

EFEITO AGUDO DA VARIAÇÃO DE DESLOCAMENTO E FREQUÊNCIA DE VIBRAÇÃO LOCAL SOBRE AS RESPOSTAS NEUROMUSCULARES

Leandro Vinhas de Paula, Universidade Federal de Ouro Preto, leandro@cedufop.ufop.br

Pedro Vieira Sarmet Moreira, Universidade Estadual Paulista, sarmet_treinamento@hotmail.com

Leszek Antoni Szmuchrowski, Universidade Federal de Minas Gerais, leszek_br@yahoo.com.br

Resumo. O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito agudo da variação de deslocamento e frequência de vibrações locais sobre as respostas neuromusculares (Atividade eletromiográfica - EMG e Força), com o monitoramento da aceleração. Dezenove homens saudáveis (idade = $22,43 \pm 2,76$ anos; massa corporal = $76,4 \pm 12,94$ kg; estatura = $175 \pm 6,76$ cm) executaram o exercício isométrico de flexão do cotovelo em duas condições experimentais: somente o exercício isométrico (Controle - CON); exercício com adição de vibrações locais (VL; Frequência = 20 ± 3 Hz, Deslocamento = 2-5mm). A adição de vibrações locais com variação de frequência e deslocamento durante o treinamento contra resistência induziu a um aumento da força máxima reduzindo a capacidade de sustentar da produção de força.

Palavras chave: Biomecânica, Vibrações locais, Força máxima, Resistência de Força, Atividade eletromiográfica.

1. INTRODUÇÃO

Em ciências do esporte, os primeiros estudos envolvendo a utilização de vibrações foram conduzidos como uma alternativa aos métodos convencionais para melhora da força e flexibilidade (Issurin e Tenenbaun, 1999). Porém, apenas recentemente a adição de vibrações tem ganhado importância em programas de treinamento, combinado à execução de exercícios de sustentação corporal sem carga externa (Cardinale e Bosco, 2003), em máquinas de musculação (Issurin e Tenenbaun, 1999), barras e pesos livres (Moras *et al.*, 2009; Luo *et al.*, 2008).

Os mecanismos que explicam a resposta humana à vibração durante o exercício, ainda não são claramente entendidos (Rittweger, 2010; Friesenbichler *et al.*, 2012). Contudo, tem sido sugerido que a alteração sinusoidal de comprimento da unidade musculotendínea (UMT) induzida pela vibração, estimula as terminações aferentes dos fusos musculares (FM) combinado à ativação voluntária. A estimulação dos FM produz um efeito excitatório sobre os motoneurônios alfa, levando a uma contração reflexa da musculatura agonista (Bongiovanni e Hagbarth, 1990; Rittweger, 2010). Como resultado da exposição à vibração, ocorre uma contração tônica da musculatura estimulada via reflexo tônico de vibração (RTV) e uma concomitante inibição da musculatura antagonista (Bongiovanni e Hagbarth, 1990; Cardinale e Bosco, 2003; Rittweger, 2010). Adicionalmente, em modelos animais tem sido mostrado que a estimulação randômica local é capaz de amplificar a resposta das terminações aferentes do FM (Cordo, 1996; Fallon *et al.*, 2004), induzindo um aumento da resposta reflexa ao estiramento sobre a musculatura sinérgica (Martinez *et al.*, 2007). Porém, nenhum destes estudos investigou as respostas motoras em modelos humanos diretamente com este tipo de estimulação (Luo *et al.*, 2008; Luo *et al.*, 2009). Além disso, permanece inconclusivo se a adição de vibrações locais produz algum efeito agudo positivo sobre o desempenho neuromuscular (Atividade eletromiográfica – EMG e força muscular) no treinamento contra-resistência, não sendo verificadas quaisquer alterações de desempenho (Luo *et al.*, 2008; Luo *et al.*, 2009; Marin e Rhea, 2010).

Desta forma, o objetivo deste estudo foi avaliar as respostas neuromusculares agudas à exposição de vibrações locais com a variação de deslocamento e frequência (randômica), associado ao monitoramento da aceleração imposta. Nós hipotetizamos que a adição de vibrações locais não deve interferir positivamente sobre a função muscular.

