

Leandro Vinhas de Paula

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

Belo Horizonte
2013

Leandro Vinhas de Paula

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

Dissertação apresentada ao Programa de Pós - graduação em Ciências do Esporte, da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências do Esporte.

Área de Concentração: Treinamento Esportivo.

Orientador: Prof. Dr. Leszek Antoni Szmuchrowski

Belo Horizonte
2013

P324r Paula, Leandro Vinhas de
2013 Respostas neuromusculares agudas a estimulação vibratória local no exercício de flexão de cotovelo em banco "scott". [manuscrito] / Leandro Vinhas de Paula – 2013. 91 f., enc.:il.

Orientador: Leszek Antoni Szmuchrowski

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.

Bibliografia: f. 68-73

1. Musculação - Teses. 2. Eletromiografia - Teses. 3. Esportes – Treinamento esportivo – Teses. I. Szmuchrowski, Leszek. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. III. Título.

CDU: 796.015

Ficha catalográfica elaborada pela equipe de bibliotecários da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais.



Universidade Federal de Minas Gerais
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.
Programa de Pós-Graduação em Ciências do Esporte



Dissertação intitulada **“Respostas neuromusculares agudas à estimulação vibratória local no exercício de flexão de cotovelo em banco “Scott”**”, de autoria do mestrando **Leandro Vinhas de Paula**, defendida em 26 de abril de 2013, na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais e submetida à banca examinadora composta pelos professores:

Prof. Dr. Leszek Antoni Szmuchrowski
Departamento de Esportes
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Universidade Federal de Minas Gerais

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

Prof. Dr. Rudolf Huebner
Departamento de Engenharia Mecânica
Escola de Engenharia
Universidade Federal de Minas Gerais

Belo Horizonte, 26 de abril de 2013.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais Antonio Batista de Paula e Ieda Celina Vinhas de Paula, ao meu irmão Alexandre Vinhas de Paula, aos meus avós paternos João Batista Pereira III (In memoriam) e Aurora Maria de Paula Pereira (In memoriam) e maternos Juscelino Alves Vinhas (In memoriam) e Maria Benvinda Vinhas (In memoriam), exemplos maiores que tenho em minha vida.

AGRADECIMENTOS

À Deus por me conceder a graça de concluir mais essa etapa de minha formação e por toda a fortaleza e discernimento durante este período.

Aos meus pais Antônio e Lêda e meu irmão Alexandre suporte da minha vida.

Aos amigos em especial Bruno e Eduardo e toda turma do Colégio Tiradentes de Passos-MG. Aos amigos Vinicius e Lucas Rodrigues meus sinceros agradecimentos. A Jacielle Carolina Ferreira e João Gustavo Claudino pelas suas contribuições. A Débora Luiza Paiva pelo carinho e compreensão.

Aos treinadores Benedito Pereira (CRASSEM/ Passos-MG), Márcia Regina da Silveira (Colégio Tiradentes de Passos), Leandro Rezende (SESI/ Nacional/ Uberlândia-MG) que tive no handebol: muito obrigado.

À todos os professores no período escolar que tive ao longo da vida. Aos professores, técnico-administrativos e colegas da 59ª turma da Faculdade de Educação Física, da Universidade Federal de Uberlândia. Neste texto há um pouco de todos vocês. Ao Prof. Dr. Leszek Antoni Szmuchrowski pela oportunidade.

Aos colegas de trabalho e alunos do Centro Desportivo da Universidade Federal de Ouro Preto, e aos alunos dos projetos de extensão da UFOP.

Aos funcionários (Colegiado, Portaria, Vigilância, Limpeza, Almoxxarifados, Serviços Gerais) da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional – UFMG. E por fim, a todos aqueles que de alguma maneira contribuíram para a realização deste trabalho.

Meus sinceros agradecimentos.

EPÍGRAFE

“Num dia qualquer, em quaisquer circunstâncias você sabe que tem um limite. Você vai até esse limite, você toca esse limite, e diz: 'Certo esse é o limite!' Quando você chega a esse ponto, algo acontece. Você descobre que pode ir um pouco mais além...”

Ayrton Senna da Silva

RESUMO

Os efeitos deletérios sobre saúde relacionados à vibração no campo da medicina física e terapia ocupacional têm sido previamente reportados. No esporte estas regras são inexistentes, embora em diversos esportes os atletas sejam submetidos a consideráveis cargas vibratórias. Nos últimos anos, a significância da adição de vibrações mecânicas tem ganhado importância como um novo recurso de treinamento devido ao grande interesse na melhoria do desempenho de força e potência. Permanece ainda inconclusivo, se a adição de vibrações produz algum efeito agudo sobre as respostas neuromusculares no treinamento contra-resistência. Desta maneira, objetivo do presente estudo foi avaliar o efeito agudo do treinamento de força isométrica com adição de vibrações sobre as respostas neuromusculares. Vinte voluntários destreinados do gênero masculino foram submetidos a 4 situações experimentais ao qual o exercício foi a flexão isométrica de cotovelo em banco "Scott". As situações experimentais foram: (A) treinamento isométrico sem vibrações (Controle); (B) treinamento isométrico com vibrações do tipo senoidal (frequência de 20Hz, e deslocamento de 3mm), (C) treinamento isométrico com vibrações do tipo randômico (frequência de 20 ± 3 Hz, e deslocamento de 3mm), (D) treinamento isométrico com a combinação de vibrações do tipo senoidal e randômico (frequência de 20Hz e deslocamento de 2mm e 20 ± 3 Hz; e deslocamento de 3mm). Os indivíduos executaram em cada experimento 5 séries de contrações isométricas máximas com duração de 10 segundos intervaladas por 5 minutos recuperação. Durante as situações experimentais foram mensuradas a força máxima (Fmax), força média (Fmed), pico de força (PForça), taxa de produção de força em intervalos de 50 e 100ms (TPF50 e TPF100), índice de Fadiga (IF), atividade eletromiográfica dos músculos bíceps braquial e tríceps braquial (RMSEmg_{bíceps} e RMSEmg_{tríceps}), aceleração máxima (a_{pico}) e média (a_{rms}). A adição de vibrações locais ao treinamento isométrico aumentou significativamente a Fmax, PForça, Fmed e TPF50. Para a TPF100 foi demonstrado um aumento significativo nos tratamentos senoidal e combinado em relação ao tratamento controle. Embora o tratamento randômico tenha apresentado valores superiores em relação ao grupo controle, o aumento não foi significativo. A adição de vibrações produziu uma redução significativa de desempenho (IF) para os tratamentos senoidal e combinado em relação ao tratamento controle. Apesar da redução média de desempenho demonstrada do tratamento randômico em relação ao grupo controle, as diferenças não foram significativas. Não foram demonstradas alterações significativas entre os tratamentos para a atividade eletromiográfica dos músculos bíceps e tríceps braquial (RMSEmg_{bíceps} e RMSEmg_{tríceps}). A partir dos resultados pode-se concluir que a adição de vibrações por intermédio dos tratamentos senoidal, randômico e combinado afetam o desempenho de força máxima e força explosiva com intervalos completos de recuperação em indivíduos destreinados sem diferenças entre si. Foi então sugerido uma possível contribuição dos componentes elásticos dentro da músculo para o aumento da produção de força, pois a atividade eletromiográfica para a musculatura agonista e antagonista em todos os tratamentos no exercício de flexão de cotovelo foi semelhante. O tratamento com adição de vibrações senoidal e combinado produziu uma redução de desempenho maior que o treinamento isométrico tradicional. Com a adição de vibrações randômicas ao treinamento isométrico não houve uma redução de desempenho em relação ao treinamento com ou sem adição de vibrações.

