

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
INSTITUTO DE CIÊNCIAS EXATAS
DEPARTAMENTO DE CIÊNCIAS EXATAS

LEANDRO VINHAS DE PAULA

**EFEITO AGUDO E RESIDUAL DA OSCILAÇÃO DO PARAMETRO
DESLOCAMENTO NA ESTIMULAÇÃO VIBRATÓRIA INDIRETA SOBRE AS
RESPOSTAS NEUROMUSCULARES**

BELO HORIZONTE
2017

LEANDRO VINHAS DE PAULA

**EFEITO AGUDO E RESIDUAL DA OSCILAÇÃO DO PARAMETRO
DESLOCAMENTO NA ESTIMULAÇÃO VIBRATÓRIA INDIRETA SOBRE AS
RESPOSTAS NEUROMUSCULARES**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado como requisito parcial de avaliação para a obtenção do título de especialista em Estatística Aplicada ao curso de especialização em Estatística Aplicada, do Departamento de Estatística, do Instituto de Ciências Exatas, da Universidade Federal de Minas Gerais (DEEST – ICEX – UFMG).

Aluno: Leandro Vinhas de Paula

Orientador: Prof. Dr. Roberto da Costa Quinino.

BELO HORIZONTE
2017

RESUMO

EFEITO AGUDO E RESIDUAL DA OSCILAÇÃO DO PARAMETRO DESLOCAMENTO NA ESTIMULAÇÃO VIBRATÓRIA LOCAL

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito da estimulação vibratória indireta em diferentes magnitudes de deslocamento sobre as respostas neuromusculares agudas e residuais. Neste estudo, 15 voluntários saudáveis foram submetidos aleatoriamente a 3 sessões experimentais intervaladas de 5 a 7 dias (5 CVM's, 12 segundos de duração cada e 5 minutos de recuperação). Para determinação inicial das respostas residuais, os voluntários executaram em seguida uma contração voluntária máxima isométrica (CVM) pré e pós-tratamento com o membro dominante por 12 segundos, sendo respeitados 5 minutos de intervalo para início de cada sessão de treino. As sessões experimentais foram constituídas de ações isométricas sem vibrações (CONTROL - CO) e duas sessões de ações isométricas com adição de vibrações com 20 Hz de frequência e 3mm deslocamento (Sinusoidal Vibration A - SVA) e 5mm (Sinusoidal Vibration B - SVB). Antes e após cada uma das sessões experimentais uma ação isométrica sem vibrações foi executada para estudar o efeito residual. Para avaliar a atividade eletromiográfica (EMG) foi quantificado para os músculos agonistas e antagonistas a partir do "root mean square" (RMS) do sinal EMG, o valor entre o "onset" a 200ms (BIC_{200} e $TRIC_{200}$), pelo método da integração nos primeiros 200ms (BIC_{200EMG} , $TRIC_{200EMG}$), pico de RMS (BIC_{peak} e $TRIC_{peak}$), entre o pico de força e o final da contração (10s) ($BIC_{fatigue}$ e $TRIC_{fatigue}$) e o pico da taxa de elevação do sinal EMG do bíceps ($RER = \Delta EMG / \Delta Tempo$). No domínio da frequência, foi quantificado o pico da frequência mediana do "onset" EMG ao pico de força ($BIC_{frequency}$ e $TRIC_{frequency}$), e a frequência mediana do sinal EMG ao final da contração ($BIC_{frequency}$ e $TRIC_{frequency}$). Para a força foi quantificado o pico de força (PF), a taxa de produção de força ($RFD = \Delta Força / \Delta Tempo$) no intervalo de 200 ms (RFD_{200}), o pico da RFD (RFD_{peak}), o impulso mecânico nos primeiros 200ms (I_{200}) e o índice de fadiga (FI) por meio da diferença percentual do pico de força à força no décimo segundo da contração. Para o efeito agudo, foi verificado que a adição de vibrações induziu um efeito facilitatório sobre a força explosiva (RER , RFD_{peak} , RFD_{200} e I_{200} ; $p < .05$) e sobre a força máxima (PF; $p < .05$), independente do tipo de deslocamento estudado em relação ao tratamento controle. Porém, no efeito residual foi verificado um efeito pós – estimulação no sentido do decréscimo de desempenho (fadiga) da força explosiva (BIC_{200} , RFD_{peak} e I_{200} ; $p < .05$), para o maior deslocamento estudado (SVB). Em suma, verificou-se que a adição de vibração induziu a um efeito facilitatório agudo sobre a força máxima e a força explosiva, porém um maior de deslocamento induziu a um decréscimo do desempenho sobre a força explosiva.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the effect of indirect vibratory stimulation on different magnitudes of displacement on acute and residual neuromuscular responses. Fifteen healthy volunteers were randomly submitted to 3 experimental sessions intervals of 5 to 7 days (5 MVC, 12 seconds of duration each and 5 minutes of recovery). For the determination of residual responses, the volunteers then performed a maximal isometric voluntary contraction (MVC) before and after treatment with the dominant limb for 12 seconds, with a 5-minute recovery. The experimental sessions were composed of isometric actions without vibrations (CONTROL - CO) and two sessions of isometric actions with addition of vibrations with 20 Hz and 3 mm (Sinusoidal Vibration A - SVA) and 5 mm (Sinusoidal Vibration B - SVB). Before and after each of the experimental sessions an isometric action without vibrations was performed to study the residual effect. To evaluate the electromyographic activity (EMG) was quantified for the agonist and antagonist muscles from the root mean square (RMS) of the EMG signal, the value between the onset at 200ms (BIC_{200} and $TRIC_{200}$) by the integration method in the first 200 ms (BIC_{200EMG} , $TRIC_{200EMG}$), RMS peak (BIC_{peak} and $TRIC_{peak}$), between the peak of force and the end of the contraction (10s) ($BIC_{fatigue}$ and $TRIC_{fatigue}$) and the peak of the rate of elevation of the biceps EMG signal ($RER = \Delta EMG / \Delta Time$). In the frequency domain, the peak of the median frequency of the onset EMG to the force peak ($BIC_{frequency}$ and $TRIC_{frequency}$), and the median frequency of the EMG signal at the end of the contraction ($BIC_{frequency}$ and $TRIC_{frequency}$) were quantified. For the force, the peak power (PF), the force production rate ($RFD = \Delta Force / \Delta Time$) in the 200 ms range (RFD_{200}), the RFD peak (RFD_{peak}), the mechanical impulse in the first 200 ms (I_{200}) and the fatigue index (FI) by means of the percentage difference of pi force to the twelfth of the contraction. For the acute effect, it was verified that the addition of vibrations induced a facilitatory effect on the explosive strength (RER , RFD_{peak} , RFD_{200} and I_{200} ; $p < .05$) and on the maximum strength (PF; $p < .05$), independent of the type of displacement studied in relation to the control treatment. However, in the residual effect, a post - stimulation effect was observed in the direction of decreasing performance (fatigue) of the explosive strength (BIC_{200} , RFD_{peak} and I_{200} ; $p < .05$), for the largest displacement studied (SVB). In sum, it was found that the addition of vibration induced an acute facilitation effect on the maximum strength and the explosive strength, but a greater displacement induced a decrease of the performance on the explosive strength.

AGRADECIMENTOS

Á Deus por me conceder a graça de concluir mais essa etapa de minha formação.

Aos meus pais Antônio e Iêda e meu irmão Alexandre suporte em minha vida.

À todos os professores no período escolar e treinadores que tive ao longo da vida.

Aos professores e técnico-administrativos do departamento de Estatística da UFMG, em especial ao Prof. Dr. Roberto da Costa Quinino pela sabedoria e descontração com qual conduziu durante todo o processo de elaboração deste trabalho de conclusão.

Aos colegas da turma de 2016 do curso de especialização em estatística.

Ao Prof. Dr. Leszek Antoni Szmuchrowski pela oportunidade no mestrado.

Por fim, a todos aqueles que de alguma maneira contribuíram para a realização deste trabalho.

