

# RESPOSTAS NEUROMUSCULARES AGUDAS A ESTIMULAÇÃO VIBRATÓRIA LOCAL NO EXERCÍCIO DE FLEXÃO DE COTOVELO EM BANCO “SCOTT”

Leandro Vinhas de Paula<sup>1,2</sup>, Leszek Antoni Szmuchrowski<sup>2</sup>

**Resumo:** *O objetivo deste estudo foi avaliar os efeitos agudos do treinamento de força isométrica com as vibrações (vibrações senoidal e aleatória). A partir dos resultados concluiu-se que a adição de vibrações através dos tratamentos sinusoidais, aleatórios e afeta o desempenho dos intervalos de força máxima e explosivas com recuperação completa.*

**Palavras-chaves:** *Efeitos agudos, atividade eletromiográfica, vibrações mecânicas, a força muscular, treinamento desportivo, treinamento de força.*

**Abstract:** *The aim of this study was evaluate the acute effects of the isometric strength training with vibrations (sinusoidal and random vibration). From the results was conclude that the addition of vibrations through the sinusoidal, random and treatments affects the performance of maximal and explosive strength intervals with complete recovery.*

**Keywords:** *Acute effects, Electromyographycal activity, Mechanical vibrations, Muscle strength, Sports training, Strength training.*

## 1. Introdução

Os primeiros estudos no campo das ciências do esporte envolvendo a adição de vibrações foram conduzidos por cientistas russos na década de 80 como uma alternativa para melhora da força e flexibilidade em ginastas treinados em relação aos métodos de treinamento de força e flexibilidade convencionais (NAZAROV & SPIVAK, 1987; ISSURIN & TENENBAUM, 1999; CARDINALE & ERSKINE, 2008). Infelizmente poucas informações à respeito destes trabalhos encontram-se disponíveis em língua inglesa.

Apenas recentemente a adição de vibrações mecânicas tem ganhado importância no contexto esportivo como um novo recurso de treinamento devido ao grande interesse na melhoria do desempenho de força e potência. Porém, até o momento, não há um consenso sobre a real efetividade do método bem como as respostas neuromusculares à vibração (MESTER et al., 2003; CARDINALE & ERSKINE, 2008).

---

<sup>1</sup>Centro Desportivo - UFOP;

<sup>2</sup>Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia ocupacional - UFMG.

Negativamente, a agressividade de muitas empresas do mercado de “*fitness*” na comercialização de plataformas vibratórias tem interferido na interpretação de resultados experimentais. A grande maioria dos recursos disponíveis não possui validação e/ou não proporcionam segurança e efetividade de que a magnitude da vibração escolhida corresponda àquela gerada pelo dispositivo e se realmente alcança a porção do corpo acoplada ao dispositivo (CARDINALE & ERSKINE, 2008).

Os mecanismos que explicam a resposta humana à vibração ainda não são claramente definidos. Embora nenhum estudo tenha avaliado ainda o padrão de disparo das unidades motoras (UM) durante o treinamento com adição de vibrações, as respostas neuromusculares em músculos isolados submetidos à vibração têm sido bem estudadas.

A alteração de comprimento da unidade músculo-tendínea (UMT) causada pela vibração produz diferenças rápidas de comprimento estimulando as terminações aferentes Ia e II dos fusos musculares (FM). As terminações Ia excitam os motoneurônios alfa promovendo uma contração reflexa da musculatura homônima (agonistas) modulando a rigidez da UMT e amortecendo os estímulos vibratórios (CARDINALE & BOSCO, 2003; RITTWEGGER, 2010). A vibração sobre o músculo relaxado causa uma contração tônica do músculo, denominado reflexo tônico de vibração (RTV). O RTV é caracterizado por um início gradual e pode ser voluntariamente suprimido (BONGIOVANNI & HAGBARTH, 1990). Possivelmente o mecanismo do RTV deve envolver circuitos monossinápticos e polissinápticos, e, conjuntamente a contração tônica do músculo agonista, é observada a inibição do músculo antagonista (CARDINALE; BOSCO, 2003).

Este mecanismo, denominado inibição recíproca, foi sugerido como um dos fatores que explicam os maiores valores de potência mecânica no estudo de Bosco et al. (1999) e os maiores valores de pico de força e força média no trabalho de Ferreira (2010). Nos dois estudos não foram encontradas diferenças de ativação para a musculatura agonista, entretanto, em nenhum dos dois estudos a atividade eletromiográfica do músculo antagonista foi avaliada.

Com o tempo de estimulação vibratória, a descarga das terminações primárias e secundárias do FM parece declinar, enquanto a descarga do órgão tendinoso de golgi (OTG) é aumentada (RITTWEGGER, 2010). Adicionalmente, tem sido mostrado que a exposição à vibração em contraste ao RTV, o reflexo de estiramento é suprimido quando a vibração é aplicada ao músculo. Provavelmente isto deve ser explicado pela inibição pré-sináptica da via aferente Ia que responde ao estiramento da UMT, induzida por um interneurônio inibitório.

Além da inibição pré-sináptica da via aferente Ia, uma redução da sensibilidade dos receptores do FM tem sido proposta como mecanismo para explicar a inibição reflexa (RIBOT-CISCAR

et al.; 1998). Nordlund & Thortensson (2007) relatam em sua revisão, que experimentos com aplicação de vibrações diretamente ao tendão têm mostrado uma diminuição da ativação voluntária que aumentou com a exposição a vibração acima de 30 segundos. A diminuição da ativação pode estar de acordo com a redução do “input” ao pool de motoneurônios induzido pela redução da frequência de disparo do fuso muscular.

Por outro lado, experimentos eletrofisiológicos em animais e humanos têm demonstrado que a combinação de um estímulo senoidal e um estímulo randômico foi capaz de amplificar a resposta das terminações Ia e II do FM (CORDO, 1996; FALLON; CARR & MORGAN, 2004).

Martinez et al. (2007) demonstraram experimentalmente que a introdução de um estímulo mecânico randômico pode induzir a um aumento do reflexo de estiramento evocado por um estímulo periódico sobre as fibras aferentes Ia de um músculo sinergista, exibindo o comportamento de ressonância estocástica (RE). Basicamente, este estudo demonstrou que a amplificação da resposta não é exclusiva de sistemas sensoriais (CORDO, 1996; FALLON; CARR & MORGAN, 2004), mas pode ser também verificado sobre o sistema motor (MARTINEZ et al. 2007). Embora nenhum dos estudos citados tenha investigado o desempenho motor diretamente, eles indicaram que um menor deslocamento deve aumentar o reflexo de estiramento, pelo aumento da sensibilidade das terminações primárias do FM (LUO; MCNAMARA & MORAN, 2008; LUO et al., 2009).

Permanece ainda inconclusivo, se a adição de vibrações produz algum efeito agudo sobre as respostas neuromusculares no treinamento contra-resistência. Diversos estudos têm mostrado que o tratamento vibratório não induz um aumento agudo do desempenho neuromuscular (LUO; MCNAMARA & MORAN, 2005; LUO; MCNAMARA & MORAN, 2008; LUO et al., 2009; MARIN & RHEA, 2010a; MARIN & RHEA, 2010b).