2. MATERIAL E MÉTODOS

2.1. Amostra e Desenho do estudo

Participaram do estudo 19 voluntários saudáveis ($22,43 \pm 2,76$ anos; $76,4 \pm 12,94$ kg; $175 \pm 6,76$ cm) do gênero masculino. Após os esclarecimentos necessários, os voluntários deram seu consentimento por escrito. O estudo foi aprovado no comitê de ética local (COEP – UFMG: CAAE - 0353.0.203.000-11) e executado em acordo com a declaração de Helsinque. O tamanho mínimo da amostra (17 voluntários) foi determinado considerando o nível de significância de 95% ($p < 0,05$) e poder estatístico de 90%, baseado em dados de testes piloto.

2.2. Equipamento para Aplicação de Vibrações

O equipamento permite que sejam executadas ações isométricas com ou sem adição de vibrações localizadas. O deslocamento máximo permitido de 6 mm e frequência de rotação do motor de até 30Hz. O equipamento é composto

por dois sistemas independentes, que podem ser acionados juntos ou separadamente. O primeiro é composto por um motor de indução e um inversor de frequência (modelos IP55, 1492 W, 1740 rpm e CFW08 respectivamente, WEG®, Jaraguá do Sul, Santa Catarina, Brasil) conexo com um eixo excêntrico que traciona ou empurra uma peça rolamentada adjacente a um cabo de aço. A velocidade de rotação do motor é determinada através da interface homem-máquina do inversor. Para a geração vibrações locais, o primeiro sistema foi acionado com uma velocidade de rotação do motor de 1200rpm (20 Hz) com um eixo excêntrico de 3 mm de deslocamento.

O segundo é composto por um motor de indução controlado por um inversor (modelos IP55, 3729 Watts, 1800 rpm e CFW09 respectivamente, WEG®, Jaraguá do Sul, Santa Catarina, Brasil) também acoplado a um eixo excêntrico. Para a determinação da frequência de vibração, foi gerado um sinal sinusoidal de 0,1 Hz combinado com um ruído branco uniforme através do software LabView® (National Instruments, Austin, Texas, USA). O sinal foi gerado para uma placa de aquisição de dados (0 a +5V, NI-DAQ I/O, USB6009®, National Instruments, Austin, Texas, USA) de uma saída analógica para as entradas analógicas de referência de velocidade do motor no inversor, onde é amplificado para uma escala de 0 a +10V. No segundo sistema, com valor máximo de 2,93V e mínimo de 3,96V, proporcional à faixa de velocidade motor de 1020 a 1380 rpm (17-23Hz). Neste sistema, o motor foi conectado a um eixo excêntrico com deslocamento de 2 mm. O movimento dos eixos nos dois sistemas tensiona o cabo produzindo um deslocamento (mm) condicionado pelo seu grau de excentricidade. Desta forma, a tensão sobre o cabo produzia um torque na direção oposta ao torque resultante da ação muscular.

2.3. Protocolo experimental

O exercício executado foi a ação isométrica máxima dos músculos flexores do cotovelo do membro dominante em um banco do tipo “Scott”. 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 (Issurin e Tenenbaun, 1999). A articulação radio-ulnar permaneceu em supinação e o cotovelo em flexão em aproximadamente 90 graus. Durante as sessões, o membro contralateral permaneceu estendido sobre o banco para acionar o trigger manual, e sincronizar a EMG com a força muscular. Para fixação e estabilização do cotovelo, o banco possuía uma peça de apoio ajustável de acordo com as dimensões dos membros superiores, localizada na porção central de uma placa de borracha vazada sobre o suporte do banco. O banco possuía ainda ajustes para regulagem da angulação e deslizamento do suporte.

Em seguida, após a familiarização com o exercício, os indivíduos foram submetidos aos testes com forte encorajamento verbal. Entre as sessões foram respeitados de cinco a sete dias de intervalo, executadas sempre no mesmo horário do dia. No início das sessões, os voluntários realizaram um aquecimento composto por uma atividade de corrida leve (5 minutos), seguido por um exercício em um cicloergômetro para membros superiores (Maxx®, Hidrofit, Belo Horizonte, Brasil) de 5 minutos.