Palavras-chave: Efeito agudo, Vibrações mecânicas, Treinamento de força, Força máxima, Força explosiva, atividade eletromiográfica.

ABSTRACT

The deleterious effects on health-related vibration in the field of physical medicine and occupational therapy have been previously reported. In sports these rules aren't existents, although in several sports athletes undergo considerable vibratory loads. In recent years, the significance of the addition of mechanical vibration has gained account as a new training resource due to the great interest in improving the performance of strength and power. The aim of this study was evaluate the acute effects of the isometric strength training with addition of vibrations about the neuromuscular responses. Twenty detraining male volunteers were submitted to 4 (four) treatments to which the exercise was the elbow flexion in "Scott" bench. The experiments were: (A) isometric training without vibration (Control); (B) isometric training with sinusoidal vibration (20Hz; 3mm), (C) isometric training with random vibration (20 ± 3 Hz, 3mm), (D) isometric training with the combination of sinusoidal and random vibrations (20Hz; 2mm and 20 ± 3 Hz; 3mm). The volunteers performed in each treatment 5 series of maximal isometric contractions with duration of 10s spaced by 5 minutes recovery. During the treatments were measured the maximal strength (F_{max}), mean strength (F_{med}), peak of isometric strength ($PFor\grave{c}a$), rate of force development at intervals of 50ms and 100ms (TPF50 and TPF100), Fatigue index (IF), electromyographycal activity of the biceps and triceps muscles ($RMSemg_{biceps}$ and $RMSemg_{triceps}$), maximal (a_{pico}) and mean (a_{rms}) acceleration. The addition of local vibrations to the isometric training increased significantly to F_{max} , $PFor\grave{c}a$, F_{med} and TPF50. For the TPF100 was shown a significant increase in the sinusoidal, random and combined treatments compared to control treatment. Although the random treatment has presented higher mean values compared to control treatment, the increase was not significant. The addition of local vibrations produced a significant reduction of performance (IF) for the sinusoidal and combined treatments compared to control treatment. In spite of the mean reduction of performance shown of the random treatment compared the group control, the differences were not significant. They were not shown significant alterations between the treatment for the electromyographycal activity of the muscles biceps and triceps brachial ($RMSemg_{biceps}$ and $RMSemg_{triceps}$). From the results was conclude that the addition of vibrations through the sinusoidal, random and combined treatments affects the performance of maximal and explosive strength intervals with complete recovery in untrained without differences among themselves. The treatment with addition of vibrations sinusoidal and combined a decrease of greater performance than the traditional isometric training. With the addition of the random vibrations to the isometric training, there was not a decreased of performance compared to training with or without addition of vibrations. The electromyographycal activity of the muscles agonist and antagonist in all of the treatments in the elbow flexion exercise was similar.

Key-words: Acute effects, mechanical vibrations, strength training, maximal strength, explosive strength, electromyographycal activity.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Partes componentes da resposta humana à vibração....	13
Figura 2.	Relação entre frequência de estímulo e resposta.....	16
Figura 3.	Representação da aceleração, frequência, amplitude e período.....	17
Figura. 4.	Exemplos de tipos de movimento oscilatório.....	18
Figura 5.	Figura 5. Diferentes dispositivos para aplicação de vibrações: (a). Aplicação de vibrações locais sobre o músculo; (b) <i>WBV</i> ; (c). Aplicação de vibrações locais (treinamento da força) (d). Aplicação de vibrações locais (treinamento da flexibilidade).....	20
Figura 6.	Processo de recrutamento de voluntários.....	33
Figura 7.	Banco Scott – Ajustes: (A) Placa de borracha sobre o suporte do banco e apoio ajustável para o cotovelo; (B) Ajuste de altura do assento; (C e D) Ajuste de angulação do suporte do banco; (E) Ajuste de altura por deslizamento do suporte do banco; (F) Ajustamento da distância do banco em relação ao equipamento.....	36
Figura 8.	Exercício de flexão de cotovelo em banco <i>Scott</i> : (A)Vista Lateral; (B) Vista Superior; (C) Vista frontal.....	37
Figura 9.	(A) Determinação da angulação entre antebraço e braço com um goniômetro para ajuste da posição do banco para realização do exercício de flexão de cotovelo. (B) Exercício de extensão de cotovelo para normalização da atividade eletromiográfica do tríceps.....	40
Figura 10.	Posição de colocação de eletrodos (marcação em “x”): (A) Músculo bíceps braquial; (B) Músculo tríceps braquial – cabeça lateral.....	41
Figura 11.	Cicloergômetro <i>MAXX®</i> padrão <i>Monark</i> adaptado para membros superiores.....	42
Figura 12.	(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.....	43
Figura 13.	Sistema de aquisição de sinais e sensores (EMG System do Brasil, São José dos Campos, Brasil).....	44
Figura 14.	Organização do protocolo experimental.....	45
Figura 15.	Equipamento para aplicação de vibrações.....	46
Figura 16.	Interface para determinação da frequência de vibração: valor máximo e valor mínimo de referência.....	47
Figura 17.	(A) Sinal eletromiográfico do músculo bíceps braquial no domínio do tempo (Voltagem vs tempo), (B) Sinal eletromiográfico do músculo tríceps no domínio do tempo (Voltagem vs tempo), (C) Sinal eletromiográfico	