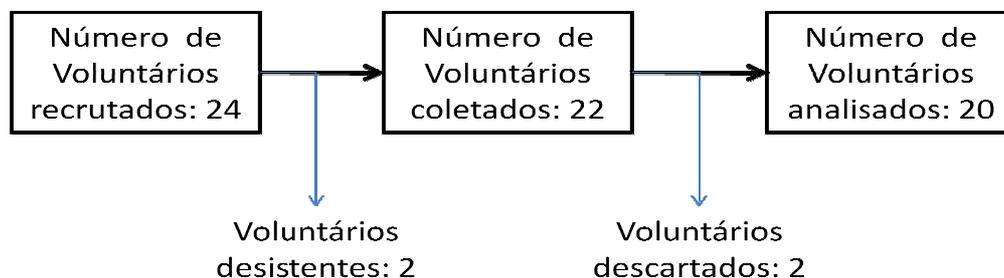
Contrariamente, tem sido hipotetizado que a vibração pode aumentar o desempenho por intermédio da redução da atividade eletromiográfica (EMGrms) da musculatura antagonista, mediante o mecanismo de inibição recíproca. Porém, a EMGrms da musculatura antagonista não tem sido avaliada neste trabalhos (BOSCO; CARDINALE & TSARPELA, 1999; RITTWEGGER, 2010). Diante disso, o objetivo deste trabalho foi avaliar as respostas neuromusculares agudas, para um melhor entendimento da adição de vibrações locais ao treinamento da força.

## **2. Materiais e método**

### **2.1. Amostra e cuidados éticos**

Este projeto foi aprovado pela Comissão de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais, conforme parecer CAAE nº. 0353.0.203.000-11. Participaram deste estudo 20

voluntários (FIGURA 1). O tamanho da amostra foi determinado considerando o nível de significância de 95% ( $p < 0,05$ ) e poder estatístico de 90%, baseado nos dados do estudo de Ferreira (2010). O cálculo amostral foi efetuado utilizando o pacote “*sample size*” do software estatístico R, versão 2.15.0 (R CORE DEVELOPMENT TEAM, 2012) resultando em número mínimo de 17 voluntários.



**FIGURA 1. Processo de recrutamento de voluntários.**

Para participar do estudo os voluntários deveriam ser do gênero masculino, saudáveis, normotensos, com idade entre 18 a 30 anos e não-praticantes de treinamento de força. Os voluntários não deveriam possuir histórico recente de lesões músculo-tendíneas no membro superior dominante e não possuir quaisquer desordens cardiovasculares (MESTER; KLEINODER & YUE, 2006). A Tabela 1 descreve a amostra de indivíduos recrutada.

**TABELA 1 - Caracterização da Amostra**

<i>Variáveis/ Parâmetros</i>	<i>Idade (anos)</i>	<i>Massa (kg)</i>	<i>Estatura (cm)</i>	<i>Gordura Corporal (%)</i>
Média	22,43	76,4	175,43	17,28
Desvio padrão	2,76	12,94	6,76	6,66

## **2.2. Delineamento e Situações experimentais**

O presente estudo é caracterizado como do tipo experimental, delineado em blocos inteiramente casualizados, sendo o indivíduo considerado o bloco, devido à alta instabilidade da resposta da atividade eletromiográfica ( $CV > 30\%$ ). As situações experimentais foram sorteadas aos voluntários determinando a ordem dos tratamentos aplicados. O presente estudo consistiu de três (3) situações experimentais: (A) Controle - Treinamento isométrico sem vibrações; (B) Randômico - Treinamento isométrico com vibrações do tipo randômico (frequência de  $20 \pm 3\text{Hz}$ , e deslocamento de 3mm); (C) – Senoidal - Treinamento isométrico com vibrações do tipo senoidal (frequência de 20Hz, e deslocamento de 3mm).

### **2.3. Exercício**

O exercício realizado foi a ação isométrica máxima dos músculos flexores do cotovelo do membro dominante. Porém, é assumido que a adição de vibrações na direção oposta à ação muscular produza uma rápida e repetida transição cíclica entre ações excêntricas e concêntricas musculares (RITTWEGER, 2010; COCHRANE, 2011).

Para este estudo foi construído um banco do tipo “*Scott*”. O banco possui 5 (cinco) ajustes para adequação dos indivíduos à posição correta de execução dos procedimentos. Durante o exercício, os indivíduos permaneceram sentados sobre o banco com o braço dominante apoiado sobre o suporte do banco formando um ângulo de aproximadamente 45 graus de flexão do ombro em relação ao tronco do indivíduo, semelhante ao estudo Issurin (1994) e Ferreira (2010).

A articulação radio-ulnar do membro dominante permaneceu em supinação e o cotovelo em flexão em aproximadamente 90 graus. O membro contralateral permaneceu estendido sobre o suporte do banco durante as sessões para acionar um *trigger* manual com o objetivo de sincronização dos dados de atividade eletromiográfica e de força muscular. A FIGURA 2 mostra a posição dos indivíduos sobre o banco.

O banco possui uma placa de borracha em EVA aberta com um corte na porção central sobre o suporte de apoio. Esta abertura na placa de borracha possibilita o ajuste da posição de uma peça de apoio confeccionada para fixação e estabilização do cotovelo durante as sessões, de acordo com as dimensões dos membros superiores dos voluntários. Na região inferior da placa foi efetuada a fixação do *trigger* manual do lado oposto ao membro dominante (FIGURA 2). Devido à ausência de um dispositivo que limitasse o movimento de translação da articulação do ombro do membro dominante e do tronco, isto se constituiu em uma das limitações para o desenvolvimento deste estudo.

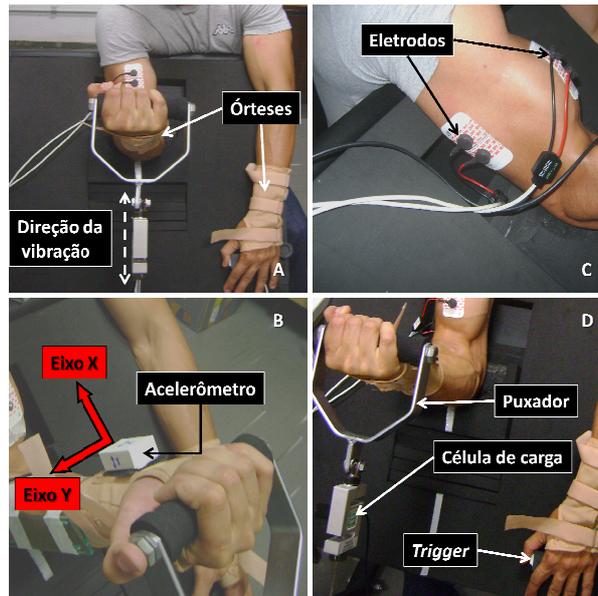
### **2.4. Procedimentos**

Em um primeiro momento, foi feita a caracterização antropométrica da amostra. Durante o primeiro dia de visita, foi pedido aos voluntários que não participassem de qualquer programa de treinamento de força ou atividades físico-esportivas de intensidade alta. Não ingerir qualquer tipo de substâncias ergogênicas e que fossem mantidas as marcações dos sítios de coleta da atividade eletromiográfica entre as situações experimentais.

Em seguida, os voluntários foram submetidos a um procedimento de familiarização e determinação da posição dos ajustes do banco. Para a determinação da posição do banco, foi mensurada a angulação formada entre o antebraço e o braço com um eletrogoniômetro (EMG System do Brasil®, São José dos Campos, Brasil) e ajustado para que os voluntários

permanecessem com o cotovelo flexionado próximo à 90 graus durante as situações experimentais.

Neste procedimento foi solicitado aos indivíduos que pressionassem o botão do *trigger* manual, e imediatamente após, executar o exercício de flexão de cotovelo empregado no protocolo (FIGURA 2D). Na seqüência, o banco foi novamente ajustado para que os indivíduos executassem o exercício de extensão de cotovelo, utilizado para normalização da atividade eletromiográfica do músculo tríceps braquial, seguindo as mesmas instruções iniciais. Estes procedimentos foram necessários durante todas as situações experimentais.