Após o aquecimento, os indivíduos foram posicionados sobre o banco, fixados os cabos para medição da EMG sobre os eletrodos, e colocadas as órteses nas mãos para estabilização da articulação do punho. O protocolo dos tratamentos consistiu de 5 contrações voluntárias máximas, de 12 segundos de duração cada e 5 minutos de recuperação entre as séries com (VL) ou sem vibrações (CON). No tratamento VL, foram aplicadas vibrações locais com uma faixa de frequência de vibração de 20 ± 3 Hz e de 2-5 mm de deslocamento pico-a-pico (Luo *et al.*, 2008; Marin e Rhea, 2010). Durante cada uma das ações musculares, foi solicitado aos indivíduos que acionassem o botão do trigger e imediatamente após executar o exercício de flexão isométrica de cotovelo.

2.5. Medição da EMG, força muscular e aceleração

Para a aquisição do sinal eletromiográfico, foi efetuada a tricotomização da pele e colocação de eletrodos sobre os músculos bíceps e tríceps braquial (porção lateral) (Mischi e Cardinale, 2009). Após o aquecimento, foi efetuado a marcação dos sítios de coleta e o posicionamento dos eletrodos. Durante a experimentação, foi solicitado aos voluntários a manutenção das marcações dos sítios de coleta sobre a pele. Foram utilizados eletrodos Ag/AgCl circulares de 10 mm de diâmetro 3M® modelo 2223BRQ com configuração bipolar e 20 mm de distância inter-eletrodos centro-a-centro.

Os sinais EMG foram amplificados diferencialmente (ganho de amplificação total = 2000 vezes, impedância de entrada = 109 Ω , módulo de rejeição comum = >100 dB, noiseratio < 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.

A EMG foi suavizado com filtro analógico passa-banda de 20-500 Hz. Em todas as condições experimentais a EMG teve a faixa principal de vibração e seus harmônicos, rejeitados por filtros rejeita faixa (butterworth, zero lag, 4ª ordem) com faixas de 16-24 Hz, 36-44 Hz e 56 – 64 Hz. Em seguida, foi determinado o onset da EMG por meio do método do limiar utilizando o sinal móvel obtido pelo cálculo da raiz quadrada da média dos quadrados (RMS). O onset EMG foi considerado como a primeira amostra em que as seguintes condições foram atendidas: (I) o valor de RMS na amostra instantânea deveria ser maior que o valor da linha base mais 0,5% do RMS de pico; e (II) o valor médio de RMS obtido

a partir da próxima janela de 50 ms (de i até $i+50$ ms, em que “ i ” é o número da amostra), seja maior que o valor basal adicionado de 1% do RMS de pico. 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. Por fim, foi efetuada a quantificação no domínio do tempo por meio do RMS da atividade eletromiográfica absoluta (μV) para os músculos bíceps e tríceps braquial. Para o cálculo das variáveis, foram utilizados os 10 segundos iniciais dos 12 segundos de contração.

Os dados de força foram adquiridos empregando uma célula de carga de tração e compressão, com capacidade de 2000 N conectada com um puxador. A célula de carga foi previamente aferida em cada dia de experimentação por intermédio de um teste aleatório de aferição. O sinal de força, em todas as condições experimentais teve a faixa principal de vibração e ruídos rejeitados por um filtro butterworth, zero lag, de 4ª ordem, passa baixa de 15 Hz. Os valores médios de cinco contrações foram utilizados para o cálculo das variáveis. Para a determinação das variáveis de força foi determinado o onset da força, definido como o ponto em que a curva de força excede o valor da linha-base mais 2,5% do maior valor de força da série de dados. Em seguida, foi quantificado o pico de força (PF) do onset ao segundo ‘10’. O Índice de fadiga (FI) foi determinado por meio da diferença percentual do pico de força à força no segundo ‘10’, 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 a1000 Hz. Com o objetivo de evitar interferências da rede elétrica, os dados de acelerometria foram filtrados com um filtro butterworth de quarta ordem rejeita-faixa de 59 – 61 Hz. Foram quantificados a aceleração de pico (a_{pico}) e aceleração média em RMS (a_{rms}) do eixo “y” nos seis segundos iniciais, correspondente à direção da vibração e da ação muscular. A transformada rápida Fourier aplicada para verificar a frequência de pico de vibração (F_{peak}). Para a análise dos dados EMG, força e aceleração foi empregado o software Matlab®, versão 7.9 (Mathworks, Natick, USA).