LISTAS DE SIGLAS

TFV – treinamento de força com adição de vibrações;
 OTG – órgão tendinoso de golgi;
 UMT – unidade músculo-tendínea;
 RMS – “root mean square”, raiz quadrada da média dos quadrados;
 EMG – atividade eletromiográfica;
 SVA – “Sinusoidal Vibration A” (Vibração sinusoidal A)
 SVB – “Sinusoidal Vibration B” (Vibração sinusoidal B)
 BIC₂₀₀ – EMG em RMS nos primeiros 200ms (agonista);
 TRIC₂₀₀ – EMG em RMS nos primeiros 200ms (antagonista);
 BIC_{200EMG} – EMG nos primeiros 200ms (agonista);
 TRIC_{200EMG} – EMG nos primeiros 200ms (antagonista);
 RER – rate of EMG rise (taxa de elevação EMG);
 BIC_{peak} – pico de ativação agonista em RMS;
 TRIC_{peak} – pico de ativação antagonista em RMS;
 BIC_{fatigue} – ativação em RMS entre o pico de força e o final da contração (agonista);
 TRIC_{fatigue} – ativação em RMS entre o pico de força e o final da contração (antagonista);
 BIC_{frequency} – frequência mediana do sinal EMG agonista entre o início da contração e o pico de força;
 TRIC_{frequency} – frequência mediana do sinal EMG antagonista entre o início da contração e o pico de força;
 BIC_{FFfrequency} – frequência mediana do sinal EMG agonista entre o pico de força e o final da contração;
 TRIC_{FFfrequency} – frequência mediana do sinal EMG antagonista entre o pico de força e o final de contração;
 CVM – contração voluntária máxima isométrica;
 PF – pico de força;
 RFD – “rate of force development” (taxa de produção de força);
 RFD₂₀₀ – “rate of force development at 200ms” (taxa de produção de força nos primeiros 200 ms);
 RFD_{peak} – “rate of force development - peak” (pico da taxa de produção de força);
 I₂₀₀ – impulso mecânico nos primeiros 200 ms;
 FI – “fatigue index” (índice de fadiga);
 PVICI – plataformas vibratórias de corpo inteiro;
 ICC – “Intraclass correlation coeficiente” (coeficiente de correlação intra-classe);
 ANOVA – “analysis of variance” (análise de variância);
 arms – “root mean square of accleration”, raiz quadrada da média dos quadrados dos valores de aceleração
 F_{peak} – “peak frequency of acceleration”, frequência de pico da aceleração obtida (frequência de pico de vibração);

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	8
2. MATERIAIS E MÉTODO	12
2.1. Desenho do estudo	12
2.2. Amostra	12
2.3. Equipamento de vibrações	13
2.4. Protocolo experimental	14
2.5. Processamento de dados: EMG, Força e Aceleração	15
2.6. Análise estatística	18
3. RESULTADOS	21
3.1. Confiabilidade das respostas neuromusculares e monitoramento da vibração	21
3.2. Efeito agudo	23
3.3. Efeito residual	25
4. DISCUSSÃO	26
5. CONCLUSÃO	30
6. REFERÊNCIAS	31

1. INTRODUÇÃO

O treinamento de força com adição de vibrações (TFV) é um método popularmente empregado para a melhoria da flexibilidade, força e potência muscular (REHN et al., 2007; CARDINALE; BOSCO, 2003). No entanto, uma quantidade substancial de pesquisas tem reportado resultados controversos sobre o efeito da vibração no treinamento sobre o desempenho neuromuscular (ISSURIN et al., 1999; BOSCO et al., 1999; SILVA et al., 2008; MORAS et al., 2010; LUO; MCNAMARA; MORAN, 2009; PAULA; MOREIRA; SZMUCHROWSKI, 2016; PAULA et al., 2017) sendo objeto de diversas revisões sistemáticas (LUO, 2005; ISSURIN, 2005; WILCOCK et al., 2008; RITTWEGGER, 2010; COCHRANE, 2011) e meta – análises (MARIN; RHEA, 2010a; MARIN; RHEA, 2010b). Em parte, este fato tem sido atribuído à diversidade de desenhos experimentais empregados para estudo do efeito da aplicação da vibração em humanos, dispositivos de vibração; protocolos de exercício, características da amostra permanecendo em aberto quais e como os parâmetros de vibração (deslocamento pico – a – pico, frequência e aceleração) influenciam as respostas neuromusculares durante e após a sessão de treinamento.

Em consideração à grande difusão de equipamentos de vibrações para treinamento, em particular as plataformas vibratórias de corpo inteiro (PVCI), naturalmente têm sido produzidos nas últimas duas décadas um grande número de estudos utilizando membros inferiores em detrimento a um número limitado de estudos sobre as respostas neuromusculares deste tipo de treino em membros superiores (MARIN; RHEA, 2010a; MARIN; RHEA, 2010b; RITTWEGGER, 2010; PAULA; MOREIRA; SZMUCHROWSKI, 2016; PAULA et al., 2017). Os estudos com vibrações têm utilizado protocolos com parâmetros de vibração diversos, sendo que escassos estudos experimentais analisaram o efeito de diferentes magnitudes de deslocamentos sobre as respostas neuromusculares em ações poliarticulares. Porém, deve ser destacado o processo de atenuação biomecânica, onde

a magnitude do estímulo vibratório aplicado ao segmento distal é reduzida ao segmento proximal alvo, ou seja, os parâmetros de vibração são alterados (Pel et al., 2009). Em complemento, isto significa que em ações biarticulares, os músculos mais distais ao ponto de aplicação de vibrações sofrerem torques com demandas desproporcionais das quais os músculos mais proximais são submetidos. Além disso, para ações uniarticulares contudo as respostas biomecânicas a ações com diferentes parâmetros de vibração permanecem não esclarecidas.

Os mecanismos fisiológicos propostos pelos quais o TFV pode afetar o desempenho de força estão associados aos reflexos monossinápticos, onde a estimulação das terminações primárias “Ia” dos fusos neuromusculares produz um efeito excitatório sobre a musculatura homônima via aumento da frequência de disparo dos motoneurônios alfa levando a um aumento da ativação agonista e inibição da ativação antagonista (ISSURIN, 2005; CARDINALE; BOSCO, 2003). Este processo é mediado por interneurônios que estimulam áreas corticais sensoriais e motoras, que por sua vez resulta em maior ativação dos motoneurônios alfa e gama (CARDINALE; BOSCO, 2003). Conseqüentemente, as vibrações podem também induzir à contração tônica da musculatura estimulada e à concomitante inibição dos músculos antagonistas via reflexo tônico de vibração (BONGIOVANNI; HAGBARTH, 1990; CARDINALE; BOSCO, 2003; RITTWEGGER, 2010). Por outro lado, o aumento da tensão imposta sobre os tendões, causado pelas acelerações resultantes dos ciclos de vibração, pode resultar na estimulação do órgão tendinoso de goldi (OTG), que por sua vez, evoca a inibição reflexa da ação muscular agonista (ISSURIN, 2005).

As vibrações geralmente têm sido aplicadas diretamente sobre o ventre muscular ou indiretamente ao corpo quando os indivíduos se encontram sobre PVCII e dispositivos associados ao segmento corporal alvo, ou seja, na extremidade do braço de alavanca do segmento corporal que é controlado pela contração agonista (ISSURIN, 2005; MARIN;

RHEA, 2010, MORAS et al., 2010). Porém, as principais pesquisas realizadas com vibrações diretas não têm mostrado efeito positivos consistentes deste tipo de vibração sobre os parâmetros neuromusculares dos voluntários (Moras et al., 2010; Luo et al., 2008; Issurin, 2005).

Devido à atenuação biomecânica (PEL et al., 2009), as vibrações geradas por PPCI geralmente não têm sido utilizadas para gerar estímulos localizados para os membros superiores. Para os membros superiores, essencialmente as vibrações indiretas e diretas têm sido utilizadas como método de treino (LUO et al., 2008; SILVA et al., 2008; BOSCO et al., 1999). Adicionalmente, no que concerne a aplicação indireta de vibrações têm resultado em efeitos significativos na potenciação da força (SILVA et al., 2008; BOSCO et al., 1999). Durante a realização das contrações (efeito agudo), tem sido verificado um aumento na potência muscular de membros superiores (ISSURIN; TENENBAUN, 1999) e ativação eletromiográfica em “*root mean square*” (RMS) dos músculos agonistas e antagonistas ao sentido da produção de força (MORAS et al., 2010; BOSCO et al., 1999).

Por outro lado, em detrimento aos efeitos agudos mais estudados e revisados, os efeitos residuais após cessar a estimulação vibratória têm sido pouco reportados dada a sua importância para o entendimento do método e possíveis aplicações práticas do mesmo. De nosso conhecimento, poucos estudos têm sido realizados com membros superiores (BOSCO et al., 1999; ISSURIN; TENENBAUN, 1999). Em parte, tem sido verificado um aumento agudo da potência muscular na ação de flexão do cotovelo com uma alta frequência de vibração (30 Hz) e elevado deslocamento (6 mm) (BOSCO et al., 1999). Por outro lado, Issurin; Tenenbaum (1999) em um estudo com uma amostra de atletas amadores e de alto nível, não encontraram efeitos residuais positivos em resposta a aplicação de vibrações de curta duração e frequência relativamente alta e deslocamento mediano (frequência de 44 Hz; deslocamento de 3 mm; aceleração $\approx 30 \text{ m.s}^{-2}$). Contudo, devido à grande variação de

possibilidades de ajuste para os parâmetros dos estímulos vibratórios (frequência, deslocamento e aceleração), os resultados encontrados para o efeito da aplicação de vibrações indiretas não permitem um consenso quanto à eficiência deste método de estimulação.