**FIGURA 2. (A) Órteses fixadas nas mãos; (B) Acelerômetro biaxial posicionado sobre a órtese; (C) Eletrodos fixados sobre a pele; (D) Puxador conexo à célula de carga.**

Após o registro da posição de ajuste do banco e efetuada a familiarização, cada indivíduo foi submetido a três situações experimentais de forma randomizada, respeitando de cinco a sete dias de intervalo entre elas, sempre no mesmo horário do dia, perfazendo de 3 a 4 semanas. Os procedimentos para preparação da pele, colocação de eletrodos e coleta da atividade eletromiográfica seguiram as recomendações do consórcio europeu SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) (HERMENS et al., 2000; MERLETTI; PARKER, 2004). Foram utilizados eletrodos Ag/AgCl circulares de 10mm de diâmetro 3M® modelo 2223BRQ com configuração bipolar e 20mm de distância intereletrodos (centro-a-centro).

Ao chegar ao local, os voluntários iniciaram o aquecimento com uma atividade de corrida de intensidade leve por 5 minutos. Após a corrida, foi efetuada a preparação da pele e fixação dos eletrodos. Em seguida, os voluntários continuaram o aquecimento com um exercício em cicloergômetro adaptado para membros superiores MAXX padrão *Monark* (Hidrofit®, Belo Horizonte, Brasil) com sistema de controle de giros em rpm e gaiola para manipulação de

cargas. O exercício teve a duração de 3 a 5 minutos, uma cadência 40rpm com uma carga 0,5kg. O ritmo de giro da manopla foi controlado por um metrônomo D'accord Metronome® 1.0. Antes da execução do protocolo, os indivíduos executaram de 3 a 5 ações isométricas submáximas auto-controladas sobre o banco *Scott*, com duração de 5 segundos e intervalo de recuperação de 30 segundos entre elas.

Com o término do período de aquecimento, foi respeitado um período de pausa de 5 minutos entre o aquecimento e início do protocolo. Neste intervalo, com os indivíduos posicionados sobre o banco, foram fixados os cabos para medição da atividade eletromiográfica nos eletrodos fixados sobre a pele e colocados nas mãos órteses para estabilização da articulação do punho (FIGURA 2).

Para medição e controle da magnitude da vibração imposta aos voluntários, foi fixado em um velcro sobre a órtese do membro superior dominante um acelerômetro biaxial conectado à um sistema de aquisição de sinais *ME6000T8 Biomonitor System* de oito canais (MEGA Electronics, Kuopio, Finlândia). A taxa de amostragem do sistema foi de 1000Hz. A FIGURA 2b mostra o acelerômetro fixado sobre a órtese do membro superior dominante.

Foram registradas a atividade eletromiográfica e a força muscular, para mensuração das respostas agudas, à uma frequência de amostragem de 1000Hz por meio de um sistema de aquisição de sinais com oito canais EMG830C (EMG System do Brasil®, São José dos Campos, Brasil).

Para aquisição dos dados de força foi utilizado uma célula de carga de tração e compressão com capacidade de 200kgf conectada com um puxador (FIGURA 2D) e para medição da atividade eletromiográfica um dispositivo de cabos para eletromiografia compatível com o sistema de aquisição. A célula de carga foi previamente calibrada em cada dia de experimentação por intermédio de um teste aleatório de calibração, com uma faixa de variação de entrada (*range*) de 0 a 30kg.

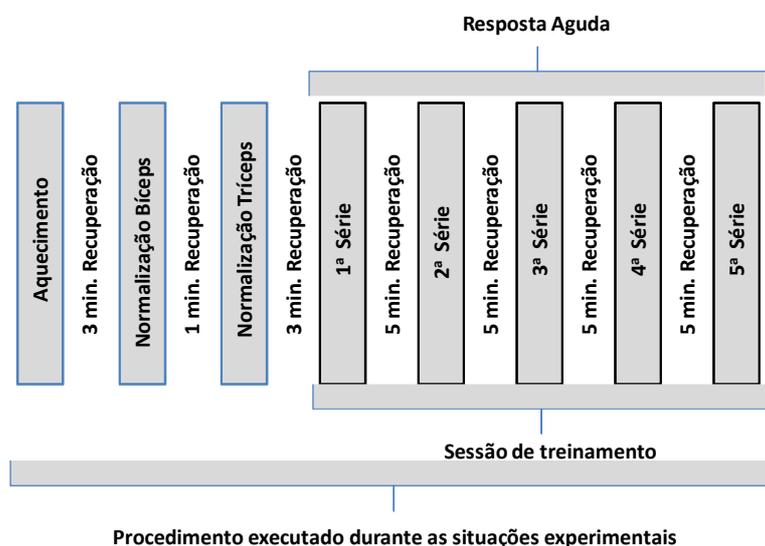
Antes do início do protocolo, os voluntários foram instruídos novamente a pressionar o botão do *trigger* manual e executar uma ação isométrica máxima com o membro dominante o mais rápido, com maior força possível para normalização da atividade eletromiográfica do bíceps braquial (6 segundos). Dois minutos depois, o banco foi posicionado para executar o exercício de extensão de cotovelo por 6 segundos para normalização da atividade eletromiográfica do tríceps braquial, seguindo as mesmas instruções.

O protocolo de treinamento foi elaborado tendo em vista os estudos de Mischi & Cardinale (2009); Luo et al. (2009); Ferreira (2010). A duração dos estímulos foi determinada com o objetivo de avaliar o efeito da adição de vibrações sobre o índice de fadiga (IF) e força média

(FM) durante a contração sustentada. A duração da recuperação foi selecionada para que os indivíduos possuísem períodos de recuperação completa entre os estímulos.

O protocolo empregado para estudo das respostas agudas foi de 5 contrações voluntárias máximas com duração de 12 segundos cada e 5 minutos de recuperação. O número de estímulos foi determinado de forma a reduzir possíveis efeitos de redução de desempenho através de testes piloto.

Durante todos os procedimentos executados nas situações experimentais foi fornecido um forte encorajamento verbal. A FIGURA 3 mostra como foi organizado o protocolo experimental. Para controle dos intervalos de estímulo e de recuperação observados nos protocolos foi utilizado o software *Time Trainer* (Hidrofit®, Belo Horizonte, Brasil). O software fornece sinais sonoros que identificam o início dos períodos de estímulo e o início dos intervalos de recuperação, além de controlar o número de repetições.