2.6. Análise Estatística

Previamente, para todas as variáveis foram verificados os pressupostos de normalidade através do teste de Shapiro-Wilk, e homocedasticidade por meio do teste de Bartlett. Quando algum dos pressupostos foi violado, efetuou-se uma transformação logarítmica e novamente efetuados os testes de normalidade e homocedasticidade. Para verificação das respostas agudas de força e eletromiografia do músculo bíceps e tríceps braquial, foi empregada uma ANOVA one-way. Caso valor de “F” fosse significativo foi utilizado um teste de Tukey. As variáveis para controle da magnitude da vibração (aceleração média, pico de aceleração e frequência de pico) foram descritas em forma de média (desvio padrão). 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.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Tabela 1. Respostas neuromusculares, aceleração e frequência de vibração (média \pm desvio padrão) durante os tratamentos. O asterisco (*) indica diferenças entre os tratamentos ($p < 0,05$).

Variável	CON	VL
PF (N)	173,75 \pm 23,74	192,27 \pm 21,28*
IF (%)	13,73 \pm 4,68	19,52 \pm 5,45*
RMS _{bic} (μV)	441,48 \pm 165,17	466,94 \pm 140,20
RMS _{tric} (μV)	59,72 \pm 27,10	73,68 \pm 44,07
a_{rms} (m/s^{-2})	0,64 \pm 0,29	35,86 \pm 4,81
a_{pico} (m/s^{-2})	3,83 \pm 2,6	99,46 \pm 15,49
F_{Pico} (Hz)	12,52 \pm 3,06	20,01 \pm 0,13

Com o intuito de avaliar as respostas neuromusculares agudas à exposição de vibrações, nós hipotizamos que a adição de vibrações locais não interferiria sobre a função muscular. Nossos resultados estiveram de acordo com nossa hipótese, no sentido de que as vibrações locais não interferiram sobre a EMG agonista e antagonista (Tabela 1). No entanto, rejeitamos a hipótese em parte, pois foi verificado um aumento significativo de 9,63% do pico de força ($p < 0,001$) e de 29,66% do índice de fadiga ($p < 0,001$) em relação ao tratamento controle, resultantes da adição de vibrações com variação de deslocamento e frequência (Aceleração média \approx 4g). A figura 1 e a tabela 1 a seguir mostram os valores obtidos durante a experimentação.

Uma explicação para a melhoria do desempenho de força, resultante das vibrações senoidais, poderia estar relacionada com o RTV. Porém esta explicação parece improvável, pois o aparecimento do RTV tem sido verificado

por meio da estimulação direta sobre a musculatura relaxada, e não em contração como no experimento atual. Segundo, o aparecimento do RTV tem sido verificado somente após 30 segundos de exposição à vibração, superior aos 12 segundos de estimulação adotados (Bongiovanni e Haghbarth, 1990; Rittweger, 2010).

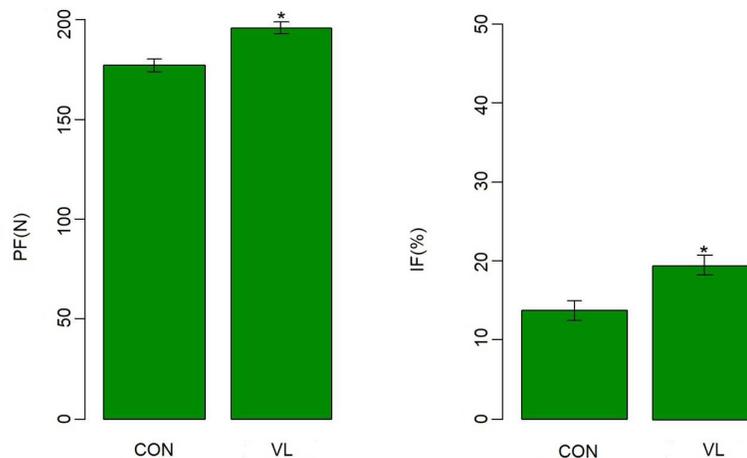


Figure 1. Valores médios do pico de força (N) e índice de fadiga (%) durante os tratamentos. O asterisco (*) indica diferenças entre os tratamentos ($p < 0,05$).

