18,36	101,90	153,00
TM (°C)		PRÉ	35,96	0,40	35,50	36,50	
		PÓS	36,04	0,47	35,50	36,70	
RP (Nm/°)		PRÉ	1,78	0,59	1,02	2,70	
		PÓS	1,64	0,62	0,87	2,86	
TA (°C)		PRÉ	29,28	1,62	27,80	32,60	
		PÓS	29,74	1,62	27,40	36,40	
VL2 (n=11)		$ADM_{máx}$ (°)	PRÉ	124,43	21,96	86,90	144,10
			PÓS	132,54	23,18	94,00	153,20
	TM (°C)	PRÉ	35,86	0,47	35,10	36,60	
		PÓS	36,06	0,39	35,60	36,80	
	RP (Nm/°)	PRÉ	1,80	0,57	1,16	2,84	
		PÓS	1,57	0,49	0,90	2,30	
	TA (°C)	PRÉ	29,74	1,42	27,90	31,90	
		PÓS	29,62	1,32	27,80	31,50	

VL1 – Grupo submetido à intervenção de vibração localizada com 14 Hz e 6mm

VL2 – Grupo submetido à intervenção de vibração localizada com 24 Hz e 6mm

$ADM_{máx}$ – Amplitude de movimento máxima

TA – Temperatura Ambiente

TM – Temperatura Muscular

RP – Rigidez passiva

Fonte: elaboração própria.

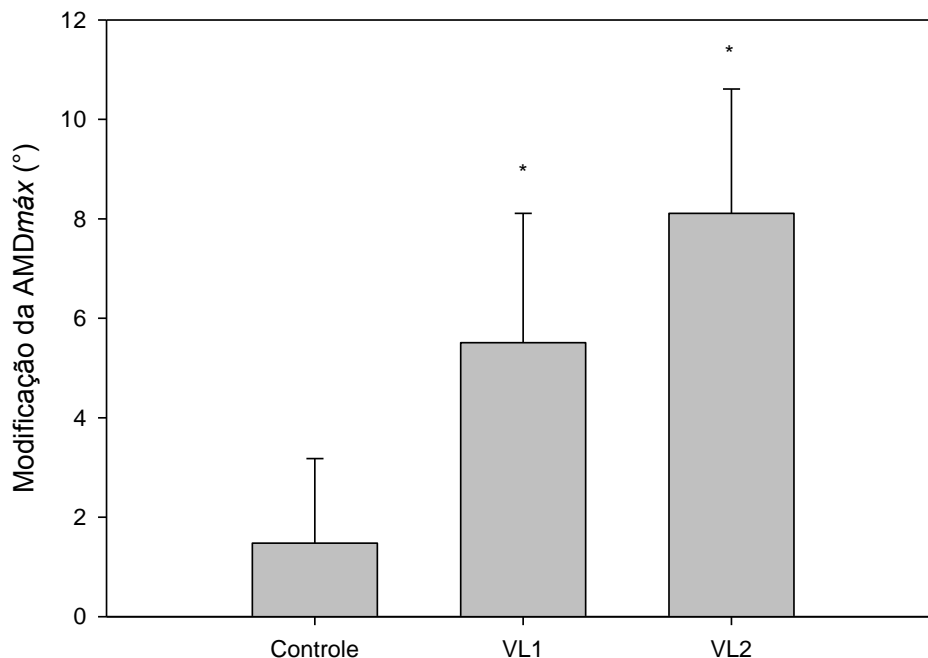
5.2 Análise de variância

A análise de variância com medidas repetidas *ANOVA one-way* foi utilizada para determinar se a modificação (diferença entre o valor pós e pré) para cada uma das variáveis, $ADM_{m\acute{a}x}$, TM e rigidez passiva foram diferentes para cada uma das condições (controle, VL1 e VL2). Caso o teste F da ANOVA fosse significativo, o teste *post hoc* de *Bonferroni* foi utilizado para localizar as diferenças entre as condições estudadas.

5.2.1 Análise de variância para $ADM_{m\acute{a}x}$

A ANOVA de medidas repetidas demonstrou que houve diferença significativa e com tamanho de efeito grande na modificação de $ADM_{m\acute{a}x}$ para as condições VL1 ($5,51^\circ \pm 2,6^\circ$, aumento de 4,32%) e VL2 ($8,11^\circ \pm 2,5^\circ$, aumento de 6,52%) comparadas com a condição controle ($1,48^\circ \pm 1,7^\circ$, aumento de 1,15%) ($F_{(2,22)}=34,553$; $p=0,001$; $\eta^2=0,27$) (FIGURA 14).

Figura 14 - Comparação da modificação de $ADM_{m\acute{a}x}$ entre as diferentes condições



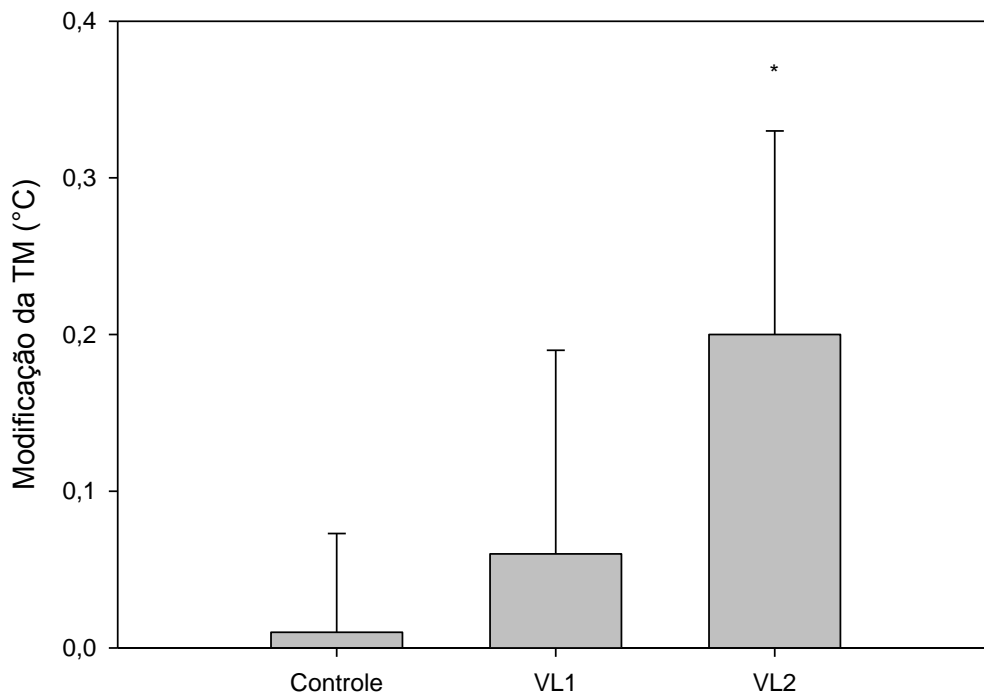
(*) diferente estatisticamente da condição controle.