O elevado número de pequenos e rápidos alongamentos da unidade músculo - tendinea ocasionada pelas vibrações poderia causar uma diminuição momentânea da rigidez dos elementos passivos, isto poderia gerar uma redução da capacidade de transmissão de força do músculo para o sistema ósseo (WANG et al., 2012). Adicionalmente, deve ser destacado ainda um outro mecanismo que pode ser influenciado pelo acréscimo das vibrações relacionado o aumento da atividade metabólica, que pode ser outro potencializador da fadiga (Issurin, 2005). Considerando que as propriedades elásticas da UMT, assim como os proprioceptores, fuso neuromuscular e OTG, podem ser afetados pela vibração, e que esta é determinada diretamente pela frequência e deslocamento de vibração (RITTWEGGER, 2010), pode se inferir que exista para cada grupo muscular, uma magnitude de deslocamento cujos efeitos do treinamento são máximos, mas que ao aumentar esta magnitude, os efeitos inibitórios reflexos ou mesmo a fadiga mecânica poderiam interferir negativamente no desempenho. Por outro lado, a utilização de uma amplitude inferior à ideal poderia representar um estímulo insuficiente para promover tais efeitos de forma significativa. Sendo assim, nós hipotetizamos que a vibração indireta com diferentes deslocamentos ao músculo deve influenciar diretamente a contração ou induzir algum tipo de efeito de facilitação ou fadiga com a estimulação. O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito da estimulação vibratória indireta com diferentes magnitudes de deslocamento sobre as respostas agudas e residuais neuromusculares.

2. MATERIAIS E MÉTODO

2.1. Desenho do estudo

Este estudo é do tipo experimental delineado em blocos ao acaso, sendo o indivíduo o bloco. Os indivíduos foram submetidos aleatoriamente a 3 sessões experimentais intervaladas de 5 a 7 dias. As sessões experimentais foram constituídas de ações isométricas sem vibrações (CONTROLE - CON) e duas sessões de ações isométricas com adição de vibrações com 20 Hz de frequência e 3mm deslocamento (Sinusoidal Vibration A - SVA) e 5mm (Sinusoidal Vibration B - SVB). Antes e após cada uma das sessões experimentais uma ação isométrica sem vibrações foi executada para estudar o efeito residual (Figura 1).

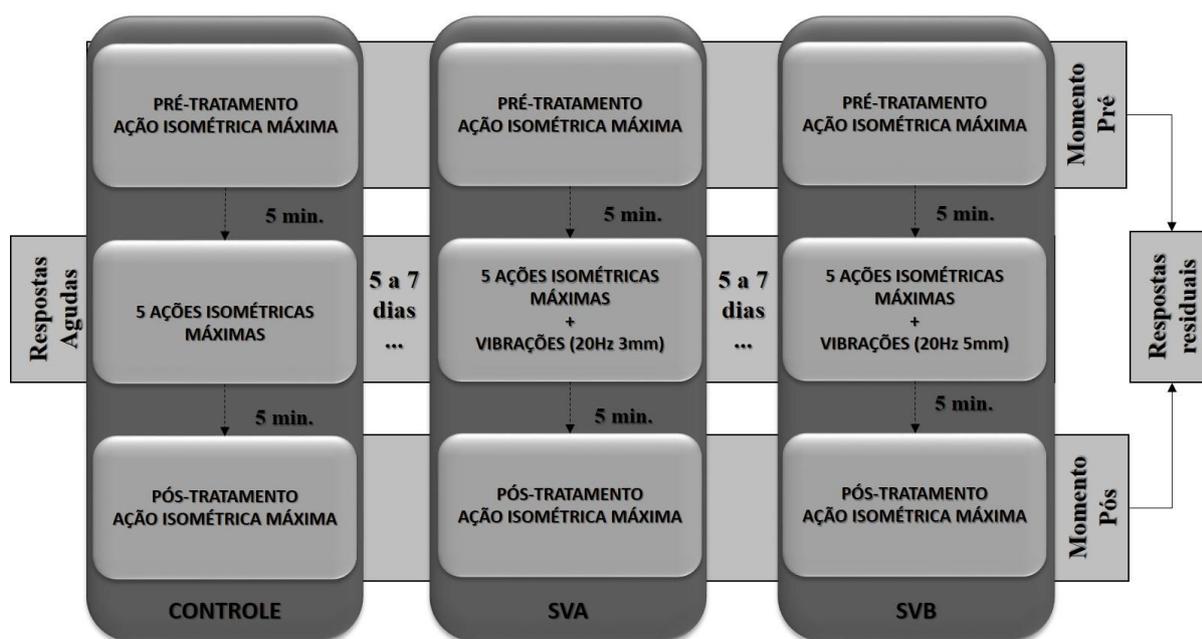


Figura 1. Desenho experimental do estudo.

2.2. Amostra

Para este estudo foram recrutados 15 voluntários saudáveis ($22,66 \pm 3,03$ anos, $76,83 \pm 11,97$ kg, $177,8 \pm 5,70$ cm) sem nenhum histórico de lesões de membros superiores nos últimos 2 anos. Ao apresentarem-se como voluntários, os indivíduos foram informados quanto aos

objetivos, procedimentos metodológicos e a cronologia do estudo. Os voluntários foram informados também quanto aos possíveis riscos, desconfortos e benefícios potenciais relacionados à participação no estudo. Após os esclarecimentos necessários, cientes de que a qualquer momento poderiam deixar de participar da pesquisa, foi recolhido o consentimento por escrito dos voluntários por intermédio da assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). Este estudo foi executado em acordo com a declaração de Helsinki e após a aprovação do comitê de ética local (Comitê de ética – Universidade Federal de Minas Gerais, CAAE n°. 0353.0.203.000-11).

2.3. Equipamento de vibrações

O equipamento utilizado consiste de dois motores e dois inversores de frequência (Figura 2). No entanto, para este estudo foi empregado um inversor de frequência e um motor de indução (modelos IP55, 1492 W, 1740 rpm e CFW08, respectivamente; WEG®, Jaraguá do Sul, Brasil) conectado a um eixo excêntrico rolamentado adjacente a um cabo de aço. Quando o motor é acionado, o eixo tensiona o cabo produzindo um pequeno deslocamento (mm) que é condicionado pelo grau de excentricidade do eixo (Figura 2). Nas condições experimentais com adição de vibrações, o eixo excêntrico foi manualmente substituído conforme as situações experimentais previstas para cada voluntário. A velocidade de rotação do motor que determina a frequência de vibração foi determinada através da interface homem-máquina do inversor. Neste estudo, no tratamento controle os motores permaneceram desligados e nos tratamentos com vibrações senoidais a frequência de vibração administrada foi de 20 Hz e diferentes eixos de 3mm (SVA) e 5mm (SVB) de deslocamento.

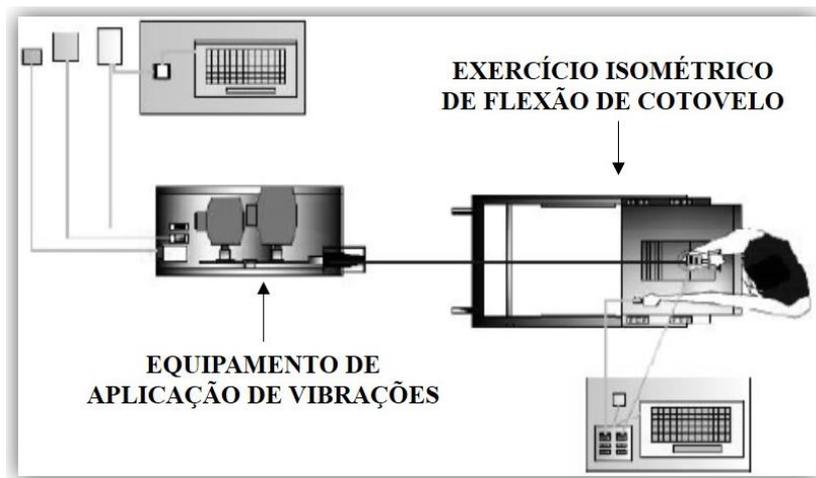


Figura 2. Equipamento para aplicação de vibrações.

2.4. Protocolo experimental

Inicialmente, a posição do banco foi ajustada para que os indivíduos permanecessem com o cotovelo a 90 graus de flexão. A angulação do cotovelo foi mensurada por um eletrogoniômetro previamente calibrado a uma taxa de amostragem de 500Hz (EMG System do Brasil®, São José dos Campos, Brasil). Em seguida após a familiarização com o exercício de flexão isométrica de cotovelo utilizado na pesquisa, os indivíduos foram submetidos aos testes. As sessões foram executadas com cinco dias de intervalo sempre no mesmo horário do dia. No início das sessões, os voluntários realizaram um aquecimento composto por uma corrida leve (5 minutos), seguido por um exercício em um cicloergômetro para membros superiores (Maxx®, Hidrofit, Belo Horizonte, Brasil) de 5 minutos, a 40rpm e carga 0,5kg. Após o aquecimento foi realizado um intervalo de 3 minutos, nesse período foram posicionados os indivíduos sobre o banco, fixados os cabos para medição da EMG sobre os eletrodos e colocadas as órteses para estabilização da articulação do punho. Para determinação inicial das respostas residuais e confiabilidade, os voluntários executaram em seguida uma contração voluntária máxima isométrica (CVM) pré-tratamento com o membro dominante por 12 segundos, sendo respeitados 5 minutos de intervalo para início da sessão de treino.