	no domínio da frequência (Voltagem vs Frequência).....	58
Figura 18.	(A) Dados de aceleração no domínio da frequência: tratamento senoidal, (B) Dados de aceleração no domínio da frequência: tratamento randômico, (C) Dados de aceleração no domínio da frequência: tratamento combinado (senrand).....	60
Figura 19.	Resultados dos testes de normalidade, homocedasticidade, quadro de análise de variância e resultados dos testes de comparações múltiplas da variável Força Máxima.....	73
Figura 20.	Resultados dos testes de normalidade, homocedasticidade, quadro de análise de variância e resultados dos testes de comparações múltiplas da variável Força Média.....	74
Figura 21.	Resultados dos testes de normalidade, homocedasticidade, quadro de análise de variância e resultados dos testes de comparações múltiplas da variável Pico de Força.....	75
Figura 22.	Resultados dos testes de normalidade, homocedasticidade, quadro de análise de variância e resultados dos testes de comparações múltiplas da variável índice de fadiga.....	76
Figura 23.	Resultados dos testes de normalidade, homocedasticidade, quadro de análise de variância e resultados dos testes de comparações múltiplas da variável taxa de produção (TPF50).....	77
Figura 24.	Resultados dos testes de normalidade, homocedasticidade, quadro de análise de variância e resultados dos testes de comparações múltiplas da variável taxa de produção (TPF100).....	78
Figura 25.	Resultados dos testes de normalidade, homocedasticidade, quadro de análise de variância e resultados dos testes de comparações múltiplas da variável atividade eletromiográfica do músculo bíceps braquial normalizada (RMSEmg _{bíceps}).....	79
Figura 26.	Resultados dos testes de normalidade, homocedasticidade, quadro de análise de variância e resultados dos testes de comparações múltiplas da variável atividade eletromiográfica do músculo bíceps braquial normalizada (RMSEmg _{bíceps}).....	80

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1.	Força máxima média das repetições para os tratamentos (*Indica diferença significativa, $p \leq 0.05$).....	52
Gráfico 2.	Força média da média das repetições para os tratamentos (*Indica diferença significativa, $p \leq 0.05$).....	53
Gráfico 3.	Pico de Força médio das repetições para os tratamentos (*Indica diferença significativa, $p \leq 0.05$).....	54
Gráfico 4.	Índice de Fadiga da média das repetições para os tratamentos (*Indica diferença significativa, $p \leq 0.05$).....	54
Gráfico 5.	Taxa de produção de força média determinada com intervalo de 50ms para os tratamentos (*Indica diferença significativa, $p \leq 0.05$).....	55
Gráfico 6.	Taxa de produção de força média determinada com intervalo de 100ms para os tratamentos (*Indica diferença significativa, $p \leq 0.05$).....	56
Gráfico 7.	Atividade eletromiográfica média do músculo bíceps braquial (RMSEMG _{BÍCEPS} %) para os tratamentos (*Indica diferença significativa, $p \leq 0.05$).....	57
Gráfico 8.	Atividade eletromiográfica média do músculo tríceps braquial (RMSEMG _{TRÍCEPS} %) para os tratamentos (*Indica diferença significativa, $p \leq 0.05$)	57
Gráfico 9.	Análise de resíduo de variância da variável Força máxima (Fmax) para verificação dos pressupostos de normalidade e homocedasticidade.....	81
Gráfico 10.	Análise de resíduo de variância da variável Força média (Fmed) para verificação dos pressupostos de normalidade e homocedasticidade.....	82
Gráfico 11.	Análise de resíduo de variância da variável Pico de Força (PForça) para verificação dos pressupostos de normalidade e homocedasticidade.	83
Gráfico 12.	Análise de resíduo de variância da variável índice de fadiga (IF) para verificação dos pressupostos de normalidade e homocedasticidade.....	84
Gráfico 13.	Análise de resíduo de variância da variável taxa de produção de força (TPF50) para verificação dos pressupostos de normalidade e homocedasticidade.....	85
Gráfico 14.	Análise de resíduo de variância da variável taxa de produção de força (TPF100) para verificação dos pressupostos de normalidade e homocedasticidade.....	86
Gráfico 15.	Análise de resíduo de variância da variável atividade eletromiográfica do músculo bíceps braquial (RMSEMG _{biceps}) para verificação dos pressupostos de normalidade e homocedasticidade.....	87

TABELAS

Tabela 1.	Caracterização da Amostra.....	33
Tabela 2.	Valores médios e de desvio padrão para Fmax, Fmed, Pico de Força (kgf), IF (%), TPF50, TPF100 (kgf.s ⁻¹) para cada situação experimental.....	56
Tabela 3.	Valores médios e desvio padrão da RMSEmg _{biceps} e RMSEmg _{triceps} absoluta (mV) e normalizada (%) para cada situação experimental.....	59
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.....	59