Fonte: elaboração própria.

5.2.2 Análise de variância para TM

A ANOVA de medidas repetidas demonstrou que houve diferença significativa e com tamanho de efeito grande na modificação da TM para a condição VL2 ($0,20^{\circ}\text{C} \pm 0,13^{\circ}\text{C}$, aumento de 0,56%) comparada com as condições controle ($0,01^{\circ}\text{C} \pm 0,063^{\circ}\text{C}$, aumento de 0,03%) e VL1 ($0,06^{\circ}\text{C} \pm 0,13^{\circ}\text{C}$, aumento de 0,22%) ($F_{(2,22)}=8,661$; $p=0,002$; $\eta^2=0,27$) (FIGURA 15).

Figura 15 - Comparação da modificação da temperatura muscular entre as diferentes condições.



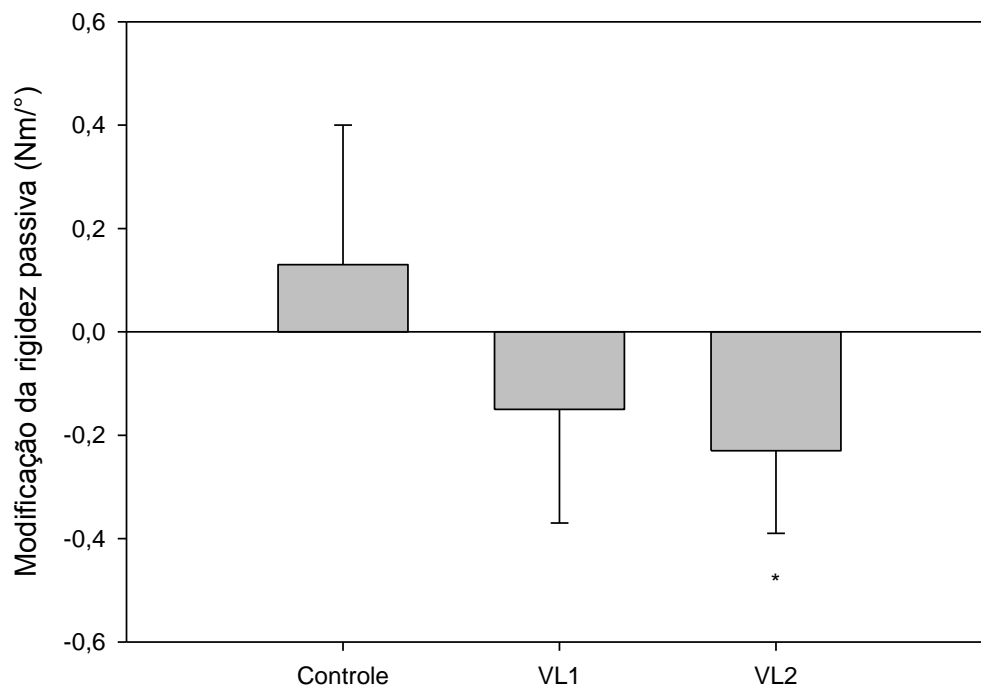
(* diferente estatisticamente da condição controle.

Fonte: elaboração própria.

5.2.3 Análise de variância para rigidez passiva

A ANOVA de medidas repetidas demonstrou que houve diferença significativa e com tamanho de efeito pequeno na modificação de rigidez passiva para a condição VL2 ($-0,23 \text{ Nm}/^{\circ} \pm 0,16\text{Nm}/^{\circ}$, redução de 12,78%) comparada com as condições controle ($0,13 \text{ Nm}/^{\circ} \pm 0,27\text{Nm}/^{\circ}$, aumento de 5,39%) e VL1 ($-0,15 \text{ Nm}/^{\circ} \pm 0,22\text{Nm}/^{\circ}$, redução de 7,87%) ($F_{(2,22)} = 5,959$ $p=0,009$; $\eta^2= 0,01$) (FIGURA 16).

Figura 16 - Comparação da modificação da rigidez passiva entre as diferentes condições



(*) diferente estatisticamente da condição controle.

Fonte: Elaboração própria.

6 DISCUSSÃO

A hipótese do presente estudo era que a vibração mecânica localizada promoveria aumento da $ADM_{máx}$ e da temperatura muscular e redução da rigidez passiva dos músculos posteriores da coxa, independentemente das configurações. Com os resultados encontrados para $ADM_{máx}$ é possível dizer que essa hipótese foi confirmada, uma vez que houve aumento significativo nas duas configurações utilizadas (VL1 e VL2). Em relação à TM e a rigidez passiva, a hipótese foi parcialmente confirmada, já que houve redução aguda da rigidez passiva e aumento agudo da TM somente para a condição VL2.

6.1 $ADM_{máx}$

Os resultados do presente estudo apresentaram aumento agudo significativo da $ADM_{máx}$ para as condições VL1 e VL2, em relação à condição controle. O aumento agudo da $ADM_{máx}$ em graus foi de 5,51° e 8,11° para as condições VL1 e VL2, com ganho relativo de 4,3% e de 6,5%, respectivamente. Assim, é possível considerar que, independentemente da condição de VL aplicada (VL1 ou VL2) na região posterior da coxa dos voluntários, ambas foram capazes de promover aumento agudo da $ADM_{máx}$, sem diferença significativa entre elas.