Os indivíduos foram submetidos a 3 sessões separadas de 5 CVM's, 12 segundos de duração cada e 5 minutos de recuperação entre as séries com (SVA e SVB) ou sem vibrações (CONTROLE). Nos tratamentos com vibrações locais, a frequência de vibração foi de 20 Hz tanto para o tratamento SVA como para o tratamento SVB e o deslocamento pico-a-pico de 3mm para SV e 5mm para SVB (Figura1). O protocolo e os parâmetros de vibração foram escolhidos de acordo com estudos prévios e testes piloto (LUO; MCNAMARA; MORAN, 2008; MARIN; RHEA, 2010).

Por fim, cinco minutos após o término das sessões foi realizada uma CVM com a mesma duração para finalização da coleta das respostas residuais. Durante cada uma das ações musculares realizadas, foi solicitado aos indivíduos que acionassem o botão do trigger e imediatamente após executar o exercício de flexão isométrica de cotovelo. Concomitantemente à execução do protocolo, foi fornecido forte encorajamento verbal e utilizado o software Time Trainer® (Hidrofit, Belo Horizonte, Brasil) para monitorar a duração das séries e recuperação.

2.5. Processamento de dados: EMG, Força e Aceleração

Os sinais EMG foram amplificados diferencialmente (ganho de amplificação total = 2000 vezes, impedância de entrada = 109 Ω , módulo de rejeição comum = >100 dB, noise ratio < 3 μ V RMS) com um sistema de aquisição de sinais com oito canais EMG830C (EMG System do Brasil®, São José dos Campos, Brasil). Tanto a EMG como a força muscular, foram registradas durante as sessões e no período pré-tratamento a uma frequência de amostragem de 1 KHz.

Para a aquisição do sinal EMG, efetuada a tricotomização dos sítios de coleta e colocação de eletrodos sobre o músculo bíceps e tríceps braquial (porção lateral) de acordo com Mischi; Cardinale (2009). Após o aquecimento, foi efetuado a marcação dos sítios de coleta e o

posicionamento dos eletrodos. Foram utilizados eletrodos Ag/AgCl circulares de 10mm de diâmetro 3M® modelo 2223BRQ com configuração bipolar e 20mm de distância inter-eletrodos centro-a-centro.

Inicialmente, a EMG foi suavizada com um filtro analógico passa-faixa de 20-500 Hz. Em todos os tratamentos a EMG teve a faixa principal de vibração e seus harmônicos filtrados nas faixas de 17-23Hz, 39-41Hz, 59 – 61Hz e 79 – 81Hz por filtros Chebishev, zero lag, de 2 ordem (FRATINI et al., 2009). Na sequência foi calculada a raiz quadrada da média dos quadrados (RMS), determinada por um janelamento móvel de 512ms [de ('i' – 512ms) até 'i', para cada 'i', onde 'i' é o valor da amostra da EMG instantânea] para cada músculo. O onset EMG foi determinado por meio do método do limiar utilizando o sinal móvel em RMS. O algoritmo detectou o limiar automaticamente iniciando o rastreamento pelo onset da EMG, 10 amostras antes do onset visual da curva de RMS obtido pelo mesmo avaliador. Para o cálculo das variáveis, foram utilizados os 10 segundos iniciais dos 12 segundos de contração. Em seguida para os músculos agonistas e antagonistas a partir do RMS do sinal EMG, foi calculado o valor do "onset" a 200ms (BIC_{200} e $TRIC_{200}$). Adicionalmente, foi calculado pelo método da integração do onset EMG a 200ms para ambos músculos agonistas (BIC_{200EMG}) e antagonistas ($TRIC_{200EMG}$). Esta curva foi usada para o cálculo do pico de RMS (BIC_{peak} e $TRIC_{peak}$) que é o pico de RMS encontrado entre o onset EMG à amostra do pico de força. Entre o pico de força e o final da contração (10s) foi determinado o valor de RMS ($BIC_{fatigue}$ e $TRIC_{fatigue}$). O pico da taxa de elevação do sinal EMG do bíceps (RER) foi obtido por meio da plotagem da derivação ($\Delta EMG/\Delta Tempo$) da curva contínua da EMG, com um janelamento móvel de 50ms [$\Delta Tempo: n - (n - 50ms)$, em cada amostra 'n' do sinal EMG] do onset EMG ao final da duração da contração (Aagard et al., 2002). Na análise no domínio da frequência, foi aplicada uma transformada rápida de Fourier sobre a EMG filtrada também com um janelamento móvel de 512ms. Em seguida, foi quantificado o pico da frequência

mediana do onset EMG ao pico de força ($BIC_{frequency}$ e $TRIC_{frequency}$), e a frequência mediana do sinal EMG ao final da contração ($BICF_{frequency}$ e $TRICF_{frequency}$).

Para aquisição dos dados de força foi utilizado uma célula de carga de tração e compressão previamente calibrada com capacidade de 2000 N, conectada com um puxador. O sinal de força, em todas condições experimentais teve a faixa principal de vibração e ruídos rejeitados com um filtro Chebishev, zero lag, de 2^a ordem, rejeita faixa de 17-23Hz, e logo em seguida suavizado com um filtro digital Butterworth, zero-lag, passa-baixa de 4^a ordem com frequência de corte a 8 Hz. Os valores médios das cinco contrações foram utilizados para o cálculo das variáveis.

Para a determinação das variáveis de força, foi quantificado inicialmente o onset, definido como o ponto em que a curva de força excede o valor da linha-base mais 2.5% do pico de força (PF) do sinal suavizado. Para a suavização dos dados, previamente foi aplicado um filtro Butterworth passa-baixa zero-lag, de 2^a ordem com frequência de corte de 6 Hz. A taxa de produção de força (RFD) foi obtida nos intervalos de 200 ms (RFD_{200}), de acordo com a seguinte equação: $RFD(n) = \Delta Força / \Delta Tempo$, onde $\Delta Força$ representa a variação da força entre a primeira amostra (onset) e a amostra final ('n') da janela de tempo desejada ($\Delta Tempo$: 200ms). O pico da RFD (RFD_{peak}) foi determinado pelo mesmo procedimento empregado no cálculo do RER. Adicionalmente, foi determinado o impulso contrátil quantificado pelo mesmo método utilizado no cálculo das variáveis EMG (BIC_{200EMG} e $TRIC_{200EMG}$) do onset da força a 200ms (I_{200}) (Aagard et al., 2002). Por fim, o Índice de fadiga (FI) foi determinado por meio da diferença percentual do pico de força à força no décimo segundo da contração sustentada.

Para a medição e controle da magnitude da vibração imposta aos voluntários, no início dos tratamentos foi fixado a órtese do membro dominante um acelerômetro biaxial, ligado a um sistema de aquisição de sinais (ME6000T8 Biomonitor System de oito canais, MEGA

Electronics, Kuopio, Finlândia), com taxa de amostragem a 1000Hz. Os dados de acelerometria foram filtrados com um filtro Butterworth de quarta ordem rejeita-faixa de 59 – 61 Hz. Para a análise dos dados EMG, força e aceleração foi empregado o software Matlab®, versão 2012 (Mathworks, Natick, USA). A aceleração média em RMS (a_{rms}) foi quantificada somente no eixo “x”, correspondente à direção da vibração, nos seis segundos iniciais. A aceleração de pico foi determinada conforme a seguinte equação 1:

$$a_{peak} = a_{rms} * \sqrt{2} \quad (1)$$

A transformada rápida Fourier aplicada para verificar a frequência de pico de vibração (F_{peak}). O deslocamento (Disp) conforme (RAUCH et al. 2010), foi determinada por intermédio da seguinte relação (equação 2):

$$Disp = \frac{a_{peak}}{(2\pi^2 F_{peak}^2)} \quad (2)$$

2.6. Análise estatística

Em consideração ao desenho experimental adotado onde as condições experimentais são realizadas em dias diferentes, torna-se imprescindível verificar a consistência relativa de medida, a confiabilidade das variáveis obtidas a partir das contrações pré-tratamento. Para isso foi determinado o coeficiente de correlação intra-classe (ICC), uma medida de consistência relativa por intermédio de uma razão de variâncias oriundas da variância total (Equação 3), composta pela variância dos escores corretos e a variância do erro (variância do erro sistemático e variância do erro aleatório). As variâncias destacadas são obtidas por meio de uma análise de variância e os valores obtidos da razão oscilam entre 0 e 1, onde 0 significa a ausência de confiabilidade de medida e 1 indica a mais elevada confiabilidade de medida. Os valores de ICC obtidos foram classificados como fraco (<0.4), aceitável (0.4-0.59), bom (0.6-0.74) e excelente confiabilidade (0.75-1.00) conforme Cichetti (1994) e Weir (2005):

$$ICC = \frac{\sigma_{\text{escores corretos}}^2}{\sigma_{\text{escores corretos}}^2 + \sigma_{\text{erro sistemático}}^2 + \sigma_{\text{erro aleatório}}^2} \quad (3)$$