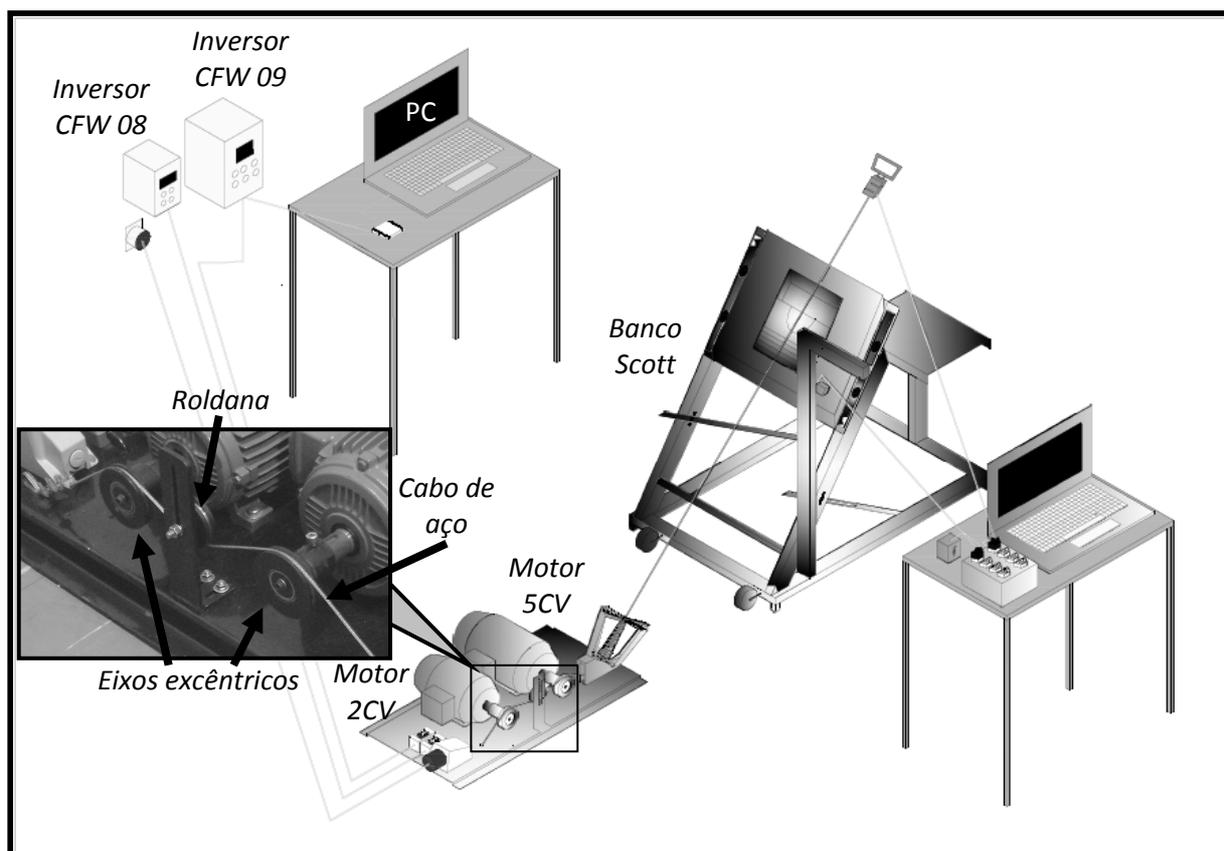


**FIGURA 3. Organização do protocolo experimental.**

Sobretudo para este estudo, foi construído um equipamento para geração de vibrações. O equipamento permite tanto a ação isométrica convencional, quanto a ação isométrica com vibração mecânica localizada com deslocamento 6mm e frequência de vibração de até 30Hz. O dispositivo pode também ser adaptado para estudos com exercícios dinâmicos com adição de vibrações. A FIGURA 4 apresenta um esquema de forma simplificada do equipamento.

O equipamento é composto por dois sistemas independentes para geração de vibrações. O primeiro sistema, é composto por um motor de indução WEG® modelo IP55, 2CV de potência e velocidade de rotação de 1740 rpm e um inversor de frequência WEG® CFW08

(Jaraguá do Sul, Santa Catarina, Brasil) conexo com um eixo excêntrico que traciona ou empurra uma peça rolamentada adjacente a um cabo de aço fixado sobre uma placa de metal. O movimento do eixo tensiona o cabo produzindo um deslocamento que é determinado pelo grau de excentricidade do mesmo, sendo substituído conforme a necessidade. A velocidade do motor é determinada através da interface homem-máquina (IHM) do inversor. O segundo sistema é composto por um motor de indução WEG® (modelo IP55, 5CV de potência e velocidade de rotação de 1800 rpm) controlado por um inversor WEG® CFW09 (Jaraguá do Sul, Santa Catarina, Brasil) também acoplado com um eixo excêntrico. O segundo sistema construído, possibilita que a frequência de vibração oferecida seja pré-fixada (senoidal) ou variável de forma randômica, dentro de uma faixa pré-programada.



**FIGURA 4. Equipamento para aplicação de vibrações.**

Para a determinação da frequência de vibração no segundo sistema, foi gerado um sinal de 0 a +5V através do software *LabView 2012*® (National Instruments, Austin, Texas, USA) por meio de uma saída analógica de uma placa de aquisição de dados NI-DAQ I/O USB6009® (National Instruments, Austin, Texas, USA) para as entradas analógicas de referência de velocidade do inversor WEG CFW09®. O inversor foi previamente parametrizado para amplificar o sinal de entrada, de 0 a +5V para uma escala de 0 a +10V. O sinal gerado a placa de aquisição de dados em conexão com o computador é proporcional a velocidade de rotação do motor (rpm) e conseqüentemente a frequência de rotação do motor (Hz) desejada

nas situações experimentais. Como exemplo, para gerar uma velocidade de rotação do motor de 1200rpm (20 Hz), foi gerado um sinal de senoidal de frequência de 0,1Hz e fornecido à interface criada um valor de referência de 3,44V, considerando uma velocidade máxima de rotação de 1800rpm (30Hz).

Para determinar uma faixa de variação de frequência de rotação do motor de forma randômica, foi produzido um sinal senoidal de 0,1Hz de frequência combinado com um ruído branco uniforme e fornecido um valor máximo e um valor mínimo proporcional a faixa de variação da velocidade do motor, entre 0 e +5V. Os dois sistemas podem ser acionados de forma conjunta (dessincronizados) ou separados (um ou outro motor) para geração de vibrações com variação do deslocamento oferecido aos indivíduos.

## **2.5. Análise de dados**

Os dados da atividade eletromiográfica e força muscular foram coletados com uma taxa de amostragem de 1000Hz e sincronizados com um *trigger* manual. Um sinal de 0 a 5V gerado pelo acionamento do *trigger* manual, foi utilizado como referência para determinar o início da contração durante as situações experimentais.

O início da ação muscular ocorreu a partir da verificação da primeira elevação dos valores de voltagem com o acionamento do *trigger*. Os dados foram armazenados no disco rígido de um computador em interface com o sistema de aquisição de sinais, por meio do software EMGlab V1.1® (EMG System do Brasil, São José dos Campos, Brasil). Para processamento dos dados de atividade eletromiográfica, força muscular e acelerometria foi empregado o software Matlab R2009b®, versão 7.9, (MathWorks, Natick, Estados Unidos).

Os dados da atividade eletromiográfica foram retificados e filtrados com um filtro *Butterworth* passa-baixa (*low-pass*) de 450Hz de 4ª ordem e um filtro *Butterworth* passa-alta (*high-pass*) de 20Hz de 4ª ordem. Para remoção de artefatos de movimento oriundos do tratamento vibratório imposto, foram aplicados três filtros *Butterworth* rejeita-faixa de 16 a 24Hz, 36 a 44Hz e 56 a 64Hz para evitar uma quantificação equivocada da atividade eletromiográfica (FRATINI et al., 2009).

Após a filtragem, foi efetuada a quantificação no domínio do tempo por meio do cálculo da *root mean square* (RMS<sub>emg</sub>) da atividade eletromiográfica absoluta (uV) e normalizada (%) através do pico de voltagem da contração voluntária máxima isométrica (CVMI). O valor de pico foi obtido com a execução de uma ação máxima dos flexores de cotovelo três minutos antes de cada situação experimental com a duração de 6 segundos. Para o músculo tríceps, o valor de pico de voltagem foi obtido por intermédio de uma CVMI de extensão de cotovelo antes do início do protocolo.

Os dados de força foram filtrados com um filtro *Butterworth* passa-baixa de 15Hz, de 8ª ordem (AAGARD et al., 2002). Foram calculados o pico de força (PF), a Taxa de Produção de Força (TPF) Força média (Fmed) e Índice de Fadiga (IF) em todas as situações experimentais. O pico de força foi determinado como o maior valor de força obtido, e a força média como o valor médio de força em toda a contração após a filtragem dos dados. A taxa de produção de força ( $\Delta F/\Delta t$ ) foi determinada em intervalos sucessivos de 50ms do início da contração ao pico de força (AAGARD et al., 2002; HOLTERMANN et al., 2007). O índice de fadiga foi computado a partir da diferença entre o pico de força e força final multiplicado por 100, dividido pelo pico de força ( $IF = (PForça - FORÇA FINAL) \times 100 / PForça$ ). Para sincronização dos dados de acelerometria foi efetuado um choque mecânico contra o acelerômetro antes do início das coletas para determinar o ponto de partida para análise. Os dados foram armazenados no cartão de memória do biomonitor e transferidos para o software *MegaWin* (Megaelectronics, Kuopio, Finlândia).