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

a_{rms} – raiz quadrada da média do quadrado da aceleração.
 a_{Pico} - Pico da Aceleração.
CV - Coeficiente de variação.
CVMI - Contração Isométrica Voluntária Máxima.
EMGrms - Root Mean Square da Atividade Eletromiográfica (raiz quadrada da média do quadrado da aceleração linear).
 f_{pico} - Frequência de Pico de Aceleração.
PForça - Pico de Força.
Fmáx - Força máxima.
Fmed - Força Média
FM – fuso muscular.
GC% - Percentual de gordura corporal.
HTV – Hand-transmitted vibration (vibração local)
IHM - Interface Homem-Máquina.
IF - Índice de Fadiga.
rWBV – Random Whole Body Vibration (vibração randômica de corpo inteiro).
1RM – Uma repetição máxima.
RE – Ressonância estocástica.
RMS – Root Mean Square (raiz quadrada da média do quadrado).
RMSemg_{biceps} - Root Mean Square da Atividade Eletromiográfica do músculo bíceps braquial (raiz quadrada da média do quadrado da atividade eletromiográfica do músculo bíceps).
RMSemg_{triceps} - Root Mean Square da Atividade Eletromiográfica do músculo tríceps braquial (raiz quadrada da média do quadrado da atividade eletromiográfica do músculo triceps).
RTV - Reflexo Tônico de Vibração.
SENIAM - Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles.
SenRand –Treinamento isométrico com a combinação de vibrações do tipo senoidal e randômico (Tratamento D).
TCLE - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.
TPF50 - Taxa de produção de força calculada em intervalos sucessivos de 50ms.
TPF100 - Taxa de produção de força calculada em intervalos sucessivos de 100ms.
URA – Umidade relativa do ar.
UMT – Unidade músculo-tendínea
WBV – Whole-Body Vibration (vibração de corpo inteiro).

SUMÁRIO

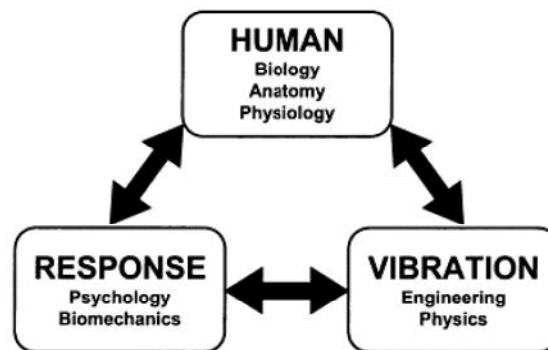
1. INTRODUÇÃO	13
2. REVISÃO DE LITERATURA	15
3. JUSTIFICATIVA.....	29
4. OBJETIVOS.....	30
5. HIPÓTESES.....	31
6. MATERIAIS E MÉTODO.....	32
6.1. Delineamento experimental	32
6.2. Cuidados éticos	32
6.3. Amostra	32
6.4. Local de realização.....	33
6.5. Situações experimentais.....	34
6.6. Exercício.....	35
6.7. Procedimentos.....	38
6.8. Equipamento para aplicação de vibrações	45
6.9. Análise dos Resultados	48
7. RESULTADOS	52
8. DISCUSSÃO	62
9. CONCLUSÃO	67
10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	68
APÊNDICES	74
ANEXOS	90

1. INTRODUÇÃO

Ao longo do tempo a humanidade tem realizado atividades de exploração e construção, transformando o meio ambiente. Estas atividades têm envolvido a exposição à vibração por intermédio de veículos de transporte de carga e passageiros (aéreo e terrestre), instrumentos de trabalho e máquinas industriais. Cada vez mais estes aparatos têm utilizado maiores quantidades de energia, resultando em maiores quantidades de energia dissipada na forma de vibrações e transmitida às pessoas.

Uma das características do estudo das respostas humanas à vibração, é certamente seu caráter multidisciplinar e interdisciplinar. A resposta humana à vibração pode ser analisada em diferentes vertentes: (1) vibração (áreas de engenharia e física), (2) fatores internos associados à vibração, como a vibração interfere nos sistemas biológicos (áreas de biologia, anatomia e fisiologia) e (3) fatores de resposta externa associados à vibração (áreas de biomecânica e psicologia) (MANSFIELD, 2005).

Figura 1. Partes componentes da resposta humana à vibração



Fonte: MANSFIELD, 2005.

Efeitos deletérios sobre saúde relacionados à vibração no campo da medicina do trabalho e terapia ocupacional têm sido previamente reportados. As evidências sobre os riscos em saúde envolvem desconforto e enjôo em frequências de vibração muito baixas, diminuição da capacidade de concentração, e, conseqüentemente, da eficiência no trabalho (MESTER; KLEINODER; YUE, 2006). Em conseqüência disso,

regras rigorosas sobre a exposição humana à vibração tem sido normatizadas em ambientes ocupacionais devidos aos potenciais danos à saúde (ISO 2631-1).

No esporte, estas regras são inexistentes embora em diversas modalidades os atletas sejam submetidos a consideráveis cargas vibratórias. Surpreendentemente, poucas investigações têm se preocupado sobre os potenciais benefícios associados à aplicação de vibrações, quando comparados aos efeitos deletérios bem documentados na literatura (MESTER et al., 1999; MESTER; SPITZENPFEIL; YUE, 2003; ABERCROMBY et al., 2007).

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; SPITZENPFEIL; YUE, 2003; CARDINALE; ERSKINE, 2008).

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). Apesar do entendimento sobre a propagação do estímulo vibratório pelo corpo, o entendimento sobre as adaptações em resposta à vibração é precário (MESTER; SPITZENPFEIL; YUE, 2003).

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. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Vibrações mecânicas

A vibração mecânica é definida como o movimento mecânico de oscilação sobre um referencial fixo adotado (MANSFIELD, 2005). As vibrações são iniciadas quando um elemento em inércia é deslocado de sua posição de referência devido a uma energia cinética imposta ao sistema mecânico por uma fonte externa. Subseqüentemente, uma força ou momento restaurador induz novamente o sistema à posição inicial (KELLY, 2000).