Inicialmente para realizar a análise das respostas agudas e residuais, há a necessidade de verificação dos pressupostos (hipóteses) de distribuição normal dos dados e homogeneidade de variâncias dos erros entre tratamentos (homocedasticidade), através dos testes de Shapiro-Wilk e Fligner respetivamente, para as variáveis quantificadas. As hipóteses testadas para a normalidade (1) e homogeneidade (2):

$$H_0: \text{A variável 'y' possui uma distribuição normal.} \quad (1)$$

$$H_1: \text{A variável 'y' não possui uma distribuição normal.}$$

$$H_0: \text{A variância da variável 'y' é a mesma entre grupos.} \quad (2)$$

$$H_1: \text{A variância da variável 'y' é diferente entre grupos.}$$

Caso alguma das hipóteses fosse violada, executou-se uma transformação logarítmica por meio da aplicação de logaritmo neperiano sobre as respostas observadas e analisados novamente as hipóteses. Após a verificação das hipóteses para utilização da análise de variância foi adotado um modelo estatístico para o design experimental em blocos completamente randomizados é destacado abaixo (MONTGOMERY, 2001) na equação 4:

$$y_{ij} = \mu + \tau_i + \beta_j + \varepsilon_{ij} \quad (4)$$

μ = parâmetro comum para todos os níveis chamados de média geral;

τ_i = parâmetro original do i-ésimo nível do fator tratamento, chamado de efeito do i-ésimo nível;

β_j = parâmetro original do j-ésimo nível do fator bloco;

ε_{ij} = erro aleatório, componente que incorpora todas as outras fontes variação.

Considerando os vários fatores individuais de influência sobre as medições realizadas (EMG e Força), optou-se por controlar este fator de possível incômodo utilizando a técnica de blocagem (β_j) para o indivíduo, com a finalidade de distribuir o possível fator de confundimento entre todos os tratamentos (τ_l) e consequentemente reduzindo a variância do erro (ε_{ij}) (MONTGOMERY, 2001, SAMPAIO, 2010). Neste sentido, para a análise das respostas agudas foi empregada uma ANOVA “two-way” em blocos (fatores tratamento e bloco). Ou seja, foi empregado neste estudo uma ANOVA com medidas repetidas para verificação da hipótese 3 de diferença entre tratamentos (SAMPALIO, 2010). Na análise das respostas residuais foi utilizada uma ANOVA “two-way” em blocos (fatores tratamento e bloco) através da diferença entre os momentos pré e pós-protocolo para composição do fator tratamento e verificação da hipótese de diferença de tratamentos, ou seja, neste caso também foi empregado uma ANOVA com medições repetidas.

H_0 : Não diferenças entre níveis para o fator tratamento, ou seja, quando o valor da estatística $F_{observado} = \frac{\text{Quadrado Médio de Tratamentos}}{\text{Quadrado médio do Erro}}$, é menor que o valor de $F_{crítico}$. (3)

H_1 : Há diferenças entre níveis para o fator tratamento, ou seja, quando o valor da estatística $F_{observado} = \frac{\text{Quadrado Médio de Tratamentos}}{\text{Quadrado médio do Erro}}$, é maior que o valor de $F_{crítico}$.

Caso o valor da estatística “F” fosse significativo nas respostas agudas ou residuais, um teste de comparações múltiplas de Tukey foi aplicado para verificar aonde ocorrem diferenças entre tratamentos (hipótese 4, exemplo), com o emprego de uma correção de bonferroni.

H_0 : Os valores médios de x são estatisticamente iguais entre grupos ($\mu_{CO} = \mu_{SVA}$).

H_1 : Os valores médios de x são estatisticamente diferentes entre grupos ($\mu_{CO} \neq \mu_{SVA}$) (4)

As variáveis de magnitude da vibração foram descritas em termos de média e desvio-padrão (a_{rms} , F_{pico} e $Disp$). O nível de significância adotado foi de $p < .05$ e as margens da significância delimitadas entre $.05 < p < .10$. Para a determinação do ICC foi empregado o “ICC package”, versão 2.3.0 e para as análises de variância o pacote “stats”, versão 3.1.2. Para as análises foi empregado o software estatístico R, versão 3.1.2.

3. RESULTADOS

3.1. Confiabilidade das respostas neuromusculares e monitoramento da vibração

Tabela 1. Confiabilidade e Atividade eletromiográfica aguda nos domínios do tempo e frequência.

Variável	CO	SVA	SVB	F(p-valor)	ICC
BIC₂₀₀ (µV)	197.56±100.88	233.05±114.27	234.94±91.64**	3.286 (p=.052)	.75
BIC_{200EMG} (µV.s)	17.83±7.97	18.03±7.84	18.40±6.96	.383 (p=.685)	.74
RER (µV/s)	1533.35± 684.39	2470.05 ± 1.254.93*	2356.36±1315.78*	13.792(p<.001)	.68
BIC_{peak} (µV)	745.14±348.62	820.40±287.57	753.14±273.77	2.153 (p=.135)	.70
BIC_{fatigue} (µV)	818.54± 374.29	870.37± 318.32	801.99±277.40	.759 (p=.477)	.68
BIC_{frequency} (Hz)	117.55±14.16	112.04±14.37	120.16±24.15	1.503 (p=.239)	.66
BICF_{frequency} (Hz)	90.34±10.99	87.21±12.48	89.65±17.57	.531 (p=.594)	.63
TRIC₂₀₀ (µV)	36.97±19.77	33.85±11.70	44.04±22.61	1.998 (p=.154)	.65
TRIC_{200EMG} (µV.s)	4.35 ± 2.34	3.64±1.04	4.77±1.35	2.170 (p=.133)	.48
TRIC_{peak} (µV)	111.82±51.90	98.76±32.51	107.94±54.59	.307 (p=.737)	.62
TRIC_{fatigue} (µV)	122.36 ±57.45	104.90±46.08	116.46±61.25	.737 (p=.487)	.76
TRIC_{frequency} (Hz)	129.92 ± 22.00	132.09 ± 21.72	141.25 ± 33.08	.827 (p=.448)	.18
TRICF_{frequency} (Hz)	86.54 ± 10.98	91.38 ± 12.00	89.96 ± 8.43	1.760 (p=.190)	.05

*Indica diferenças para com o tratamento controle ($p < .05$). **Indica diferenças marginalmente significativas para com o tratamento controle ($.05 < p < .10$).

Para a EMG, as variáveis quantificadas apresentaram em sua maioria boa (BIC_{200EMG} , RER , BIC_{peak} , BIC_{peak} , $BIC_{frequency}$, $BICF_{frequency}$, $TRIC_{200}$, $TRIC_{peak}$ e $TRIC_{fatigue}$) e aceitável ($TRIC_{200EMG}$) confiabilidade com os escores oscilando de .05 a .76. A variável de BIC_{200} apresentaram excelente confiabilidade contrastando com a pobre confiabilidade no domínio da frequência para o músculo tríceps braquial ($TRIC_{frequency}$ e $TRICF_{frequency}$). Na tabela 1 são mostrados os valores médios de EMG durante as sessões e escores de confiabilidade.

Tabela 2. Parâmetros de força durante os tratamentos.

Variável	CO	SVA	SVB	F (p-valor)	ICC
a_{rms} ($m.s^{-2}$)	0.64±0.29	20.03±1.72	27.75±2.52	-	-
a_{peak} ($m.s^{-2}$)	0.90±0.41	28.32±2.43	39.24±3.56	-	-
F_{peak} (Hz)	12.52±3.06	19.99±0.02	20.09±0.02	-	-
Disp(mm)	0.29±0.13	3.59±0.31	4.98±0.44	-	-
PF (N)	177.82±21.22	186.68±21.30	187.11±23.15	4.259 (.024)	.74
FI (%)	14.67±3.81	14.01±3.83	13.23±3.85	.888 (.422)	.36
RFD_{peak} ($N.s^{-1}$)	635.40±136.60	850.87±266.45*	846.29±282.69*	6.647 (.004)	.70
RFD_{200} ($N.s^{-1}$)	411.87±126.47	532.58±148.13*	514.66±115.86	5.409 (.010)	.75
I_{200} (N.s)	8.94±2.98	12.08±4.33	12.02±4.32	4.608 (.018)	.72

*Indica diferenças para com o tratamento controle ($p < .05$). **Indica diferenças marginalmente significativas para com o tratamento controle ($.05 < p < .10$).

As variáveis de força apresentaram boa (PF, RFD e I_{200}) e excelente (RFD_{200}) confiabilidade, com exceção ao FI que mostrou fraca consistência de medida. A tabela 2, mostra os valores de força observados nos tratamentos, os escores de confiabilidade e as variáveis de magnitude da vibração (a_{rms} , F_{peak} e Disp) são descritas na tabela 2.