O aumento agudo de $ADM_{máx}$ induzido pela VL isolada também tem sido apresentado por outros estudos (ATHA; WHEATLEY, 1976; CRONIN; NASH; WHATMAN, 2007; HERDA *et al.*, 2009; PEREIRA, 2016). Os ganhos de ADM do presente estudo foram superiores aos encontrados por Cronin, Nash e Whatman (2007) e por Herda *et al.* (2007), mas foram inferiores aos resultados descritos por Atha e Wheatley (1976). No estudo de Cronin, Nash e Whatman (2007) os autores investigaram o efeito agudo de quatro diferentes configurações de VL sobre a flexibilidade dos músculos posteriores da coxa. Os resultados deste estudo demonstraram um aumento significativo de 2,4° (aumento relativo de 1,6%) para configuração 24Hz e 3mm, 2,9° (aumento de 2,0%) para configuração 34Hz e 3mm e 3,1° (aumento de 2,0%) para a configuração 44Hz e 5mm, sem diferença significativa entre as configurações. Já a configuração 14Hz e 3mm não apresentou aumento significativo em relação ao momento pré vibração. Baseado nos resultados de Cronin, Nash e

Whatman (2007), o estudo de Pereira (2016) investigou o efeito agudo de quatro diferentes configurações de VL sobre a flexibilidade dos músculos posteriores da coxa: A: 14Hz e 3mm; B: 14Hz e 6mm; C: 24Hz e 3mm; e D: 24Hz e 6mm. Os resultados encontrados por Pereira (2016) foram de aumento significativo de 4,4° (aumento relativo de 4,1%), 4,5° (aumento de 4,0%), 6,2° (aumento de 5,5%) e 4,3° (aumento de 3,9%), respectivamente, para todas as configurações analisadas, sem diferença significativa entre as configurações. Herda *et al.* (2009) também compararam o efeito agudo entre o alongamento passivo estático e a VL sobre a ADM_{máx} passiva de dorsiflexão do tornozelo, no entanto, estes autores encontraram aumento significativo da ADM_{máx} passiva, somente para o exercício de alongamento passivo estático. Atha e Wheatley (1976) compararam o efeito agudo entre o alongamento estático e a VL sobre a flexibilidade da flexão de quadril, medida por meio do teste de sentar e alcançar, os resultados demonstraram aumento de 2,9 cm (aumento de 9,8%) e 2,5cm (aumento de 9,4%), respectivamente, sem diferença entre as técnicas descritas.

A variação dos resultados encontrados para o ganho de ADM (1,6% a 9,8%) pode ser em decorrência dos diferentes métodos de avaliação da ADM_{máx}. Cronin, Nash e Whatman (2007) investigaram a mudança de ADM_{máx} por meio de um teste ativo de extensão de joelho. Já Herda *et al.* (2009) investigaram as mudanças de ADM, de forma passiva, por meio de um teste em um equipamento isocinético ($\omega = 5^\circ\text{s}^{-1}$). Apesar dos estudos supracitados terem mensurado diretamente a flexibilidade por meio da ADM articular, outros utilizaram testes funcionais para avaliar a ADM_{máx} (ATHA; WHEATLEY, 1976; SANDS *et al.*, 2008). Atha e Wheatley (1976) avaliaram a flexibilidade por meio do teste de sentar e alcançar e Sands *et al.* (2008) realizaram o teste de abertura anterior do quadril. Até o presente momento, o único estudo que utilizou a mesma metodologia do presente trabalho para mensuração da ADM_{máx} foi realizado por Pereira (2016) e obteve resultados similares para os ganhos de ADM. A diversidade de protocolos de avaliação da ADM_{máx} aliado ao fato de que diversos estudos não reportarem os valores de erro padrão de medida (EPM), que quantifica a variação máxima permitida ao erro aleatório, podem ter influenciado parcialmente na variação dos resultados encontrados.

Outro aspecto metodológico importante diz respeito à garantia do mesmo posicionamento do indivíduo durante a aplicação da vibração mecânica

e na execução do teste de flexibilidade. No presente estudo, assim como no estudo de Pereira (2016), a intervenção de VL foi feita em uma cadeira similar à cadeira onde foi realizado o teste de flexibilidade, o que conferiu maior especificidade entre o processo de medida e de aplicação da vibração mecânica. Os demais trabalhos (ATHA; WHEATLEY, 1976; CRONIN; NASH; WHATMAN, 2007; HERDA *et al.*, 2009) utilizaram métodos de mensuração da flexibilidade onde a avaliação e a aplicação de vibração aconteceram em posições distintas, o que por ter reduzido a especificidade entre intervenção e teste e, por sua vez, ter levado a menores ganhos de $ADM_{máx}$.

Até o momento são escassos os estudos que compararam o efeito de diferentes configurações de VL sobre a flexibilidade. Os estudos de Pereira (2016) e Cronin, Nash e Whatman (2007) compararam diferentes configurações de VL na $ADM_{máx}$ e verificaram que nas configurações que promoveram ganho de $ADM_{máx}$, esse ganho ocorreu de forma não sistemática entre os indivíduos o que levaria a um ganho médio comum entre as diferentes configurações de vibração. No presente estudo esse ganho não sistemático também ocorreu, sendo que a variação do ganho de ADM para a configuração VL1 ficou entre 1,02% e 8,31% e para a configuração VL2 entre 4,15% e 8,94%. Assim, por exemplo, dois indivíduos submetidos às duas configurações (VL1 e VL2) podem ter respostas distintas o que aconteceu no presente estudo. Um indivíduo submetido ao protocolo VL1 teve um ganho percentual de 6,27% e no VL2 de 4,30%. Outro indivíduo obteve um ganho de 2,43% na configuração VL1 e de 5,55% na configuração VL2. Portanto, é possível que exista uma configuração ótima de vibração e que esta seja individualizada. Uma explicação para que essa resposta seja individualizada pode ser devido ao fato de que a frequência natural de resposta do tecido, que está relacionada à capacidade deste em absorver energia mecânica do estímulo de vibração, ser influenciada pela rigidez do tecido (RITTWEGGER, 2010). Sendo assim, indivíduos com diferentes níveis de rigidez muscular podem responder de forma distinta a um mesmo estímulo de vibração. Estudos futuros são necessários para investigar essa questão.