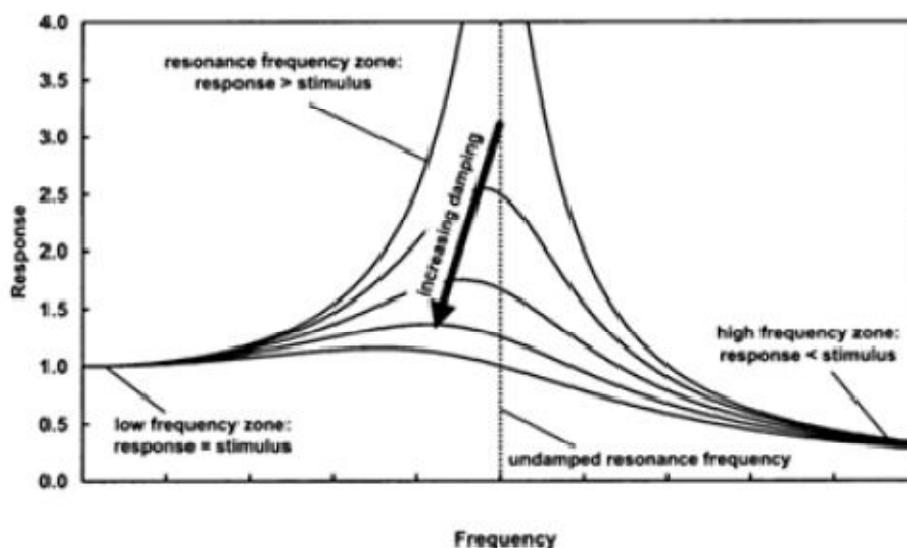
O objeto de estudo da vibração envolve o movimento oscilatório de corpos e as forças associadas a esse movimento. Em geral, um sistema vibratório inclui um meio para armazenamento de energia potencial (um componente elástico), um meio para armazenamento de energia cinética (massa rígida ou inércia corporal) e uma forma de dissipação de energia ou amortecimento (YUE; MESTER, 2002; MESTER; SPITZENPFEIL; YUE, 2003; MANSFIELD, 2005).

A resposta humana às vibrações envolve aspectos biomecânicos e fisiológicos. As respostas biomecânicas demonstram como as vibrações alcançam o corpo e se

propagam através dele e as respostas fisiológicas determinam como o corpo reage a esses movimentos produzidos pela fonte de vibração (MESTER et al., 1999).

As duas abordagens ainda são pouco entendidas, porém é conhecido que estruturas mecânicas complacentes quando osciladas lentamente comportam-se como uma unidade simples. No entanto, com o aumento da frequência de oscilação a vibração é mais amplificada que amortecida (ressonância), reduzindo progressivamente a capacidade de responder a estimulação vibratória em altas frequências (MANSFIELD, 2005). A figura 2 exemplifica o fenômeno de ressonância em um sistema mecânico massa-mola simples.

Figura 2. Relação entre frequência de estímulo e resposta



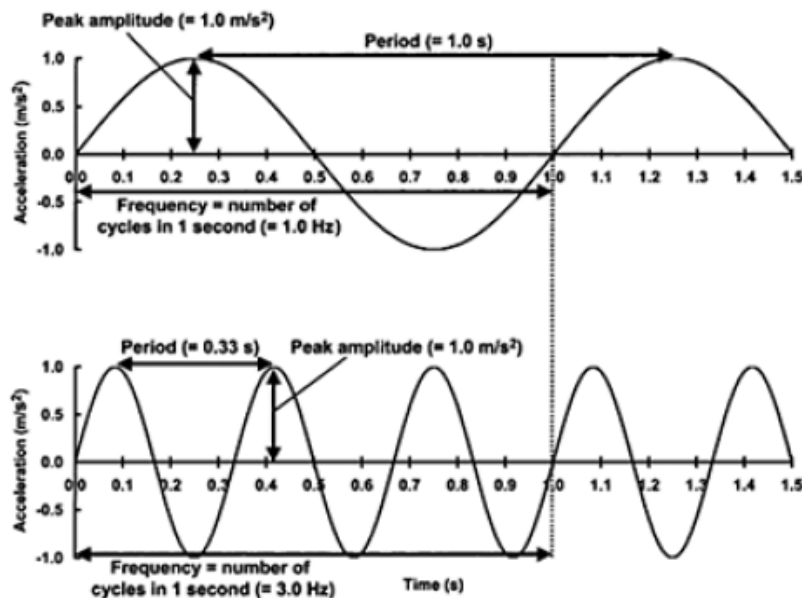
Fonte: MANSFIELD, 2005.

Os seres humanos são altamente capazes de amortecer vibrações mecânicas embora existam frequências de ressonância observáveis. As frequências de ressonância do sistema dependem da posição corporal, parte do corpo e direção da vibração aplicada, não dependendo somente da frequência de vibração imposta (MESTER; SPITZENPFEIL; YUE, 2003; MANSFIELD, 2005). Cada parte do corpo humano possui uma frequência de ressonância própria, determinada pela composição bioquímica e pelas propriedades biomecânicas dos diferentes tecidos biológicos. De acordo com Mester; Spitzenpfeil; Yue (2003) a frequência de

ressonância dos diferentes tecidos biológicos variam de 8 a 20 Hz (MESTER; SPITZENPFEIL; YUE, 2003).

Os parâmetros biomecânicos que determinam a intensidade do estímulo vibratório são: deslocamento (mm), frequência (Hz) e aceleração ($\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$). A extensão da oscilação pico a pico determina o deslocamento (mm), a magnitude da repetição desta oscilação determina a frequência (Frequência = 1/Período) e depende do período de tempo de oscilação. Por fim, a aceleração determina a intensidade da vibração pico-a-pico ($a_{rms} = \frac{(2\pi f)^2 A}{\sqrt{2}}$; f = frequência; A = deslocamento; $\pi = 3,14$) ou de pico (a_{pico} = maior valor de aceleração). A magnitude média da vibração (a_{rms}) e máxima (a_{pico}) pode ser expressa também em função da aceleração da gravidade ($g = 9,8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$) (RITTWEGER, 2010). A figura 3 abaixo ilustra os parâmetros biomecânicos que determinam a intensidade do estímulo vibratório.