3.2. Efeito agudo

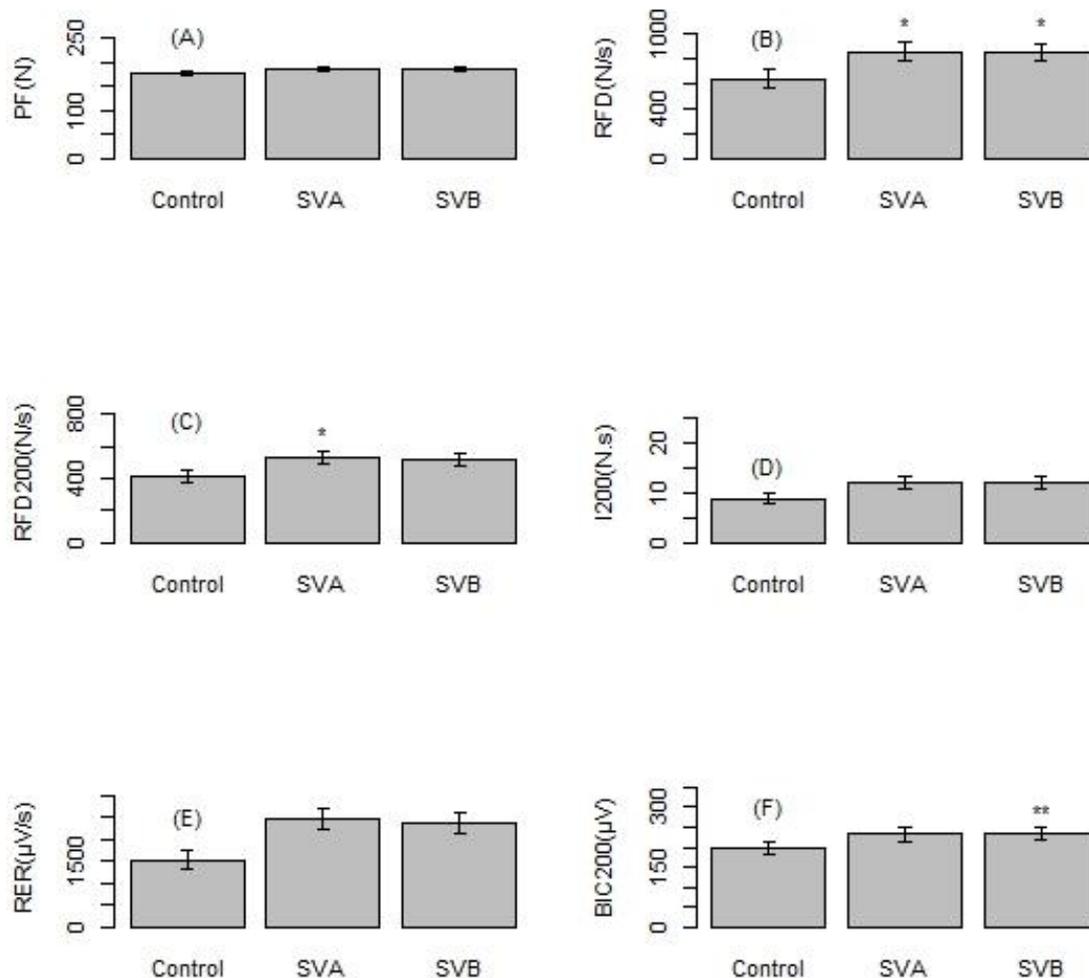


Figura 3. Valores médios da EMG (RER e BIC₂₀₀) e força muscular (PF, RFD, RFD₂₀₀ e I₂₀₀). *Indica diferenças para com o tratamento controle ($p < .05$). **Indica diferenças marginalmente significativas para com o tratamento controle ($.05 < p < .10$).

A análise estatística revelou diferenças significativas na EMG entre tratamentos para a RER e marginalmente significativa para BIC₂₀₀. A RER nos tratamentos com vibrações mostraram ser significativamente maiores que o tratamento controle ($p = .0003$, SVA; $p = .0018$ SVB). Para BIC₂₀₀ foram verificadas alterações às margens da significância de SVB em relação a CO ($p = .0609$) e sem alterações de SVA para CO ($p = .128$). Adicionalmente, comparando-se os tratamentos com vibrações não foi verificada a existência de diferenças para as variáveis RER ($p = .848$) e BIC₂₀₀ ($p = .927$). A figura 3 e a tabela 1 ilustram os resultados obtidos. Por

outro lado, não foram verificadas alterações EMG entre tratamentos em $TRIC_{200}$, utilizando o método da integração nos primeiros 200ms (BIC_{200EMG} e $TRIC_{200EMG}$), pico de ativação (BIC_{peak} , e $TRIC_{peak}$), durante a fadiga ($BIC_{fatigue}$ e $TRIC_{fatigue}$) e no domínio da frequência ($BIC_{frequency}$, $BICF_{frequency}$, $TRIC_{frequency}$ e $TRICF_{frequency}$) nos músculos agonistas e antagonistas.

Tabela 3. Diferença entre momentos pré e pós para atividade eletromiográfica residual entre tratamentos.

Variável	CO	SVA	SVB	F(p-valor)
BIC_{200} (μV)	-10.96±83.74	59.12±109.55**	72.73±77.17**	4.721(p=.017)
BIC_{200EMG} ($\mu V.s$)	-0.99±7.65	3.60±8.08	3.85±5.00	2.308 (p=.118)
RER ($\mu V/s$)	196.04 ± 1137.81	656.59 ± 1177.14	388.93±904.47	0.846 (p=.440)
BIC_{peak} (μV)	32.95 ± 225.55	103.34 ± 274.17	46.09±168.53	0.339 (p=.716)
$BIC_{fatigue}$ (μV)	75.47 ± 175.48	36.12 ± 265.71	2.61±207.52	0.321 (p=.728)
$BIC_{frequency}$ (Hz)	-6.12 ± 5.42	-2.08 ± 7.97	-7.81 ± 8.77	2.455 (p=.104)
$BICF_{frequency}$ (Hz)	-7.42 ± 10.02	-2.60 ± 8.24	-11.20±12.03	2.692 (p=.085)
$TRIC_{200}$ (μV)	1.84 ± 14.31	11.19 ± 12.92	12.49±18.26	2.311 (p=.118)
$TRIC_{200EMG}$ ($\mu V.s$)	0.25 ± 1.28	0.65 ± 1.31	1.28±1.93	1.491(p=.242)
$TRIC_{peak}$ (μV)	4.86 ± 26.07	7.81 ± 28.78	7.00±37.41	0.034 (p=.966)
$TRIC_{fatigue}$ (μV)	-2.17±21.26	4.38 ± 33.61	-4.03±28.72	0.345 (p=.711)
$TRIC_{frequency}$ (Hz)	2.86±12.31	-3.52 ± 14.38	4.43±17.16	1.417(p=.259)
$TRICF_{frequency}$ (Hz)	-3.52±9.83	-2.99 ± 10.28	-7.42±17.74	0.495 (p=.615)

**Indica diferenças marginalmente significativas para com o tratamento controle ($.05 < p < .10$).

Para a força muscular foram verificadas alterações sobre entre tratamentos no PF, RFD_{peak} , RFD_{200} , I_{200} , exceto para FI. Os tratamentos com vibrações mostraram aumentar significativamente a RFD_{peak} (SVA, $p=.03$; SVB, $p=.0315$) e RFD_{200} (SVA, $p=.0402$) em relação ao CO. Porém, após a correção de bonferroni não manifestaram alterações significativas ou às margens da significância as comparações no PF ($p=.147$, SVA e $p=.119$, SVB), a RFD_{200} (SVB, $p=.115$) e o I_{200} (SVA, $p=.101$; SVB, $p=.113$) quando comparados ao tratamento CO. Por fim, não foram verificadas diferenças agudas entre SVA e SVB para a força muscular (PF, $p=.9940$; RFD_{PEAK} , $p=.9997$; RFD_{200} , $p=.8938$; I_{200} , $p=.9985$). As tabelas 1 e 2 e as figuras 3 e 4 mostram os valores médios de força e EMG obtidos durante os tratamentos.