No entanto, a razão pela qual a VL é capaz de modificar a $ADM_{máx}$, ainda é pouco elucidada na literatura. Dentre os mecanismos propostos que explicam o aumento da flexibilidade induzida pela VL está o aumento da TM induzido pela VM e sua influência sobre a rigidez passiva. Esse mecanismo

sugere um aumento de fluxo sanguíneo muscular durante a exposição à vibração que, conseqüentemente, eleva a TM, reduzindo a rigidez muscular e promovendo o aumento da flexibilidade (KURT, 2015; ZHANG *et al.*, 2013; KERSCHAN-SCHINDL *et al.*, 2001; DASTMENASH *et al.*, 2010). Como esse mecanismo foi o objeto de estudo do presente trabalho, a discussão será apresentada em tópico próprio.

6.2 TEMPERATURA MUSCULAR

A hipótese do presente estudo considerou que a VL promoveria modificações significativas da TM, independentemente das configurações de vibração utilizadas. Entretanto, os resultados mostraram modificações significativas da TM somente para a configuração VL2 (24Hz e 6mm e $a_{pico} = 136,44ms^{-2}$), com aumento médio de $0,20^{\circ}C$ e com tamanho de efeito grande ($\eta^2=0,27$). Para a configuração VL1 (14 Hz e 6mm) a modificação da TM foi de apenas $0,06^{\circ}C$ e não significativa. Dessa forma, os resultados apresentados rejeitam parcialmente a hipótese nula. Uma possível explicação seria que a configuração de VL2 representaria uma maior intensidade de estímulo ($a_{pico}=136,44ms^{-2}$) comparada a configuração VL1 ($a_{pico}=46,43ms^{-2}$). Como a intensidade é influenciada pela frequência de vibração elevada ao quadrado e pela amplitude de vibração que foi mantida constante em 6mm, o fato da configuração VL2 produzir uma intensidade do estímulo 2,93 vezes maior que VL1 pode ter levado a uma maior realização de trabalho muscular com conseqüente elevação da taxa metabólica e da TM (RITTWEGER *et al.* 2000).

Até o momento, não foram encontrados estudos que tiveram como objetivo verificar o efeito da VL na TM e na flexibilidade. Por outro lado, Cochrane *et al.* (2008) observaram aumento da TM induzido pela VCI. Estes autores observaram um aumento significativo de $1,5^{\circ}C$ na TM do vasto lateral, após uma única sessão de VCI, de configuração 26Hz e 6mm ($a_{pico} = 159,96ms^{-2}$), por 6 minutos. Dessa forma, apesar do presente trabalho e do estudo de Cochrane *et al.* (2008) terem encontrado resultados significativos do aumento de TM induzidos pela VM, a principal diferença dos resultados está relacionada ao tamanho do ganho, uma vez que o presente trabalho observou um aumento significativo de $0,20^{\circ}C$ (ganho relativo de 0,56%) e o estudo de Cochrane *et al.* (2008) observou um aumento de $1,5^{\circ}C$ (ganho relativo de

4,21%). Uma explicação para essa diferença pode ser devido à forma de aplicação da VM e à duração de aplicação do estímulo, uma vez que os voluntários de Cochrane *et al.* (2008) foram expostos à vibração enquanto realizavam movimentos de agachamento sobre a plataforma de VM, durante seis minutos, enquanto os voluntários do presente estudo se mantiveram passivos durante a intervenção (VL), que teve uma duração de dois minutos.

Além disso, é provável que a vibração mecânica induza o aumento de TM por diferentes mecanismos: 1) aumento do fluxo sanguíneo; e/ou 2) aumento da atividade muscular.

De acordo com Zhang *et al.* (2013) a VL pode aumentar o fluxo sanguíneo local em cerca de 20%, e esse aumento parece ter relação com a intensidade de estímulo de vibração (FULLER *et al.*, 2012). Esse aumento de fluxo sanguíneo local é acompanhado por um aumento do diâmetro vascular que pode estar relacionado à liberação de óxido nítrico induzida pela VM (KERSCHAN-SCHINDL *et al.*, 2001). Existem evidências que o aumento do estresse de cisalhamento do sangue contra a parede do endotélio ativa vias moleculares intracelulares que culminam na liberação de óxido nítrico (HARRISON *et al.*, 2006; MANOLEY-HINDS *et al.*, 2009). É possível que este estresse de cisalhamento também esteja aumentado durante a VM. Além disso, a resposta do fluxo de sangue da pele induzida pela VM foi avaliada em camundongos que tiveram a síntese de óxido nítrico inibida por meio da administração de um fármaco. Este estudo demonstrou que não foram observadas alterações no fluxo sanguíneo nem o diâmetro dos vasos na situação em que os camundongos foram tratados em comparação à situação sem a administração do inibidor da síntese (ICHIOKA *et al.*, 2011). O aumento do diâmetro dos vasos pode favorecer o aumento de TM por meio de transferência de temperatura, uma vez que o volume de sangue que chega ao músculo tem origem do compartimento interno do corpo, onde a média de temperatura do sangue é maior, comparada média da temperatura muscular (KENNY *et al.*, 2002).

Outro mecanismo que foi apresentado para explicar o aumento de temperatura induzido pela VM está relacionado à atividade muscular. Cochrane *et al.* (2008) demonstraram que o aumento de TM induzido pela VCI por 6 minutos foi similar ao aumento da TM induzida por um exercício ativo de pedalada na bicicleta por 10 minutos a 70W, porém, a taxa de aumento da TM

foi maior durante a VM de corpo inteiro ($0,30^{\circ}\text{Cmin}^{-1}$) do que a taxa de aumento da TM durante o exercício na bicicleta ($0,09^{\circ}\text{Cmin}^{-1}$). Esses autores sugerem que as diferentes taxas de aumento da TM podem ocorrer devido às diferenças entre as ações musculares. Diferentemente da pedalada, que exige somente ações concêntricas dos extensores de joelho, a vibração de corpo inteiro é capaz de provocar também ciclos repetidos de ações excêntricas e concêntricas dos extensores de joelho, assim, a VCI seria responsável por uma maior taxa metabólica quando comparada ao aquecimento sobre a bicicleta (COCHRANE *et al.*, 2008). González-Alonso *et al.* (2000) observaram que as contrações musculares são capazes de promover aumento da TM, e esse aumento poderia causar uma vasodilatação, explicada inicialmente pela ação neurogênica local seguida da liberação de óxido nítrico (FRANCISCO *et al.*, 2017). No entanto, essa hipótese, relacionada à VL, ainda não foi verificada.