Baseado nos resultados encontrados, possivelmente a força máxima pode ter sido alterada por ao menos um dos mecanismos contráteis ou elásticos durante a contração sustentada. O torque aplicado na direção oposta ao encurtamento induz a rápidos e pequenos alongamentos da UMT (Silva *et al.*, 2008). O alongamento durante o desenvolvimento de força pode levar a um aumento abrupto da rigidez da UMT, e conseqüentemente da resposta força (Monroy *et al.*, 2007; Edman, 2012). Além disso, os componentes elásticos em série e paralelo da UMT podem ser deformados e parte da energia cinética proveniente da vibração, armazenada em forma de energia potencial elástica. A energia armazenada pode auxiliar na produção de um momento restaurador durante a contração (Rittweger, 2010).

No entanto, Friesenbichler *et al.* (2012) verificaram uma redução do pico de torque e uma elevação da EMG agonista (deslocamento = $6 \pm 2,2$ mm e frequência = 20 – 45Hz), sugerindo que a estimulação vibratória indireta é um fator intensificador do treinamento de força. O deslocamento máximo adotado neste estudo foi superior a todos os estudos encontrados que utilizaram VL (Issurin e Tenenbaun, 1999; Luo *et al.*, 2008; Luo *et al.*, 2009; Mischi e Cardinale, 2009; Marin e Rhea, 2010). Isto pode ter reduzido o desenvolvimento de torque por meio de um reflexo inibitório, via órgão tendinoso de golgi (Fallon *et al.*, 2004; Rittweger, 2010). Além disso, devido ao protocolo ter sido executado em somente um dia, os intervalos possivelmente foram insuficientes para recuperação (2 minutos entre séries e 5 minutos entre condições). Sendo assim, não é possível excluir a interferência da fadiga metabólica e mecânica dos componentes elásticos sobre os resultados.

A indicação de aumento significativo do IF em relação ao tratamento controle mostrou uma redução da capacidade de sustentar a produção de força no tempo, corroborando com os relatos de que a exposição aguda a vibrações senoidais locais tem reduzido o tempo para exaustão em ações isométricas (Samuelson *et al.*, 1989), o número de repetições em ações dinâmicas e acelerado o aumento da concentração de lactato (Couto *et al.*, 2013).

Uma possível explicação pode estar relacionada com a fadiga mecânica dos componentes elásticos, duração de contração (12 segundos), um maior e mais rápido recrutamento das UM's e uma elevação da frequência de disparo das mesmas (Friesenbichler *et al.*, 2012). Porém não é possível afirmar se isto de fato ocorreu, pois não foi verificado um aumento da EMG, necessitando de uma análise mais detalhada no domínio do tempo e da frequência. Desta forma, é recomendado que novos estudos determinem a frequência mediana e a magnitude em RMS do sinal EMG correspondente a cada uma das variáveis estudadas na curva força – tempo.

4. CONCLUSÃO

Em suma, a variação de frequência e deslocamento foi suficiente para induzir aumento agudo sobre a força máxima (Aceleração média $\approx 4g$) e aumentar a eficácia da unidade de treinamento. A melhora da força máxima foi mediada provavelmente por fatores contráteis, relacionados com o aumento da rigidez da UMT e/ou aproveitamento da energia elástica, reduzindo a capacidade de sustentar da produção de força possivelmente pela fadiga mecânica dos componentes elásticos, pois a EMG permaneceu inalterada.