3.3. Efeito residual

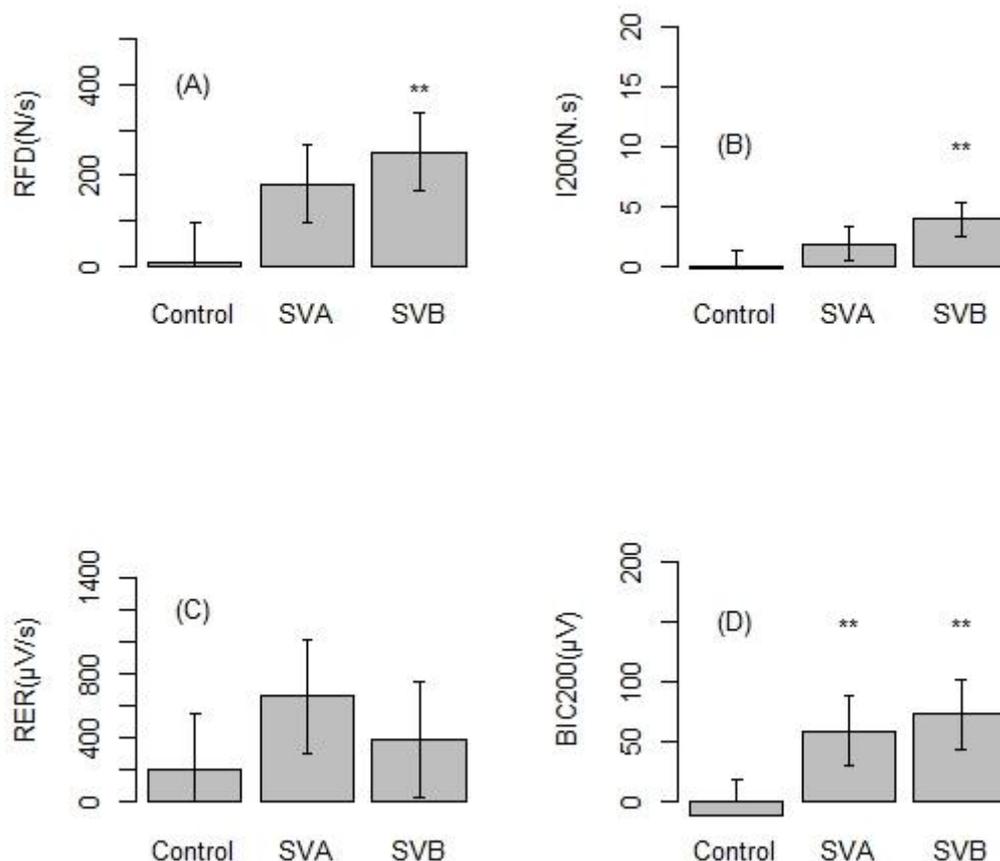


Figura 4. Diferença entre momentos para as variáveis EMG (RER e BIC₂₀₀) e de força muscular (RFD e I₂₀₀). **Indica diferenças marginalmente significativas para com o tratamento controle ($.05 < p < .10$).

Na análise das respostas residuais foi verificada uma alteração significativa da EMG para BIC₂₀₀ entre tratamentos (tabela 3). O tratamento SVB mostrou uma redução marginalmente significativa para com o tratamento CO ($p=.0621$) e também entre SVA e CO ($p=.0589$) após a correção de bonferroni e sem alterações entre SVA e SVB ($p=.8878$).

Tabela 4. Diferença entre os parâmetros residuais de força entre tratamentos.

Variável	CO	SVA	SVB	F (p-valor)
PF (N)	22.17 \pm 20.18	13.84 \pm 17.39	17.15 \pm 8.83	1.197 (p=.317)
FI (%)	1.83 \pm 8.34	-0.46 \pm 7.68	-1.11 \pm 7.24	0.583 (p=.565)

RFD_{peak} (N.s⁻¹)	9.10 ± 202.61	180.23±247.92	251.54±245.47**	4.235 (p=.024)
RFD₂₀₀ (N.s⁻¹)	41.93 ± 147.26	67.59±125.57	135.98±147.61	2.144 (p=.136)
I₂₀₀ (N.s)	-0.14 ± 4.60	1.83±4.76	3.92±4.33**	5.070 (p=.025)

**Indica diferenças marginalmente significativas para com o tratamento controle (.05 < p <.10).

No entanto, não foram verificadas alterações entre as demais variáveis estudadas (BIC_{200EMG}, RER, BIC_{peak}, BIC_{fatigue}, BIC_{frequency}, BIC_{F_{frequency}}, TRIC₂₀₀, TRIC_{peak}, TRIC_{fatigue}, TRIC_{frequency} e TRIC_{F_{frequency}}). Para a força muscular, foram verificadas alterações entre tratamentos para RFD_{peak} e I₂₀₀. Foram verificadas diferenças marginalmente significativas entre o tratamento SVB e CO (RFD_{peak}; p=0.066; I₂₀₀; p= 0.054). No entanto, não foram verificadas alterações significativas entre SVA e CO (RFD_{peak}; p=.131; I₂₀₀; p=0.349) e SVA e SVB (RFD_{peak}; p=0.686; I₂₀₀; p=0.308).

4. DISCUSSÃO

No presente estudo foi hipotetizado que a estimulação vibratória indireta em diferentes deslocamentos deve influenciar diretamente o desempenho neuromuscular, induzindo algum tipo de efeito de facilitação ou de fadiga com a estimulação vibratória indireta. Para o efeito agudo, foi verificado que a adição de vibrações induziu um efeito facilitatório sobre a capacidade de desenvolver a maior elevação da força por unidade de tempo, ou seja, sobre a força explosiva (RER; RFD_{peak}), independente do tipo de deslocamento estudado, conforme a hipótese traçada. Porém, para a força explosiva nos primeiros 200ms (RFD₂₀₀) verificou-se somente para o menor deslocamento adotado (SVA) um aumento agudo. No entanto, para o efeito residual, apesar de não terem sido verificadas quaisquer alterações significativas para as variáveis EMG e de força muscular, foi mostrado às margens da significância um efeito pós – estimulação no sentido de aumento da diferença entre os momentos pré e pós – tratamento para o maior deslocamento estudado (SVB), indicando um decréscimo (fadiga) de desempenho de força explosiva (BIC₂₀₀, RFD_{peak} e I₂₀₀) pós execução do protocolo. No

melhor de nosso conhecimento, deve ser destacado que este estudo foi o primeiro a mostrar que independente dos deslocamentos estudados (3mm ou 5mm) um aumento agudo significativo da força explosiva (Aceleração $\approx 2 - 3g$).

O incremento da força explosiva observado nos tratamentos com vibrações (SVA e SVB) em relação ao tratamento controle durante a aplicação do estímulo pode ser explicado pela combinação da ativação voluntária e o mecanismo involuntário do reflexo de estiramento. O torque na direção oposta ao encurtamento muscular induzido pelo estímulo vibratório pode levar a um aumento da frequência de disparo das terminações fusais induzindo a uma contração subsequente da musculatura alongada, evidenciado pela alteração da amplitude EMG (RER) e das variáveis de força (RFD_{peak} , RFD_{200}). Ou seja, durante a aplicação do estímulo, como as variáveis no domínio da frequência não foram alteradas entre tratamentos, o efeito facilitatório observado nas variáveis RER, RFD_{peak} , RFD_{200} pode ser explicado por um processo de aceleração do recrutamento de unidades motoras (UM's) e/ou de UM's inativas anteriormente em relação ao tratamento controle conforme Bongiovanni; Hagbarth (1990).

Adicionalmente, os resultados do presente estudo evidenciam também que a força explosiva (RFD_{peak} , RFD_{200}), pode ter sido influenciada por alterações em ao menos um dos mecanismos relacionados com o aumento da taxa de soltura e da sensibilidade aos íons cálcio do processo de contração ou elementos elásticos em série relacionados com o comportamento mecânico de proteínas como a titina durante a contração sustentada (MONROY et al., 2007; EDMAN, 2012; HERZOG et al., 2012 e HERZOG et al., 2014). SVA

Basicamente, os estudos com adição de vibrações têm oscilado o parâmetro de deslocamento de 1.2-12mm nos protocolos de vibração (SAMUELSON et al., 1989; ISSURIN; TENENBAUN, 1999; BOSCO et al., 1999; HUMPRIES et al., 2004; MORAN et al., 2007; LUO et al., 2009; LUO et al., 2008; FERREIRA et al., 2011; FRIESENBICHLER et al.,

2012; COUTO et al., 2013; PAULA et al., 2017). Para os estudos com vibrações diretas com uma oscilação de 1.2-5mm (HUMPRIES et al., 2004; MORAN et al., 2007; LUO et al., 2008; LUO et al., 2009) não mostraram quaisquer alterações agudas sobre o desempenho neuromuscular em relação ao treinamento tradicional contra - resistência. Por outro lado, os estudos com vibrações indiretas (ISSURIN; TENENBAUN, 1999; BOSCO et al., 1999; FERREIRA et al., 2011; FRIESENBIHLER et al., 2012; COUTO et al., 2013; PAULA et al., 2017) tem empregado um deslocamento de 3-12mm. Em linha com o presente estudo. tem sido verificado um aumento agudo da força explosiva (ISSURIN; TENENBAUN, 1999; PAULA et al., 2017) utilizando o mesmo deslocamento de 3mm.

Para um deslocamento de 5mm, os resultados obtidos para as respostas agudas divergiram sobre as respostas EMG e de força observadas Ferreira et al. (2011). Possivelmente, tais diferenças encontradas podem ser atribuídas às características generalistas das variáveis EMG e de força quantificadas e a pequena amostra recrutada por Ferreira et al. (2011), em relação ao presente estudo. Adicionalmente, contrariamente aos resultados obtidos, Friesenbichler et al. (2012) verificaram uma redução aguda da força máxima à exposição de vibrações com um deslocamento que oscilou entre 6.0 ± 2.2 mm. Este resultado pode ser explicado por um aumento da ativação antagonista, mecanismos relacionados com a fadiga neural e metabólica derivada das características de recuperação entre contrações (2 minutos), realização do protocolo em sua totalidade no mesmo dia e um elevado deslocamento adotado (8.2mm) podem ter influenciado negativamente o pico torque.