6.3 RIGIDEZ PASSIVA

A hipótese do presente estudo considerou que a VL promoveria modificações significativas da rigidez passiva, independentemente das configurações de vibração utilizadas. De acordo com os resultados obtidos, foi possível observar uma redução aguda e significativa da rigidez passiva somente para a condição VL2 ($-0,23\text{Nm}/^{\circ}$), que corresponde a uma redução relativa de 12,8%. As condições VL1 e controle apresentaram modificações de $-0,15\text{Nm}/^{\circ}$ e $0,13\text{Nm}/^{\circ}$, respectivamente, não significativas.

Diferentemente dos resultados de rigidez passiva encontrados por Pereira (2016) e Herda *et al.* (2009) que não encontraram alteração significativa da rigidez passiva após a aplicação de VL, o presente estudo encontrou alteração da rigidez passiva para a configuração VL2. Herda *et al.* (2009) utilizaram um equipamento de VL com frequência 70Hz durante 20 minutos, enquanto Pereira (2016) utilizou um equipamento de VL (frequência de 24Hz ou 14Hz) durante 2 minutos (4 séries de 30 segundos). A diferença entre os resultados encontrados pelo presente estudo e os resultados encontrados por Herda *et al.* (2009) e Pereira (2016) pode estar relacionada tanto ao aumento de TM na configuração VL2 quanto ao fato de que indivíduos com diferentes níveis de rigidez muscular possam responder de maneira diferenciada a um mesmo estímulo de vibração. Embora Herda *et al.* (2009) e

Pereira (2016) não tenham investigado diretamente o efeito da VL na TM, tem-se admitido que um dos meios pelos quais a VM pode induzir aumento de $ADM_{m\acute{a}x}$ é pelo aumento de TM (ISSURIN; LIEBERMANN; TENENBAUM, 1994). Estudos realizados em m\`usculos (MUTUNGI; RANATUNGA, 1998) ou em tend\`ao da cauda de camundongo (WARREN; LEHMANN; KOBLANSKI, 1976) verificaram que o aumento de temperatura tecidual pode alterar as propriedades passivas, reduzindo a resist\`encia do tecido durante a manobra de alongamento. Por\`em, nenhum estudo encontrado ainda havia investigado a resposta aguda da rigidez passiva e do aumento da TM induzidos pela VL em humanos. Dessa forma, poderia se especular que a maior intensidade do est\`imulo, promovida pela VL2 no presente estudo, poderia ter aumentado o fluxo sangu\`ineo local (FULLER *et al.*, 2012), alterando possivelmente a resist\`encia da UMT ao alongamento, o que resultou em uma redu\`cao da rigidez passiva, como verificado neste estudo. Outro aspecto a ser considerado \`e a grande variabilidade interindividual na resposta da rigidez passiva a uma mesma configura\`ao de est\`imulo. Considerando que Pereira (2016) utilizou as mesmas configura\`oes de VL e n\`ao encontrou redu\`cao significativa para rigidez passiva, uma poss\`ivel explica\`ao seria que os indiv\`duos do presente estudo, apresentaram diferentes n\`iveis de rigidez muscular e, portanto, responderam de maneira diferenciada a um mesmo est\`imulo de vibra\`ao. Esse fen\`omeno p\`ode ser verificado no presente estudo pela grande variabilidade da redu\`cao da rigidez passiva (valor m\`inimo = $-0,59 \text{ Nm}/^\circ$; valor m\`aximo = $-0,04 \text{ Nm}/^\circ$) observada ap\`os a aplica\`ao da VL2, comparado ao estudo de Pereira (2016) em que os valores de modifica\`ao da rigidez passiva variaram de $-0,06$ a $+0,10 \text{ Nm}/^\circ$. Cabe ressaltar, entretanto, que apesar da redu\`cao da rigidez induzida pela condi\`ao VL2 ter sido significativa ($p=0,009$), o tamanho de efeito foi considerado pequeno ($\eta^2= 0,011$) (COHEN, 1988), o que permite inferir que apesar de significativa essa redu\`cao teria pouca relev\`ancia pr\`atica e/ou cl\`inica. Diferentemente da configura\`ao do est\`imulo VL2, a VL1 n\`ao induziu altera\`ao significativa da TM e da rigidez passiva, mas induziu ao aumento da $ADM_{m\acute{a}x}$. Analisando estes resultados em conjunto, \`e poss\`ivel concluir que, outros mecanismos para al\`em da altera\`ao da TM e poss\`ivel modifica\`ao das propriedades viscoel\`asticas, como indicado pela redu\`cao da rigidez passiva, podem ter influenciado na resposta da UMT. Neste sentido, o aumento da $ADM_{m\acute{a}x}$ poderia ser influenciado por aspectos sensoriais. Um poss\`ivel

mecanismo relacionado com o aumento da $ADM_{m\acute{a}x}$ após a aplicação do estímulo de vibração mecânica estaria relacionado com o aumento da tolerância à dor induzido pela alteração no limiar de dor. O estímulo de vibração mecânica parece ser capaz de aumentar o limiar de dor, o que permitiria modificar a amplitude articular correspondente a mesma dor sentida antes da aplicação do estímulo, auxiliando desta forma no aumento da $ADM_{m\acute{a}x}$ (ATHA; WHEATLEY, 1976). Este possível mecanismo foi investigado por Issurin, Liebermann e Tenenbaum (1994) e esses autores reportaram que a sensação de dor durante o alongamento estático foi reduzida após cerca de 10 a 15 segundos do início do estímulo de VL (44Hz e 3mm). Contudo, diferentemente desses autores, Sands *et al.* (2008) não encontraram diferença entre o resultado no teste de algometria pré e pós intervenção com VL (30Hz e 2mm). Embora a hipótese de alteração da tolerância à dor após aplicação do estímulo de vibração mecânica não tenha sido confirmada, os autores relatam que a principal limitação do estudo está relacionada ao método de avaliação da dor, uma vez que a via de condução de dor da pele é diferente da via de condução da dor muscular. Este argumento foi apresentado, pois Sands *et al.* (2008) utilizaram um algômetro de pressão. Neste sentido, a explicação do aumento da $ADM_{m\acute{a}x}$ após o estímulo de VL verificado na presente investigação, independente da configuração do estímulo VL, permanece apenas como uma especulação. Dessa forma, é proposto que futuros estudos que tenham como objetivo investigar os mecanismos pelos quais a VL possa alterar a flexibilidade considerando o impacto de diferentes mecanismos nas adaptações da UMT à VL, incluindo a alteração da tolerância à dor.