Os dados de acelerometria foram filtrados com um filtro *Butterworth* rejeita-faixa de 59 a 61Hz e quantificados a aceleração de pico ( $a_{pico}$ ) e aceleração média ( $a_{rms}$ ) no domínio tempo somente do eixo “x” que corresponde à direção da vibração aplicada e a ação dos flexores de cotovelo (FIGURA 2B). No domínio da frequência foi aplicada a transformada rápida fourier (FFT) e identificada da frequência média de pico ( $Fpico$ ). Para efetuar o cálculo das variáveis obtidas nos testes agudos foram utilizados os 10 segundos iniciais dos 12 segundos de contração.

## 2.6. Procedimentos estatísticos

Previamente foram verificados os pressupostos de normalidade e homocedasticidade dos dados. A normalidade de todos os dados foi verificada através do teste de *Shapiro-Wilk*. A homocedasticidade foi verificada por intermédio do teste de *Bartlett*. Caso algum dos pressupostos fosse violado, foi efetuada uma transformação logarítmica e novamente efetuados os testes de normalidade e homocedasticidade (ZAR, 1984; SAMPAIO, 2010).

As variáveis de controle aceleração média, pico de aceleração ( $a_{rms}$  e  $a_{pico}$ ) e frequência de pico ( $Fpico$ ) foram descritas na forma de média e desvio padrão. Para verificação dos efeitos agudos das variáveis que apresentam normalidade e homocedasticidade, foi empregada uma análise de variância para um fator (ANOVA *one-way*) e quatro tratamentos (níveis) para as variáveis Fmax, Fmed, PForça, TPF50, IF,  $RMSemg_{biceps}$  e  $RMSemg_{triceps}$  durante a sessão de treino (média das repetições).

Na análise de variância, quando o valor de F foi significativo foi empregado um teste de comparações múltiplas de *Tukey* para identificação das possíveis diferenças estatísticas entre os tratamentos. O nível de significância adotado foi de  $p < 0,05$ . Para a análise estatística dos

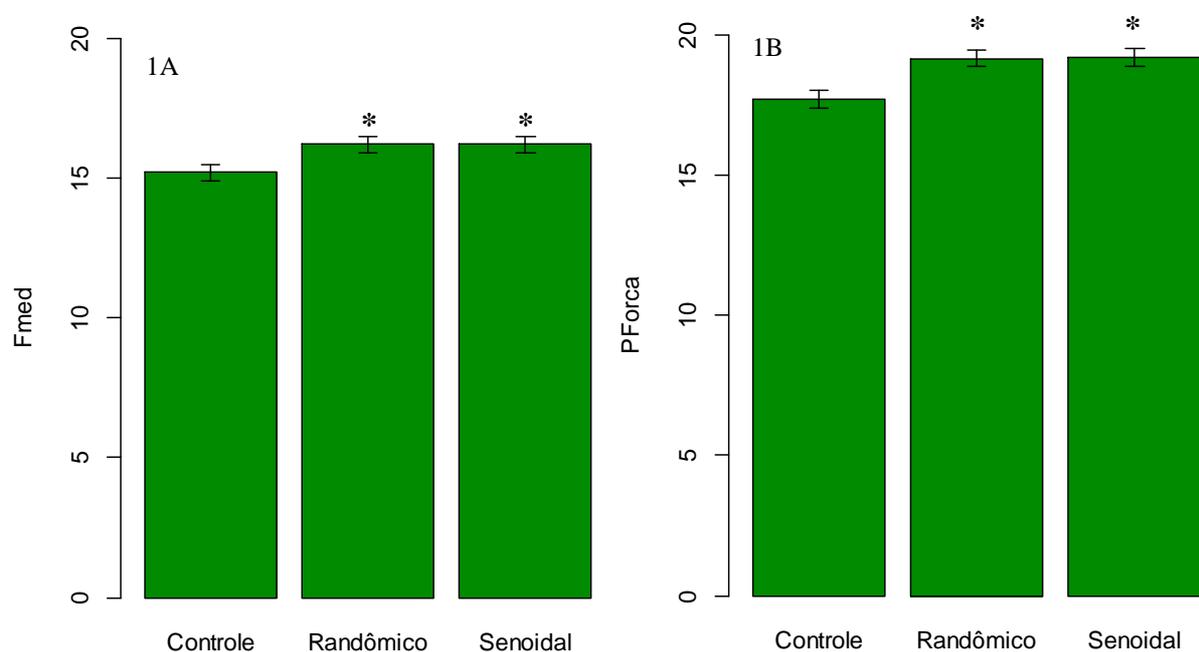
dados foi utilizado o software estatístico *R*, versão 2.15. (R CORE DEVELOPMENT TEAM, 2012).

### 3. Resultados

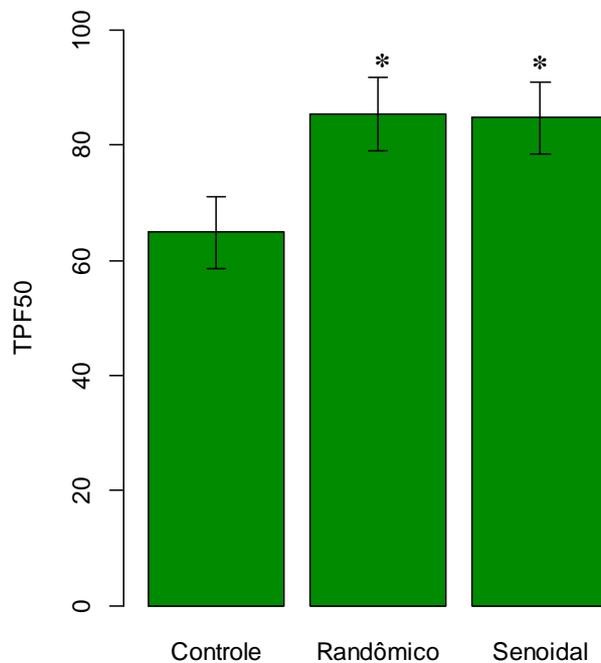
Após a aplicação dos testes para verificação da homocedasticidade e normalidade dos dados, nenhuma das variáveis estudadas violou os pressupostos para utilização da análise de variância.

A variável *Fmed* demonstrou diferenças significativas entre os tratamentos ( $p < 0,001$ ). Foi verificado um aumento da *Fmed* em todos os tratamentos com adição de vibrações com padrão senoidal ( $p < 0,01$ ), randômico ( $p < 0,01$ ). Não foram mostradas diferenças entre os tratamentos com adição de vibrações locais. A FIGURA 5A mostra os valores médios das repetições para a variável *Fmed*.

O pico de força também mostrou diferenças entre os tratamentos ( $p < 0,001$ ). O pico de força foi significativamente maior nos tratamentos randômico ( $p < 0,001$ ) e senoidal ( $p < 0,001$ ) com relação ao tratamento controle. A adição de vibrações locais independentemente do tipo de vibração aumentou o pico de força. Porém, entre os tratamentos com adição de vibrações ao treinamento isométrico não foram identificadas diferenças significativas. A FIGURA 5B mostra os valores médios das repetições para a variável Pico de Força.