**Figura 3. Representação das variáveis:
Aceleração, frequência, amplitude e período.**



Fonte: MANSFIELD, 2005

Apesar da importância da medição da aceleração como parâmetro indicador da intensidade da carga vibratória imposta, raríssimos estudos descrevem o método de registro empregado (WILCOCK et al., 2009) se por cálculo ou acelerômetros

(RITTWEGER, 2010). A omissão desta informação pode resultar em interpretações equivocadas sobre os efeitos da vibração, de suma importância para o entendimento das respostas humanas à vibração.

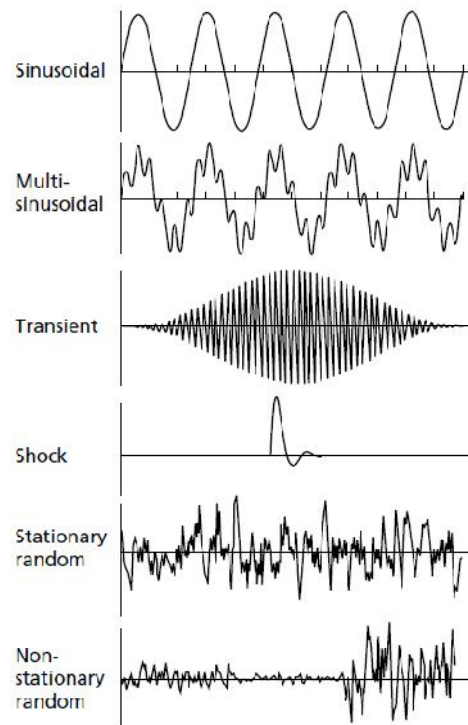
A vibração pode se manifestar de várias formas. As principais categorias são visualizadas na figura 4, mostrando a categorização dos tipos de movimento oscilatório, considerando que um determinado sinal dinâmico varia em função do tempo. As formas de onda são classificadas como determinísticas, variando no domínio do tempo de forma previsível como uma onda senoidal, degrau ou em rampa. Um sinal determinístico é periódico se a variação da sua magnitude se repete em intervalos regulares de tempo.

Uma forma de onda periódica simples ou pura contém apenas uma frequência (senoidal) e as formas de onda complexas contém múltiplas frequências, representadas como uma superposição de múltiplas formas de ondas periódicas simples (multisenoidal). Os sinais aperiódicos ou transientes possuem a característica de não se repetir em intervalos regulares (FIGLIOLA; BEASLEY, 2007). Os impactos ou choques observados no contexto do treinamento em saltos pliométricos, corridas e colisões podem ser classificados como um tipo de vibração fracamente aleatória (MESTER; SPITZENPFEIL; YUE, 2003).

No caso das oscilações do tipo randômicas, a magnitude média da vibração imposta é representada pela raiz quadrada da média do quadrado da aceleração linear (*Root Mean Square* - RMS) (MESTER; SPITZENPFEIL; YUE, 2003). A determinação da aceleração em RMS é um procedimento matemático que possibilita a avaliação da intensidade do sinal adquirido. Portanto, a elevação de todos os valores ao quadrado, determinando-se a média e depois se extraindo a raiz seria indicada a aceleração, ou a magnitude da vibração imposta (FIGLIOLA; BEASLEY, 2007).

Um sinal não-determinístico não pode ser determinado antes de ocorrer, embora certas características do sinal possam ser conhecidas antecipadamente. As formas de onda não-determinísticas (randômicas) não possuem um padrão perceptível de repetição no tempo (FIGLIOLA; BEASLEY, 2007).

Figura 4. Exemplos de tipos de movimento oscilatório



Fonte: GRIFFIN, 1996.

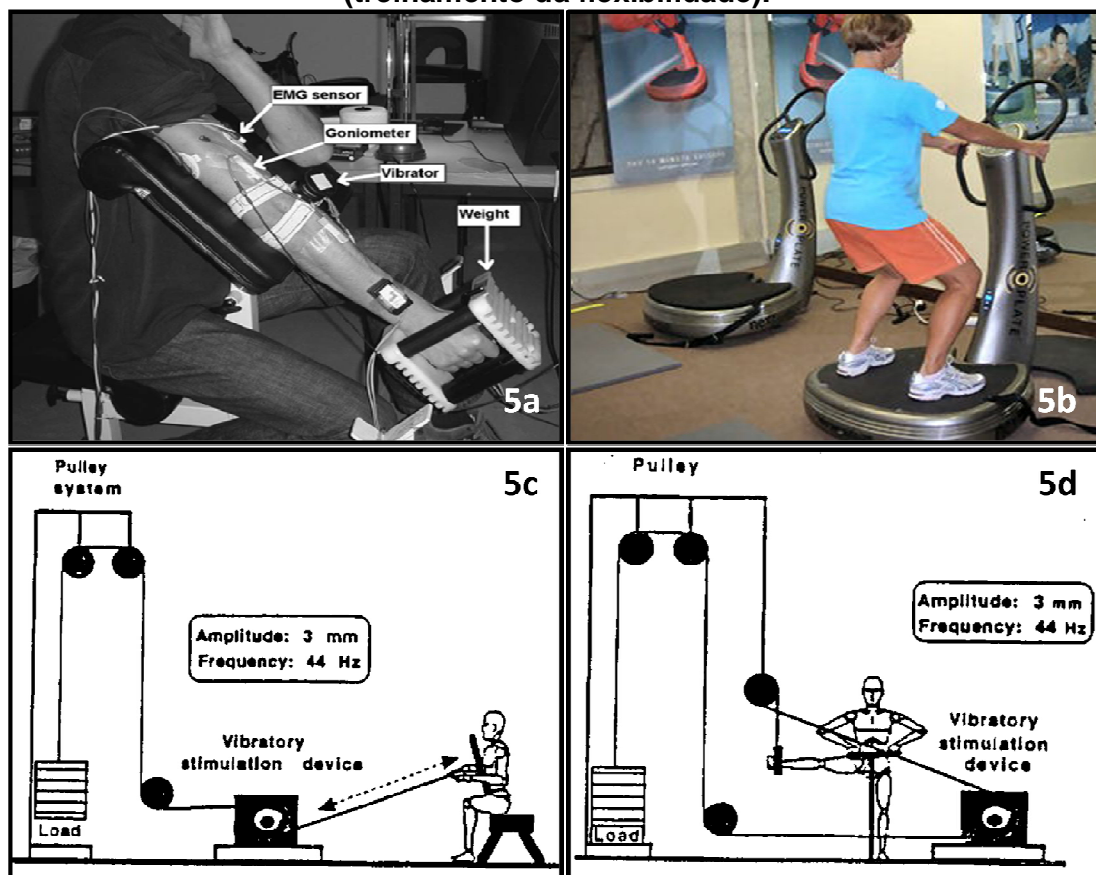
Devido à facilidade para aquisição e operação, o meio mais comumente empregado no exercício com adição de vibrações são as plataformas vibratórias (*Whole Body Vibration – WBV*, vibração de corpo inteiro). Basicamente, as plataformas vibratórias fornecem vibrações por meio do deslocamento contínuo superior-inferior ou latero-lateral da superfície de forma síncrona, ou ainda em torno de um eixo central em alternância lateral de deslocamento (RITTWEGER, 2010).