6.4 LIMITAÇÕES

Devido à duração do protocolo de VL utilizado (4 séries de 30 segundos), não foi possível verificar se o tempo de exposição poderia interferir na resposta da TM. Visto que, o tempo mais prolongado de exposição à VL resultaria em um volume maior de estímulo, e dessa forma induziria uma maior resposta da TM. Além disso, o registro da eletromiografia permitiria avaliar se a contração muscular ocorrida durante a aplicação do estímulo de VL estaria relacionada ao aumento de TM observado. Outra observação

importante se relaciona com o aumento dos metabólitos do óxido nítrico, que indicaria se a relação do estresse vascular é capaz de promover um aumento da TM. Tais considerações podem servir como orientações para futuros estudos.

7 CONCLUSÃO

Diferentes configurações de vibração mecânica localizada foram capazes de aumentar a $ADM_{máx}$. A configuração de VL2 (24Hz e 6mm e $a_{pico} = 136,44ms^{-2}$), que resultou em maior aceleração (intensidade), provocou um aumento da TM e uma redução da rigidez passiva. Como a configuração de VL1 (14Hz e 6mm e $a_{pico} = 46,43 ms^{-2}$), não foi suficiente para modificar a TM e a rigidez passiva, mas resultou em um aumento da $ADM_{máx}$ é possível concluir que outros mecanismos para além do mecanismo relacionado ao aumento da TM e modificação das propriedades viscoelásticas da UMT possam estar relacionados com o aumento da $ADM_{máx}$ dos músculos posteriores da coxa após a aplicação do estímulo de VL.

REFERÊNCIAS

- ALTER, M. J. **Ciência da flexibilidade**. 3 ed. [S.I.]: Artmed, 2010.
- ATHA, J.; WHEATLEY, D. W. Joint Mobility changes due to low frequency vibration and stretching exercise. **British Journal of Sports Medicine**, v.10, p. 26-34, 1976.
- BLACKBURN T. *et al.* The relationships between active extensibility, and passive and active stiffness of the knee flexors. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 14, n. 6, p. 683-91, 2004.
- CABIDO, C. E. T. *et al.* Acute effect of constant torque and angle stretching on range of motion, muscle passive properties, and stretch discomfort perception. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 28, n. 4, p. 1050-57, 2014.
- CABIDO, C. E. T. **Efeito agudo da exposição aos ambientes quente e frio nas temperaturas retal, muscular e da pele, propriedades passivas musculares, percepção de desconforto ao alongamento e flexibilidade antes e após uma sessão de alongamento**. 2015. 82 f. Tese (Doutorado em Ciências do Esporte) – Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2015.
- COCHRANE, D. J. **The effect of vibration exercise on aspects of muscle physiology and muscular performance**. 2010. 250 f. Thesis (PhD) – Massey University, Palmerston North, NZ, 2010.
- COCHRANE, D. J. *et al.* The rate of muscle temperature increase during acute whole-body vibration exercise. **European Journal of Applied Physiology**, v. 103, p. 441-8, 2008.
- COHEN, J. **Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences**. 2 ed. Hillsdale (NJ): Lawrence Erlbaum Associates, 1988.
- CRONIN, J.; NASH, M.; WHATMAN, C. The effect of four different vibratory stimuli on dynamic range of motion of the hamstrings. **Physical Therapy in Sport**, v. 8, p. 30-6, 2007.
- DASTMENASH, S. *et al.* The effect of whole body vibration, pnf training or a combination of both on hamstring range of motion. **World Applied Sciences Journal**, v. 11, n. 6, p. 744-51, 2010.
- FIELD, A. **Discovering statistics using SPSS**. 4 ed. London: Sage, 2013. 472p.
- FULLER, J. T. *et al.* The effect of vibration on muscle perfusion: a systematic review. **Clinical Physiology and Functional imaging**, v. 33, p. 1-10, 2013.

FRANCISCO, M. A. *et al.* Ten days of repeated local forearm heating does not affect cutaneous vascular function. **Journal of Applied Physiology**, v. 123, n. 2, p. 310-6, 2017.

GONZÁLEZ-ALONSO, J. *et al.* Heat production in human skeletal muscle at the onset of intense dynamic exercise. **The Journal of Physiology**, v. 524, n. 15, p. 603-15, 2000.

HALBERTSMA, J. P.; GÖEKEN, L. N. H. Stretching exercises: effect on passive extensibility and stiffness in short hamstring of healthy subjects. **Arches of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 75, n. 9, p. 976-81, 1994.

HERDA, T. J. *et al.* Acute effects of passive stretching vs vibration on the neuromuscular function of plantar flexors. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 45, n. 3, p. 703-13, 2009.

HARRISON, D. G. *et al.* Endothelial mechanotransduction, nitric oxide and vasculas inflammation. **Journal of Internal Medicine**, v. 259, p. 351-63, 2006.

ICHIOKA, S. *et al.* *In vivo* analysis of skin microcirculation and the role of nitric oxide during vibration. **Ostomy Wound Manage**, v. 57, n. 9, p. 40-7, 2011.

ISSURIN, V. B.; LIEBERMANN, D. G.; TENENBAUM, G. Effect of vibratory stimulation training on maximal force and flexibility. **Journal of Sports Sciences**, v. 12, n. 6, p. 561-566, 1994.

ISSURIN, V. B. Vibrations and their applications in sports. **Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, v. 43, n. 3, p. 324-36, 2005.