Por outro lado, após cessar os protocolos com ou sem vibrações, verificou-se que o efeito facilitatório desapareceu significativamente tanto para EMG como para o desempenho de força que corrobora com os resultados obtidos por Issurin; Tenenbaun (1999). Diferentemente das respostas residuais EMG obtidas, os resultados de Bosco et al. (1999) divergem em relação ao presente estudo mostrando um aumento residual EMG com o

emprego de ações dinâmicas após um período de estimulação vibratória com deslocamento de 6mm.

Porém, deve ser ressaltado que também foi mostrado um aumento às margens da significância da diferença entre os momentos pré e pós – protocolo em que é manifestado um decréscimo do desempenho de força explosiva residual (BIC_{200} , RFD_{peak} e I_{200}) com um deslocamento de 5mm, possivelmente relacionado com pelo menos um dos mecanismos de fadiga neural e metabólica da UMT (ENOKA; DUCHATEAU, 2008). Possivelmente, uma maior solicitação de recrutamento de UM's do tratamento SVB em relação ao tratamento controle, deve explicar a redução do desempenho residual de força explosiva por meio de mecanismos de fadiga neural e metabólica. Porém, deve se considerar estas observações com a devida reserva pois este aumento da diferença pré e pós – tratamento precisará ser confirmado em estudos futuros com um incremento considerável da amostra estudada.

Durante a execução das contrações sustentadas as respostas agudas e residuais obtidas para as variáveis EMG ($BIC_{fatigue}$, $TRIC_{fatigue}$, $BIC_{frequency}$, $TRIC_{frequency}$) e de força (FI) foram similares entre tratamentos. Ou seja, a adição de vibrações ou a oscilação do deslocamento não interferiu sobre a capacidade de sustentar a produção de força. Os resultados obtidos diferiram das respostas obtidas por Samuelson et al. (1989), onde foi verificado uma redução do tempo para alcançar a exaustão durante a contração sustentada. Além disso, Couto et al. (2013) mostraram que o número de repetições executadas durante o exercício dinâmico com vibrações indiretas decaiu em relação ao treinamento contra - resistência tradicional. Uma possível explicação, além da diferença entre variáveis estudadas que possivelmente detectam com maior sensibilidade o decréscimo de desempenho, a elevada variabilidade das respostas obtidas e um elevado deslocamento (12mm) podem explicar possivelmente a ausência de diferenças entre tratamentos e estudos.

Previamente os indivíduos foram instruídos a não executar o movimento de translação da articulação do ombro. Porém, este movimento não foi limitado mecanicamente, e desta forma pode ser considerado uma limitação para o estudo. Além disso, deve ser reportado que neste estudo não foi empregado um tratamento placebo conforme executado no estudo de Moran et al. (2007) e a medição das variáveis relacionadas com a força explosiva (RFD_{peak}, RFD₂₀₀ e I₂₀₀) e força máxima (PF) foi realizada conjuntamente, e não separadamente conforme defendido por Maffiuletti et al. (2016). Estas características metodológicas devem corrigidas devidamente no planejamento de estudos futuros. Adicionalmente, recomenda-se a realização de novos estudos em diferentes angulações da articulação do cotovelo, contrações dinâmicas, testagem de diferentes parâmetros vibratórios de frequência e deslocamento com amostras de atletas em ambos os sexos para o entendimento do efeito agudo e residual deste tipo de método de treino.

5. CONCLUSÃO

Baseado nos resultados obtidos, neste estudo foi verificado que a adição de vibração induziu a um efeito facilitatório agudo sobre a força explosiva independente do deslocamento adotado, porém a adição de vibrações não foi capaz de induzir um efeito residual de decréscimo do desempenho sobre a força explosiva. Em outras palavras, após a interrupção da estimulação vibratória indireta verificou-se que o efeito agudo facilitatório observado sobre as respostas neuromusculares não foi persistente. De forma semelhante, os deslocamentos de 3mm e de 5mm pico a pico podem ser empregados, porém somente um menor deslocamento de 3mm induziu um aumento na elevação da produção de força nos primeiros 200ms.

6. REFERÊNCIAS

1. Aagard A, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson P, Dyhre-Poulsen P. (2002). Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *J Appl Physiol* 93: 1318-1326.
2. Bongiovanni LG, Hagbarth K. (1990). Tonic vibration reflexes elicited during fatigue from maximal voluntary contractions in man. *J Physiol* 423:1-14.
3. Cardinale M, Bosco C. (2003). The use of vibration as an exercise intervention. *Exerc Sport Sci Rev* 31: 3-7.
4. Cicchetti, D.V. (1994). Guidelines, criteria and rules of thumb for evaluating normed and standardized assessment instruments in psychology. *Psychological Assessment* 6:284-290.
5. Cochrane DJ. (2011). The potential neural mechanisms of acute indirect vibration. *J Sports Sci Med* 10: 19-30.
6. Cochrane DJ, Stannard SR. (2005). Acute whole body vibration training increases vertical jump and flexibility performance in elite female field hockey players. *Br J Sports Med* 39: 860-865.
7. Couto BP, Silva HR, Filho AG, Neves SRS, Ramos MG, Szmuchrowski LA, Barbosa MP. (2013). Acute effects of resistance training with local vibration. *Int J Sports Med* 34: 1-6.
8. Edman KAP. (2012). Residual force enhancement after stretch in striated muscle: a consequence of increased myofilament overlap? *J Physiol* 590: 1339-1345.
9. Enoka, R.M.; Duchateau, J. (2008). Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *J Physiol.* 586: 11–23.
10. Fratini A, Cesarelli M, Bifulco P, Romano M. (2009). Relevance of motion artifact in electromyography recordings during vibration treatment. *J Electromyogr Kines* 19: 710-718.
11. Friesenbichler B, Coza A, Nigg BM. (2012). Reduced elbow extension torque during vibrations. *J Biomech* 45: 2203–2207.

12. Herzog W, Duvall M, Leonard TR. (2012). Molecular mechanisms of muscle force regulation: a role for titin? *Med Sci Sports Exerc* 40(1): 50-57.
13. Hopkins, W.G. (2000). Measures of reliability in Sports Medicine and Science. *Sports Med* 30: 1-15.
14. Humpries B, Warman G, Purton J, Doyle TLA, Dugan E. (2004). The influence of vibration on muscle activation and rate of force development during maximal isometric contractions. *J Sports Sci Med* 3: 16-22.
15. Issurin VB, Tenenbaun G. (1999). Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes. *J Sports Sci* 17: 177-182.
16. Issurin V. Vibration and their applications in sport. (2005). *J Sports Med Phys Fit* 15: 324-336.
17. Luo J, Mcnamara B, Moran K. (2008). Effect of vibration training on neuromuscular output with ballistic knee extensions. *J Sports Sci* 26:1365-1373.
18. Luo J, Clarke M, Mcnamara B, Moran K. (2009). Influence of resistance load on neuromuscular response to vibration training. *J Strength Cond Res* 23:420-426.
19. Marin PJ, Rhea MR. (2010) Effects of vibration training on muscle strength: meta-analysis. *J Strength Cond Res* 24: 548-556.
20. Mischi M, Cardinale M. (2009). The effects of a 28Hz vibration on arm muscle activity during isometric exercise. *Med Sci Sports Exerc* 41: 645-652.
21. Moran K., Mcnamara B, Luo J. (2007). Effect of vibration training in maximal effort (70% 1RM) dynamic bicep curls. *Med Sci Sports Exerc* 39:526-533.
22. Moras G, Jimenez SR, Fajardo JT, Hanz D, Mujika I. (2009). A vibratory bar for upper body: Feasibility and acute effects on EMGrms activity. *J Strength Cond Res* 24:1-11.
23. Monroy JA, Lappin AK, Nishikawa KC. (2007). Elastic properties of active muscle: on the rebound? *Med Sci Sports Exerc* 35(4):174-179.

24. Montgomery, D.C. (2001). Design and analysis of experiments. New York: John Wiley & Sons. 684p.
25. Paula, L.V.; Moreira, P.V.S.; Huebner, R.; Szmuchrowski, L. (2017). Acute effects of local vibration on the neuromuscular responses. *Bioscience Journal* 35: 1729-1737.
26. Paula, L.V.; Moreira, P.V.S.; Huebner, R.; Szmuchrowski, L. (2017). Indirect sinusoidal vibrations induces an acute increase in explosive strength. *J Electromyogr Kines* 35: 76-85.
27. Rittweger J. (2010). Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. *Eur J Appl Physiol* 108: 877-904.
28. Sampaio, I.B.M. (2010). Estatística aplicada à experimentação animal. Belo Horizonte: FEPMVZ. 264p.
29. Silva HR, Couto BP, Szmuchrowski LA. (2008). Effects of mechanical vibration applied in the opposite direction of muscle shortening on maximal isometric strength. *J Strength Cond Res* 22:1031-1036.
30. Samuelson B, Jorfeldt L, Ahlborg B. (1989). Influence of vibration on endurance of maximal isometric contraction. *Clin Physiol* 9: 21-25.
31. Weir, J.P. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient. *J Strength Cond Res* 19(1): 231-240.