**FIGURA 5. Força média (A) e Pico de Força (B) da média das repetições para os tratamentos (Kgf) (\*Indica diferença significativa,  $p \leq 0.05$ ).**



**FIGURA 6. Taxa de produção de força média (kgf.s<sup>-1</sup>) determinada com intervalo de 50ms (TPF) para os tratamentos (\*Indica diferença significativa, p≤0.05).**

Para o intervalo de 50ms, foi verificado aumento do pico da taxa de produção de força (TPF) para as situações experimentais senoidal, randômico. Porém, não foram registradas diferenças significativas entre os tratamentos com adição de vibrações. A FIGURA 6 mostra os valores médios de TPF para os tratamentos.

A redução de desempenho (IF) foi significativamente maior para o tratamento senoidal (p=0,029) em relação ao tratamento controle. Apesar dos valores médios de IF para o tratamento randômico em relação ao tratamento controle sejam superiores (16,35% vs. 13,73%), não foram demonstradas diferenças significativas de redução de desempenho durante a execução do protocolo experimental (p=0,185). A FIGURA 7 mostra os valores médios de IF para as diferentes situações experimentais.

A Tabela 2 mostra os valores médios e de desvio padrão das variáveis de Fmax, Fmed, PForça, IF e taxa de produção de força no intervalo de 50 (TPF50) para as situações experimentais do estudo. Para a atividade eletromiográfica dos músculos bíceps (RMSEMG<sub>BÍCEPS</sub>%) e tríceps braquial (RMSEMG<sub>TRÍCEPS</sub>%) nas situações experimentais não foram reportadas diferenças significativas entre os tratamentos (p=0,380 e p=0,972, respectivamente).

A adição de vibrações locais não introduziu nenhum efeito de tratamento significativo (redução ou aumento) sobre a ativação dos músculos bíceps e tríceps braquial durante as situações experimentais. A Tabela 3 mostra os valores médios e desvios padrão das variáveis de atividade eletromiográfica dos músculos bíceps e tríceps braquial durante as situações experimentais (absoluta e normalizada).

**Tabela 2 - Valores médios e de desvio padrão para Força máxima, Força média, Pico de Força, Índice de Fadiga e Taxa de produção de força nos intervalos de 50ms para cada situação experimental.**

Variável	Situação A	Situação B	Situação C
<i>Fmed (kgf)</i>	15,21±2,14	16,22±2,10*	16,22±2,19*
<i>PForça (kgf)</i>	17,73±2,42	19,18±2,31*	19,21±2,46*
<i>IF (%)</i>	13,73±4,68	16,35±5,17	17,40±5,32*
<i>TPF50</i>	64,86±19,91	86,75±19,96*	85,45±23,54*

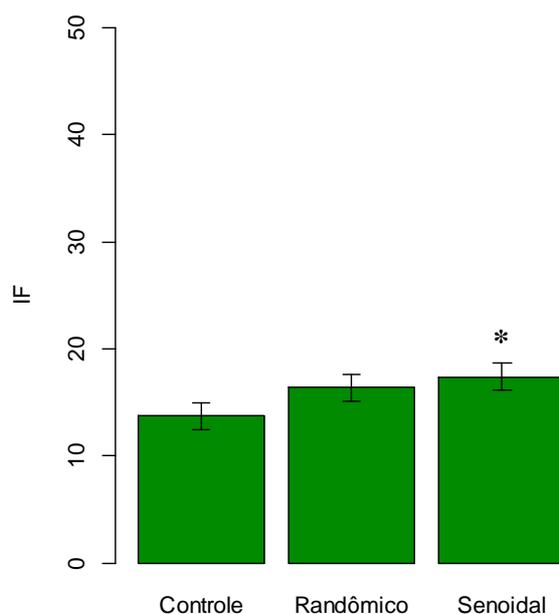
(\*Indica diferença significativa,  $p \leq 0.05$ ).

**Tabela 3 - Valores médios e desvio padrão da  $RMSemg_{biceps}$  e  $RMSemg_{triceps}$  absoluta (uV) e normalizada (%) para cada situação experimental.**

Variável	Situação A	Situação B	Situação C
<i><math>RMSemg_{biceps}(uV)</math></i>	441,48±165,17	435,69±154,57	455,37±171,18
<i><math>RMSemg_{triceps}(uV)</math></i>	59,72±27,10	66,84±41,63	58,95±26,23
<i><math>RMSemg_{biceps}(\%)</math></i>	23,59±3,58	24,26±4,30	23,98±4,68
<i><math>RMSemg_{triceps}(\%)</math></i>	8,45±5,02	9,32±7,43	9,08±7,32

**Tabela 4 - Valores médios e desvio padrão de aceleração média  $a_{rms}$  ( $m/s^2$  e g)  $a_{pico}$  ( $m/s^2$  e g) e  $FPico$  (Hz) para cada situação experimental.**

Variável	Situação A	Situação B	Situação C
<i><math>a_{rms} (m/s^2)</math></i>	0,64±0,29	25,27±3,85	20,03±1,72
<i><math>a_{rms} (g)</math></i>	0,06±0,03	2,57±0,39	2,04±0,17
<i><math>a_{pico} (m/s^2)</math></i>	3,83±2,6	50,76±8,58	36,69±7,23
<i><math>a_{pico} (g)</math></i>	0,39±0,26	5,17±0,87	3,74±0,73
<i><math>FPico (Hz)</math></i>	12,52±3,06	22,57±0,71	19,99±0,02



**Gráfico 7. Índice de Fadiga médio (%) das repetições para os tratamentos (\*Indica diferença significativa,  $p \leq 0.05$ ).**

A Tabela 4 mostra os valores médios e desvios padrão das repetições para as variáveis de aceleração média, pico de aceleração e frequência de pico impostos pelos tratamentos durante as situações experimentais. A tabela indica que o valor máximo (pico) e médio (rms) de aceleração para o grupo controle não ultrapassou 0,39g e 0,06g respectivamente, enquanto as situações experimentais com adição de vibrações oscilaram de 2,04g a 2,57g e 3,74g a 5,17g. É possível verificar ainda que as frequências de vibração onde a intensidade da aceleração é maior (FPico) para os tratamentos com adição de vibrações, variou de 19,99Hz a 22,57Hz.

#### **4. Discussão**

Primeiramente, deve-se destacar que não foram encontrados estudos semelhantes ao desenho experimental empregado neste trabalho, ao qual estabelecesse uma comparação entre as respostas agudas para diferentes tipos de estímulos vibratórios.

A respeito dos principais resultados encontrados, semelhante ao estudo de Ferreira (2010) foi encontrado um aumento da força média e pico de força (tratamento senoidal) para a mesma frequência de vibração (20Hz), mesma duração (10s), porém com deslocamento menor (5mm vs 3mm). Estes achados foram atribuídos ao mecanismo de inibição recíproca pela autora, ao qual hipotetiza que ocorreria uma redução da  $RMS_{g_{triceps}}$ . Foram encontrados também efeitos positivos da adição de vibrações para os tratamentos senoidal, randômico e combinado sobre a força máxima isométrica e taxa de produção de força. Estes achados sugerem um aumento agudo do desempenho neuromuscular dos componentes básicos da manifestação de força rápida.

Uma possível explicação que pode ser especulada sobre estes resultados, pode estar associada ao aumento da força observado com o alongamento dos componentes elásticos dentro do músculo (MONROY et al., 2007; EDMAN, 2012). O torque oposto gerado pela estimulação vibratória local durante a contração sustentada, produz sucessivos alongamentos da UMT e, conseqüentemente, dos componentes elásticos dentro do músculo.