KENNY, G. P. *et al.* Muscle temperature transients before, during, and after exercise measured using an intramuscular multisensory probe. **Journal of Applied Physiology**, v. 94, n. 6, p. 2350-7, 2002.

KERSCHAN-SCHINDL, K. *et al.* Whole-body vibration exercise leads to alterations in muscle blood volume. **Clinical Physiology**, v. 21, n. 3, p. 377-82, 2001.

KURT, C. Alternative to traditional stretching methods for flexibility enhancement in well-trained combat athletes: local vibration versus whole-body vibration. **Biology of Sport**, v. 32, n. 3, p. 225-33, 2015.

LUO, J.; MCNAMARA, B.; MORAN, K. The use of vibration training to enhance muscle strength and power. **Sports Medicine**, v. 35, n. 1, p. 23-41, 2005.

MAGNUSSON, S. P. *et al.* A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. **Journal of Physiology**, v. 497, n. 1, p. 291-8, 1996.

MAGNUSSON, S. P. *et al.* Determinants of musculoskeletal flexibility: Viscoelastic proprieties, cross-sectional area, EMG and stretch tolerance. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 7, n. 4, p. 195-202, 1997.

MAGNUSSON, S. P. *et al.* Passive tensile stress and energy of the human hamstring muscles in vivo. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 10, n. 6, p. 351-9, 2000.

MANOLEY-HINDS, C. *et al.* The Role of nitric oxide in skin blood flow increase due to vibration in healthy adults and adults with type 2 diabetes. **Diabetes Technology & Therapeutic**, v. 11, n. 1, p. 39-43, 2009.

MESTER, J.; KLEINDÖDER, H.; YUE, Z. Vibration training: benefits and risks. **Journal of Biomechanics**, v. 39, n. 6, p. 1056-65, 2006.

MUTUNGI, G.; RANATUNGA, K. W. Temperature-dependent changes in the viscoelasticity of intact resting mammalian (rat) fast- and slow-twitch muscle fibres. **Journal of Physiology**, v. 508, n. 1, p. 253-65, 1998.

OSAWA, Y.; OGUMA, Y. Effects of vibration on flexibility: a meta-analysis. **Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions**, v. 13, n. 4, p. 442-53, 2013.

PEIXOTO, G. H. *et al.* Viscoelastic stress relaxation in the hamstrings before and after a 10-week stretching program. **Muscle & Nerve**, v. 51, p. 761-4, 2015.

PEREIRA, B. M. **Respostas biomecânicas e sensorial dos músculos posteriores da coxa submetidos à vibração mecânica localizada e ao treinamento da flexibilidade com sobreposição da vibração mecânica localizada**. 2016. 110 f. Tese (Doutorado em Ciências do Esporte) – Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2016.

PORTNEY, L. G.; WATKINS, M. P. **Foundations of clinical research: applications to practice**. 3 ed. Boston: Prentice Hall, 2009. 467p.

RAUCH, F. *et al.* Reporting whole-body vibration intervention studies: recommendations of the international society of musculoskeletal and neuronal interactions. **Journal of musculoskeletal neuronal interact**, v. 10, n. 3, p. 193-8, 2010.

RITTWEGGER, J. Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. **European Journal of Applied Physiology**, v. 108, n. 5, p. 877-904, 2010.

SANDS, W. A. *et al.* Effect of vibration on forward split flexibility and pain perception in young male gymnasts. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 3, n. 4, p. 469-81, 2008.

SAWYER, P. C. *et al.* Effects of moist heat on hamstring flexibility and muscle temperature. **The Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 17, n. 2, p. 285-90, 2003.

WARREN, C. G.; LEHMANN, J. F.; KOBLANSKI, J. N. Heat and stretch procedures: an evaluation using rat tail tendon. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 57, n. 3, p. 122-6, 1976.

WEPLER, C. H.; MAGNUSSON, S.P. Increasing muscle extensibility: A matter of increasing length or modifying sensation? **Physical Therapy**, v. 90, n. 3, p. 438-49, 2010.

WILCOCK, I. M. *et al.* Vibration training: Could it enhance the strength, power, or speed of athletes? **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 23, n. 2, p. 593-603, 2009.

ZHANG, Q.; ERICSON, K.; STYF, J. Blood flow in the tibialis anterior muscle by photoplethysmography during foot-transmitted vibration. **European Journal of Applied Physiology**, v. 90, p. 464-9, 2003.

APÊNDICE

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

(Terminologia obrigatória em atendimento a resolução 466/12 - CNS-MS)

Você _____
está sendo convidado a participar como voluntário do estudo “**EFEITO AGUDO DE DUAS DIFERENTES CONFIGURAÇÕES DE VIBRAÇÃO MECÂNICA LOCALIZADA NA FLEXIBILIDADE E NA TEMPERATURA MUSCULAR**” sob a orientação do Professor Dr. André Gustavo Pereira de Andrade e coorientação do Professor Dr. Samuel Penna Wanner.

OBJETIVO DO ESTUDO

Verificar se a vibração mecânica localizada pode aumentar a flexibilidade por meio do aumento agudo da temperatura dos músculos posteriores da coxa. A importância deste estudo é fornecer um melhor entendimento a respeito dos mecanismos pelos quais a vibração mecânica localizada pode alterar a flexibilidade dos músculos posteriores da coxa. Isso vai auxiliar novos estudos nessa área, além de auxiliar as tomadas de decisões na prática dos profissionais.

VOLUNTÁRIOS

Para participar deste estudo você deverá ser do sexo masculino, ter idade entre 18 e 35 anos, não ser praticante de treinamento de força ou flexibilidade de membros inferiores no período de coleta de dados; não ter tido qualquer tipo de lesão de membro inferior ou coluna vertebral nos últimos seis meses; não alcançar mais do que 150° de amplitude de extensão do joelho durante a avaliação da flexibilidade.

ENCONTROS

Todos os encontros serão realizados no Laboratório de Biomecânica da UFMG (Biolab). Lá você participará dos seguintes procedimentos:

1º encontro: Esclarecimento sobre as sessões experimentais (exposição à vibração, medida da temperatura muscular e avaliação da flexibilidade) e familiarização aos procedimentos.

2º encontro: Avaliação da temperatura muscular e da flexibilidade antes e após uma sessão de vibração mecânica localizada nos músculos posteriores da coxa.