Outra forma de fornecer vibrações é por meio de sistemas de aplicação de vibrações acoplado a cabos, pesos livres ou ainda diretamente sobre o músculo. Estas formas de aplicação de vibrações são classificadas como vibrações locais (*Hand - Transmitted Vibration, HTV*, vibrações locais) (ISSURIN, 2005; MARIN; RHEA, 2010). Apesar das características diferentes dos dispositivos HTV e os diferentes tipos de dispositivos WBV capazes induzir o movimento oscilatório, a comparação dos efeitos da utilização destes sobre as repostas fisiológicas e biomecânicas não tem sido estabelecida no campo das ciências do esporte (WILCOCK et al., 2009;

FERREIRA, 2010). Na figura 5, são representados diferentes dispositivos para aplicação de vibrações.

Deve ser mencionado ainda que tentativas têm sido realizadas com o objetivo de desenvolver plataformas vibratórias randômicas (SCHMIDTBLEICHER; HAAS, TURBANSKI, 2005; TURBANSKI; HAAS; SCHMIDTBLEICHER, 2005). Devido a dificuldades técnicas, somente com freqüências abaixo de 10Hz tem sido testadas limitando o estudo das respostas humanas à vibração (RITTWEGGER, 2010). Apenas um trabalho experimental em humanos foi encontrado com o emprego de dispositivos de estimulação vibratória randômica local sobre o tendão dos músculos extensores do punho e da mão (CORDO, 1996).

Figura 5. Diferentes dispositivos para aplicação de vibrações: (a). Aplicação de vibrações locais sobre o músculo; (b) WBV; (c). Aplicação de vibrações locais (treinamento da força) (d). Aplicação de vibrações locais (treinamento da flexibilidade).



Fontes: ISSURIN, TENENBAUN, 1994; LUO et al., 2009.

Apesar da consideração de que as respostas à vibração são dependentes das características da estimulação vibratória (senoidal vs randômico) levando à diferentes tipos de adaptações (TURBANSKI; HAAS; SCHMIDTBLEICHER, 2005; HAAS et al., 2006), não foram encontrados estudos que pudessem evidenciar tais diferenças entre os dois estímulos. Na seção seguinte são revisados estudos à respeito sobre as respostas fisiológicas a exposição à vibração.

2.2 Respostas fisiológicas à vibração

A aplicação da vibração diretamente no ventre ou tendão muscular induz o disparo das terminações primárias (Ia) e secundárias (II) do fuso muscular (FM). Entre as duas, as terminações primárias são mais sensíveis que as terminações secundárias. Isto tem levado à aceitação geral das terminações primárias como o principal receptor para sinalização de alterações relativas de comprimento muscular ou velocidade de alongamento muscular (FALLON; MACEFIELD, 2007; RITTWEGER, 2010).

As terminações secundárias são menos sensíveis a altas freqüências de vibração (>300Hz) sendo freqüentemente atribuído o papel de sinalização ao sistema nervoso central do comprimento absoluto do músculo (FALLON; MACEFIELD, 2007). Com a aplicação de vibrações, o disparo das terminações primárias do FM aumenta com o alongamento passivo da UMT em relação à estimulação em comprimento de repouso. Com a musculatura ativa, a freqüência de disparo é mais elevada durante contração voluntária máxima isométrica (ROUK; RYMER, 1981).

Inversamente, apesar de serem capazes de responder a pequenas alterações de comprimento (particularmente durante a contração), as terminações (Ib) do órgão tendinoso de golgi (OTG) são mais responsivas a alterações na tensão muscular (FALLON; MACEFIELD, 2007). Tal como as terminações dos FM, aferências do OTG tornam-se mais responsivas à vibração muscular quando o músculo é contraído. O OTG induz um efeito inibitório sobre a ação dos músculos agonistas (MESTER et al., 1999; FALLON; MACEFIELD, 2007).

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 alterações 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; Cardinale; Tsarpela (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). Na seção seguinte são revisados estudos relacionados aos efeitos da exposição à vibração sobre o desempenho neuromuscular agudo.

2.3 Vibrações e desempenho neuromuscular

Os exercícios realizados com a combinação de vibrações têm sido empregados como um tipo de exercício, apenas permanecendo sobre uma plataforma vibratória

(CARDINALE; BOSCO, 2003; ISSURIN, 2005) e um método especial de treinamento da força muscular, com a adição de vibrações (MESTER; KLEINODER; YUE, 2006; LUO; MCNAMARA, MORAN, 2008).