5. REFERÊNCIAS

- Bongiovanni, L.G., Hagbarth, K. 1990, “Tonic vibration reflexes elicited during fatigue from maximal voluntary contractions in man”, *Journal of Physiology*, Vol. 423, pp.1-14.
- Cardinale, M., Bosco, C. 2003, “The use of vibration as an exercise intervention”, *Exercise and Sport Science Reviews* Vol.31, pp. 3-7.
- Cordo, P., Inglis, J.T., Verschueren, S., Collins, J.J., Merfeld D.M. 1996, “Noise in human muscle spindles”, *Nature* Vol. 383, pp.769-770.
- Couto, B.P., Silva, H.R., Filho, A.G., Neves, S.R.S., Ramos, M.G., Szmuchrowski, L.A., Barbosa, M.P. 2013, “Acute effects of resistance training with local vibration”, *International Journal Sports Medicine*, Vol. 34, pp.1-6.
- Edman, K.A.P. 2012, “Residual force enhancement after stretch in striated muscle: a consequence of increased myofilament overlap?”, *Journal of Physiology*, Vol.590, pp.1339-1345.
- Fallon, J.B., Carr, R.W., Morgan, D.L. 2004, “Stochastic resonance in muscle receptors”, *Journal of Neurophysiology*, Vol. 91, pp.2429-2436.
- Friesenbichler, B., Coza, A., Nigg, B.M. 2012, “Reduced elbow extension torque during vibrations *Journal of Biomechanics*, Vol. 45, pp. 2203–2207.
- Issurin, V.B., Tenenbaum, G. 1999, “Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes”, *Journal of Sports Sciences*, Vol.17, pp. 177-182.
- Luo, J., Mcnamara, B., Moran, K. 2008, “Effect of vibration training on neuromuscular output with ballistic knee extensions”, *Journal of Sports Sciences*, Vol. 26, pp. 1365-1373.
- Luo, J., Clarke, M., Mcnamara, B., Moran, K. 2009, “Influence of resistance load on neuromuscular response to vibration training”, *Journal of Strength and Conditioning Research*, Vol. 23, pp. 420-426.
- Marin, P.J., Rhea, M.R. 2010, “Effects of vibration training on muscle strength: meta-analysis”, *Journal of Strength and Conditioning Research*, Vol. 24, pp. 548-556.
- Martinez, L., Pérez, T., Mirasso, C.R., Manjarrez, E. 2007, “Stochastic Resonance in the motor system: effects of noise on the monosynaptic reflex pathway of the cat spinal cord”, *Journal of Neurophysiology*, Vol.97, pp.4007-4016.
- Mischi, M., Cardinale, M. 2009, “The effects of a 28Hz vibration on arm muscle activity during isometric exercise”, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Vol. 41, pp. 645-652.
- Monroy, J.A., Lappin, A.K., Nishikawa, K.C. 2007, “Elastic properties of active muscle: on the rebound?” *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Vol. 35, pp.174-179.
- Moras, G., Jimenez, S.R., Fajardo, J.T., Hanz, D., Mujika, I. 2009, “A vibratory bar for upper body: Feasibility and acute effects on EMG activity”, *Journal of Strength and Conditioning Research*, Vol. 24, pp.1-11.
- Rittweger, J. 2010, “Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be”, *European Journal of Applied Physiology*, Vol.108, pp. 877-904.
- Samuelson, B., Jorfeldt, L., Ahlborg, B. 1989, “Influence of vibration on endurance of maximal isometric contraction”, *Clinical Physiology*, Vol.9, pp.21-25.
- Silva, H.R., Couto, B.P., Szmuchrowski, L.A. 2008, “Effects of mechanical vibration applied in the opposite direction of muscle shortening on maximal isometric strength”, *J Strength Cond Res*, Vol.22, pp.1031-1036.

4. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à Universidade Federal de Ouro Preto e a Fundação de amparo à Pesquisa de Minas Gerais – FAPEMIG (Edital.Universal Fapemig – Edital 18782) pelo apoio financeiro.

5. ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the acute effect of the displacement variation and frequency of local vibration on neuromuscular (Electrical Activity - EMG and Force), with monitoring of acceleration. Nineteen healthy men (age = 22.43 ± 2.76 years; body mass = 76.4 ± 12.94 kg, height = 175 ± 6.76 cm) performed isometric exercise of elbow flexion in two experimental conditions: only isometric exercise (control - CON); exercise with addition of local vibrations (VL, frequency = 20 ± 3 Hz, Displacement = 2-5 mm). The addition of local vibrations with frequency and displacement variation in the resistance training, induced an increase of the maximal strength and reducing the capacity to sustain force generation.

6. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

O(s) autor(es) é (são) os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.