Estes componentes elásticos são deformados de seu comprimento inicial, e em resposta ao alongamento, a força muscular aumenta acima dos valores basais da força isométrica máxima. É bem conhecido que os músculos exibem diferenças tempo - dependentes na força em resposta às diferenças no comprimento aplicadas. Durante o alongamento, a força é elevada rapidamente devido a um retardamento na alteração de comprimento que resulta em um aumento da rigidez (MONROY et al., 2007).

As propriedades descritas anteriormente sugerem a existência de uma “mola” dentro dos sarcômeros musculares ativos. Esta mola interage com filamentos finos de actina e altera de comprimento com a formação das pontes cruzadas durante o desenvolvimento de força. Tem sido sugerido que a titina, um filamento protéico que se estende entre a banda “a” e o disco

“z” do sarcômero, deve funcionar como uma “mola” no músculo ativo, e provavelmente contribua para um aumento da força após o alongamento da UMT durante a contração sustentada (GRANZIER & LABEIT, 2006; HERZOG et al., 2011; EDMAN, 2012).

Utilizando um dispositivo de cabos para estimulação vibratória Issurin & Tenenbaum (1999) reportaram um aumento agudo do pico de potência e potência média durante o exercício de flexão de cotovelo. O dispositivo utilizou um princípio semelhante ao empregado no presente estudo e no trabalho de Ferreira (2010). Os achados foram atribuídos pelos autores pela (I) frequência de vibração mais elevada (44Hz), (II) comprimento inicial dos músculos estimulados e (III) uma maior ativação do *pool* de motoneurônios alfa induzida pelo aumento da frequência de disparo das terminações Ia ocasionada pela vibração.

Outros estudos com aplicação de vibrações locais periódicas sobre o tendão do músculo alvo não tem demonstrado quaisquer diferenças sobre o desempenho neuromuscular (HUMPRIES et al. 2004; LUO et al., 2008; LUO et al., 2009; MORAN et al. 2007). Entretanto, tem sido hipotetizado que a aplicação de vibrações sobre o tendão deve sofrer uma atenuação do deslocamento imposto pelo dispositivo, não alcançando todo o músculo alvo.

Em situação de fadiga, Samuelson et al. (1989) e Bongiovanni et al. (1990) encontraram maior redução de desempenho com a adição de vibrações durante o exercício isométrico. De maneira semelhante, neste estudo durante a contração sustentada também foi identificado um declínio de desempenho maior (IF) entre os tratamentos com adição de vibrações (senoidal e combinado) comparados ao grupo controle. Os autores justificam a redução de desempenho devido ao mecanismo de inibição pré-sináptica das vias aferentes Ia, o que pode também explicar a maior redução do IF para os tratamentos vibratórios.

Tem sido hipotetizado, que o tratamento vibratório adicionado ao exercício gera um aumento adicional da atividade eletromiográfica mediante a ocorrência do RTV. Associado ao RTV parece ocorrer uma redução da excitabilidade dos motoneurônios que inervam a musculatura antagonista (COCHRANE, 2011). Em diferentes estudos tem sido evidenciado um aumento agudo da atividade eletromiográfica sobre a musculatura agonista (KIHLBERG et al. 1995; CARDINALE & LIM, 2003, ABERCROMBY et al., 2007; MORAS et al. 2009) e antagonista (MISCHI & CARDINALE, 2008) envolvida no exercício. A elevação adicional da EMGrms tem sido atribuída ao RTV, por estes autores.

No entanto, os resultados devem ser considerados com cuidado, pois o tratamento vibratório deve produzir artefatos de movimento sobre a medida da EMGrms que devem ser retirados durante a análise. Os artefatos de movimento nas frequências específicas do tratamento vibratório superestimam os resultados, ao qual deve ser uma das razões pela divergência de resultados reportados.

Os estudos que identificaram a ocorrência do RTV verificaram sua ocorrência a partir da estimulação vibratória de músculos em estado de repouso ou em contração em intensidade submáxima acima de 30 segundos (HAGBARTH et al. 1986; NORDLUND & THORSTENSSON, 2007). No presente estudo a duração das ações musculares foi de 12 segundos, sendo que apenas 10 segundos de contração foram utilizados na análise.

Assim como no presente estudo, diversos estudos envolvendo a adição de vibrações ao exercício máximo de curta duração, não encontraram diferenças significativas (aumento ou redução) sobre a EMGrms da musculatura agonista (HUMPRIES et al., 2004; MORAN et al., 2006; LUO et al., 2008; LUO et al., 2009; FERREIRA, 2010; FERREIRA et al., 2011). O presente estudo não encontrou diferenças de ativação para o músculo antagonista, não suportando o argumento que o aumento do desempenho de força estaria associado ao mecanismo de inibição recíproca para o exercício máximo isométrico.

Por outro lado, para melhor entendimento sobre a EMGrms no presente estudo, deveria ter sido empregado um melhor tratamento da curva EMGrms - Tempo quantificando outros parâmetros, o que constituiu-se em uma das limitações deste estudo (Ex.: Pico da Taxa de elevação do sinal eletromiográfico, Valor máximo de RMS do início da ativação ao Pico de Força, Integral do sinal eletromiográfico de 0-30ms, 0-50ms, 0-100ms, 0-200ms, etc).

A divergência entre os resultados com e sem a filtragem sobre a amplitude do sinal foi em média de 30% no estudo de Fratini et al. (2009). Somente os estudos de Humpries et al. (2004); Abercromby et al. (2007); Ferreira (2010); Ferreira et al. (2011) assim como este estudo, executaram o procedimento de filtragem durante a análise, e os resultados permaneceram divergentes em relação a estes estudos.

Para caracterização dos tratamentos foi mensurada a aceleração. Os valores de aceleração obtidos estão de acordo com os estudos de Bosco et al. (1999), Issurin & Tenenbaum (1999), Moras et al. (2010) e Ferreira (2010). Poucos estudos têm reportado os valores de aceleração, o que torna difícil uma associação com os resultados obtidos. Até o momento não se sabe qual o fator determinante da resposta humana à vibração.

Não foram encontradas diferenças entre os tratamentos senoidal, randômico para as respostas de força muscular e atividade eletromiográfica. Também não foram encontrados estudos que investigassem se há ou não diferenças entre tais tipos de estímulos.

Para o tratamento senoidal, foi verificado um aumento do desempenho neuromuscular semelhante aos resultados de Ferreira (2010) com parâmetros de vibração semelhantes (acima de 2g), mesmo exercício e um mesmo tempo de exposição à vibração (10s). O aumento do desempenho de força também foi associado a não alteração da atividade eletromiográfica para a musculatura agonista.

## 5. Conclusão

Com base nos apontamentos feitos anteriormente é difícil efetuar generalizações, devido a diversidade de parâmetros e dispositivos empregados na literatura. Apesar das dificuldades e limitações para generalização dos resultados, a partir dos achados pode se concluir que a adição de vibrações locais acima de 2g por intermédio dos tratamentos senoidal, randômico afeta positivamente o desempenho de força máxima (7,63%) e força explosiva (25,5%) com intervalos completos de recuperação em indivíduos destreinados sem diferenças entre si.

O tratamento com adição de vibrações (senoidal) produziu uma redução de desempenho maior que o treinamento isométrico tradicional (21,09%). Com a adição de vibrações randômicas, em relação ao treinamento isométrico, não houve uma redução de desempenho significativa. A atividade eletromiográfica dos músculos agonistas e antagonistas em todos os tratamentos no exercício de flexão de cotovelo foi semelhante. Porém, é necessário realizar um melhor tratamento e quantificação da curva da atividade eletromiográfica no domínio do tempo e da frequência.

### Agradecimentos

Os autores agradecem à Fundação de Amparo à Pesquisa de Minas Gerais - FAPEMIG pelo apoio financeiro (Projeto 18782 , Edital Universal FAPEMIG 01/2012).