3º encontro: Avaliação da temperatura muscular e da flexibilidade antes e após uma sessão de vibração mecânica localizada nos músculos posteriores da coxa, com configuração diferente do encontro anterior.

PROCEDIMENTOS

No primeiro encontro, você será orientado e receberá todas as informações dos procedimentos de pesquisa, e conhecerá todos os instrumentos da coleta, e quaisquer outras dúvidas serão sanadas e respondidas. Caso concorde em se voluntariar, você será ensinado a como operar o equipamento de flexibilidade e terá alguns dados corporais avaliados, como altura, peso, comprimento e peso das pernas, e medidas de profundidade do músculo posterior da coxa.

No segundo encontro, você deverá comparecer ao laboratório vestindo um short. Caso não possua um, lhe será fornecido um short emprestado. Em seguida, você será posicionado de barriga para baixo sobre uma maca, onde será realizado o procedimento de inserção de um termômetro na região lateral da coxa da sua perna direita, com a utilização de anestesia local. Um profissional de saúde devidamente capacitado realizará o procedimento. Logo após a inserção do termômetro muscular, você será encaminhado para o aparelho que medirá a flexibilidade dos músculos posteriores da coxa. Você controlará o equipamento e será orientado quanto a isso. Você deverá tentar alcançar a maior extensão do joelho possível. Após a avaliação da flexibilidade você será posicionado em uma cadeira onde receberá o estímulo de vibração mecânica na região posterior da coxa. Após as vibrações, você será novamente submetido à avaliação da flexibilidade dos músculos posteriores da coxa. Para finalizar, será realizada a retirada do termômetro muscular.

No terceiro encontro, serão repetidos todos os procedimentos do encontro anterior, entretanto, a configuração do estímulo de vibração será diferente da sessão anterior. Todos os encontros serão realizados com média de 48 horas de intervalo.

RISCOS E BENEFÍCIOS

Devido a avaliação da flexibilidade, a exposição à vibração mecânica localizada e ao procedimento de inserção do termômetro muscular você poderá sentir alguns desconfortos. Dentre eles: dor muscular tardia, sensação de fadiga, vermelhidão local, inchaço ou pequeno hematoma. Entretanto, espera-se que

esses desconfortos sejam mínimos, com baixa probabilidade de necessidade do uso de medicamentos ou de outras intervenções. Esses riscos serão ainda mais minimizados pela utilização de equipamentos descartáveis e/ou higienizados de forma apropriada, além de serem manipulados por profissionais devidamente treinados e habituados. Caso você se julgue incapaz de realizar uma sessão em função de algum desconforto citado acima, ou se algum deles permanecer por um período superior a 72 horas, você será encaminhado para uma avaliação médica e/ou fisioterápica. Além disso, um fisioterapeuta estará presente durante todo período de coleta.

Não é esperado que você seja exposto a condições que gerem dano psicológico ou constrangimento, no entanto, caso você se sinta de alguma forma lesado, ameaçado ou constrangido, você tem liberdade para abandonar a pesquisa, sem qualquer justificativa ou ônus. Caso você julgue necessário, um psicólogo será chamado para avaliação e consequente orientação. Ainda, todas as suas informações pessoais serão mantidas em sigilo, impossibilitando a sua identificação por terceiros.

Os benefícios que você poderá esperar com a sua participação, mesmo que não diretamente, são: contribuir para o estudo do esporte, sobretudo sobre os efeitos do uso de vibração mecânica localizada na flexibilidade.

1. Sempre que desejar, será fornecido esclarecimento sobre qualquer etapa do estudo.
2. Este termo de consentimento será emitido em duas vias, uma que ficará com você, a outra com os pesquisadores.
3. A qualquer momento, você poderá interromper sua participação na pesquisa e, também, poderá retirar seu consentimento, sem que isso lhe traga qualquer prejuízo.
4. Em caso de dúvida sobre questão ética, ou qualquer denúncia, você poderá comunicar ao Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (CEP-UFMG), contatos seguem abaixo, de forma anônima, sem sofrer qualquer prejuízo.
5. As informações conseguidas através da sua participação não permitirão a identificação da sua pessoa, exceto aos responsáveis pelo estudo, e a divulgação das mencionadas informações só será feita entre os profissionais estudiosos do assunto.
6. Quaisquer informações de ordem pessoal jamais serão compartilhadas, arquivadas ou utilizadas para outro fim do que o necessário à realização dos procedimentos.
7. Finalmente, _____ você, tendo compreendido perfeitamente tudo o que lhe foi informado a respeito da sua participação no mencionado estudo, e estando consciente dos seus direitos, das suas responsabilidades, dos riscos e dos benefícios que a sua participação implicam, concorda em participar e **DÁ SEU**

CONSENTIMENTO, AFIRMANDO QUE PARA ISSO VOCÊ NÃO FOI FORÇADO OU OBRIGADO A PARTICIPAR.

Endereço do participante-voluntário

Domicílio:

Bairro:

CEP:

Cidade:

Telefone:

Ponto de referência:

Contato de urgência:

Domicílio:

Bairro:

CEP:

Cidade:

Telefone:

Ponto de referência:

Endereço dos responsáveis pela pesquisa:

Pesquisador responsável: Prof. Dr. André Gustavo Pereira de Andrade

Matheus Milanez dos Reis (aluno de Mestrado)

Instituição: UFMG / Escola de Educação Física Fisioterapia e Terapia Ocupacional / BIOLAB - CENESP

Endereço: Av. Antônio Carlos, 6627

Bairro: Pampulha. CEP. 31270-901 Cidade: Belo Horizonte / MG.

Telefones p/contato: 3409-2360

ATENÇÃO: Para informar ocorrências irregulares ou danosas durante a sua participação no estudo, dirija-se ao:

Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais:

Unidade Administrativa II, 2º andar, sala 2005, Campus Pampulha

Av. Antônio Carlos, 6627. Belo Horizonte / MG. CEP: 31270-901

Telefone: 3409-4592

Belo Horizonte, _____ de _____ de 2017.

Assinatura do voluntário. (Rubricar as demais folhas)	Prof. Dr. André Gustavo Pereira de Andrade (Rubricar as demais folhas)