### Bibliografia

- [1] AAGAARD, P. et. al. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. **Journal of Applied Physiology**, v.93, p. 1318-1326, 2002.
- [2] ABERCROMBY, A.F.J. et. al. Vibration exposure and biodynamic responses during whole body vibration training. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, p.1794-1800. 2007.
- [3] BONGIOVANNI, L. G.; HAGBARTH, K.; STJERNBERG, L. Prolonged muscle vibration reducing motor output in maximal voluntary contraction in man. **Journal of Physiology**, v.423, p. 15-26, 1990.
- [4] BOSCO, C.; CARDINALE, M.; TSARPELA, O. Influence of vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles. **European Journal of Applied Physiology**, v. 79, p. 306-311, 1999.
- [5] CARDINALE, M.; BOSCO, C. The use of vibration as an exercise intervention. **Exercise and Sports Science Reviews**. v. 31, n. 1, p. 3-7, 2003.

- [6] CARDINALE, M.; ERSKINE, J.A. Vibration raining in elite sport: effective training solution or just another fad? **International Journal of Sports Physiology and Performance**. v.3, p.232-239, 2008.
- [7] CARDINALE, M. LIM, J. Electromyography activity of vastus lateralis muscle during whole-body vibration of different frequencies. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 17, n. 3, p.621-624, 2003.
- [8] CORDO, P. Noise in human muscle spindles. **Nature**. v.383, p.769-770, 1996.
- [9] COCHRANE, D.J. The potential neural mechanisms of acute indirect vibration. **Journal of Sports Science and Medicine**, v.10, p.19-30. 2011.
- [10] EDMAN, K.A.P. Residual force enhancement after stretch in striated muscle: a consequence of increased myofilament overlap? **Journal of Physiology**, v.590, n.6, p.1339-1345, 2012.
- [11] FALLON, J.B. et al. Stochastic resonance in muscle receptors. **Journal of Neurophysiology**. v.91, p.2429-2436, 2004.
- [12] FERREIRA, J.C. **Respostas neuromusculares agudas e subagudas ao treinamento de força isométrica com vibração mecânica localizada associada**. Dissertação (Mestrado em Ciências do Esporte) – Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2010. 118p.
- [13] FERREIRA, J.C. et al. Electromyographic activity during maximal isometric contraction combined with local sinusoidal vibration. **Biomedical Human Kinetics**, v. 3, p. 35-38, 2011.
- [14] FRATINI, A. et al. Relevance of motion artifact in electromyography recordings during vibration treatment. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.19, p.710-718. 2009.
- [15] GRANZIER, H.L.; LABEIT, S. The giant muscle protein titin is an adjustable molecular spring. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.34, n.2, p.50-57. 2006.
- [16] HAGBARTH, K. E. Gamma-loop contributing to maximal voluntary contractions in man. **Journal of Physiology**, v.380, n.6, p.575-591, 1986.
- [17] HERMENS, H.J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.10, p.361-374, 2000.
- [18] HERZOG, W.; DUVALL, M. LEONARD, T.R. Molecular mechanisms of muscle force regulation: a role for titin? **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.40, n.1, p.50-57. 2012.
- [19] HOLTERMANN, A.; et al. The effect of rate of force development on maximal force production: acute and training-related aspects. **European Journal of Applied Physiology**, v. 97, p. 605-613, 2007.

- [20] HUMPRIES, B.; et. al. The influence of vibration on muscle activation and rate of force development during maximal isometric contractions. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 3, p. 16-22, 2004.
- [21] ISSURIN, V, B.; LIEBERMANN, D. G.; TENENBAUM, G. Effect of vibratory stimulation training on maximal force and flexibility. **Journal of Sports Sciences**, v. 12, p. 561-566, 1994.
- [22] ISSURIN, V, B.; G.; TENENBAUM, G. Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes. **Journal of Sports Sciences**, V.17, P.177-182. 1999.
- [23] KIHLEBERG, S. et al. Acute effects of vibration from a chipping hammer and a grinder on the arm system. **Occupational and Environmental Medicine**. v.52, n.11, p.731-737, 1995.
- [24] 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.
- [25] LUO, J.; McNAMARA, B.; MORAN, K. Effect of vibration training on neuromuscular output with ballistic knee extensions. **Journal of Sports Sciences**, v. 26, n.12, p. 1365-1373, 2008.
- [26] LUO, J. et al. Influence of resistance load on neuromuscular response to vibration training. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.23, n.2, p.420-426, 2009.
- [27] MARIN, P.J.; RHEA, M.R. Effects of vibration training on muscle strength: meta analysis. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 24, n. 2, p.548-556, 2010a.
- [28] MARIN, P.J.; RHEA, M.R. Effects of vibration training on muscle power: meta analysis. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 24, n. 3, p.871-878, 2010b.
- [29] MARTINEZ, L; et al. Stochastic Resonance in the motor system: effects of noise on the monosynaptic reflex pathway of the cat spinal cord. **Journal Neurophysiology**. v.97, p.4007-4016, 2007.
- [30] MESTER, J.; KLEINÖDER, H.; YUE, Z. Vibrations training: benefits and risks. **Journal of Biomechanics**. v. 39, p. 1056-1065, 2006.
- [31] MESTER, J.; SPITZENPFEIL, P.; YUE, Z. **Vibration loads: potential for strength and power development**. In: Komi, P.V. *Strength and Power in Sport*, Oxford: Blackwell Science, p. 488–501. 2003.
- [32] MERLETTI, R. PARKER, P.A. **Electromyography: physiology, engineering and noninvasive applications**. New Jersey: Willey Interscience, 2004. 494p.

- [33] MISCHI, M.; CARDINALE, M. The effects of a 28Hz vibration on arm muscle activity during isometric exercise. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.41, n.3, p.645-652, 2009.
- [34] MORAS, G. et al. A vibratory bar for upper body: Feasibility and acute effects on EMGrms activity. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 24, n. 8, p.1-11, 2009.
- [35] MONROY, J.A.; LAPPIN, A.K.; NISHIKAWA, K.C. Elastic properties of active muscle: on the rebound? **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.35, n.4, p.174-179, 2007.
- [36] MORAN, K.; MCNAMARA, B.; LUO, J. Effect of vibration training in maximal effort (70% 1RM) dynamic bicep curls. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.39, n.3, p.526-533, 2007.
- [37] NORDLUND, M. M.; THORSTENSSON, A. Strength training effects of whole-body vibration? **Scandinavian Journal Medicine Science in Sports**, v. 17, p. 12-17, 2007.
- [38] NAZAROV. V, SPIVAK, G. Development of athlete's strength abilities by means of biomechanical stimulation method. **Theory and Practice of the Physical Culture**. v.12, p.445-450.
- [39] RITTWEGGER, J. Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. **European Journal Applied Physiology**, v. 108, p. 877-904, 2010.
- [40] RIBOT-CISCAR, E.; ROSSI-DURAND, C.; ROLL, J.P. Muscle spindle activity following muscle tendon vibration in man. **Neuroscience Letters**. v.258, p.147-150, 1998.
- [41] R DEVELOPMENT CORE TEAM. **R: A Language and environment for statistical computing**. Vienna, Austria: R Foundation for Statistical Computing, 2012.
- [42] SAMPAIO, I.B.M. **Estatística aplicada à experimentação animal**. Belo Horizonte: FEPMVZ, 2010. 264p.
- [43] SAMUELSON, B.; JORFELDT, L.; AHLBORG, B. Influence of vibration on endurance of maximal isometric contraction. **Clinical Physiology**, v. 9, p. 21-25, 1989.
- [44] ZAR, J.H. **Biostatistical analysis**. New Jersey: Prentice Hall, 1984, 718p.