A forma de onda mais comum aplicada em treinamento esportivo é a senoidal, considerada como uma forma artificial de vibração (FERREIRA et al., 2011). No entanto, o corpo humano é geralmente exposto à vibrações do tipo randômica considerada como um importante estímulo para o corpo humano (MANSFIELD, 2005), porém ainda são difíceis de serem geradas (SCHMIDTBLEICHER; HAAS; TURBANSKI, 2005).

Em síntese, tem sido apontado que as características da resposta humana à vibração são dependentes das características da estimulação vibratória levando à diferentes tipos de adaptações: método de aplicação (vibração local vs. vibração de corpo inteiro) (LUO; MCNAMARA; MORAN, 2005; WILCOCK et al. 2009); magnitude da vibração (aceleração) (WILCOCK et al., 2009; RITTWEGER, 2010); componentes de carga (intensidade, duração e exercício) e o método de treinamento (LUO; MCNAMARA; MORAN, 2005; ISSURIN, 2005; FERREIRA, 2010); e fortemente do tipo de oscilação vibratória (vibração senoidal vs. randômica) (GRIFFIN, 1996; TURBANSKI; HAAS; SCHMIDTBLEICHER, 2005).

A respeito da utilização de plataformas vibratórias, há ainda considerável controvérsia entre as respostas encontradas (especialmente em atletas), o que pode ser atribuído à baixa qualidade dos dispositivos empregados; a diversidade de protocolos empregados e ao fato que comumente não reportam como a magnitude da vibração (m/s^2) imposta foi mensurada (JORDAN et al., 2005; CARDINALE; ERSKINE, 2008; WILCOCK et al., 2009).

Até o momento não se sabe qual, ou se há um fator principal determinante da resposta humana à vibração (deslocamento, frequência ou a forma de onda vibratória imposta). Isto pode dificultar a interpretação dos resultados pela não verificação destas variáveis nos tratamentos.

Em parte, a controvérsia é atribuída também ao fato de que a vibração não tem sido empregada em adição aos protocolos de treinamento de força. O delineamento adequado para o estudo dos efeitos da adição de vibrações ao exercício requer que o grupo controle execute o mesmo treinamento que o grupo com adição de vibrações, porém sem adição de vibrações (NORDLUND; THORTENSSON, 2007). Poucos estudos têm reportado ganhos de força em amostragens representativas envolvendo atletas (BOSCO; CARDINALE; TSARPELA, 1999; CARDINALE; ERSKINE, 2008, WILCOCK et al. 2009). Outro fato que deve ser destacado, é que a magnitude do deslocamento que alcança o músculo alvo do tratamento na vibração de corpo inteiro é mais atenuada em relação a aplicação de vibrações locais.

A duração da aplicação também é um fator que deve ser considerado para analisar o efeito do treinamento com adição variando entre 5 segundos a 30 minutos. A estimulação vibratória de curta duração (5 a 10 segundos) resulta na mensuração da capacidade neuromuscular com uma pequena redução do desempenho, considerando que os intervalos entre cada estímulo sejam suficientes (3 a 5 minutos). Qualquer aumento é indicativo do efeito da estimulação vibratória no desempenho neuromuscular (LUO; MCNAMARA; MORAN, 2005).

Com o aumento da duração da vibração a fadiga deverá tornar-se predominante. Contudo, um aumento no desempenho neuromuscular sobre a condição com vibrações deve indicar um efeito facilitatório. Contrariamente, a diminuição do desempenho neuromuscular medida em situação de fadiga deve ser atribuída a uma inibição da atividade muscular como efeito da vibração (LUO; MCNAMARA; MORAN, 2005).

Na ausência de fadiga, Curry; Clelland (1981) demonstraram um efeito facilitatório agudo. Foi encontrado que a vibração induziu à um aumento significativo de 3,7% ($p < 0,05$) sobre a força máxima isométrica durante a contração do extensores do punho sobre os níveis basais.

Samuelson et al. (1989) e Humpries et al. (2004) também encontraram um aumento não significativo ($p < 0,1$) na força máxima e pico de força isométrica de extensão de joelho com a adição de vibrações (6 e 18%), possivelmente devido a alta

variabilidade da resposta obtida. Humpries et al. (2004) não encontraram aumentos significativos sobre a taxa de produção de força e atividade eletromiográfica (EMGrms) durante os 5 segundos da contração voluntária máxima isométrica.

Em grande parte, os efeitos positivos em experimentos com vibrações foram registrados com a aplicação local de vibrações, demonstrando um aumento agudo e residual de potência mecânica com a estimulação vibratória local (ISSURIN; TENENBAUM, 1999; BOSCO et al, 1999) e crônico da força isométrica máxima (ISSURIN; LIEBERMANN; TENENBAUM, 1994), quando comparados ao treinamento sem vibrações. Posteriormente, estes efeitos crônicos encontrados sobre o parâmetro de força isométrica máxima foram confirmados em indivíduos treinados em musculação no estudo de Silva; Couto; Szmuchrowski (2008).

A partir destes achados, foi então sugerido que a adição de vibrações ao treinamento de força poderia aumentar a eficiência da unidade de treinamento de força em relação ao treinamento sem adição de vibrações (LIEBERMANN; ISSURIN, 1997; LIEBERMANN et al. 2002).

Moras et al. (2009) desenvolveram um equipamento para aplicação de vibrações a partir de dois motores elétricos trifásicos associados a uma barra de metal controlados por um inversor de frequência totalizando uma massa de 15kg. Durante o exercício de adução horizontal do ombro com o cotovelo em extensão com barra, foi mensurada a EMGrms para os músculos peitoral maior, deltóide anterior e tríceps nas frequências de 0, 25, 45Hz e deslocamento de 1,2mm. Foi registrado um aumento significativo de ativação para todos os músculos avaliados somente na frequência de 45Hz. Porém, neste estudo não foi executado o procedimento de filtragem para retirada dos artefatos de movimento induzidos pela vibração (FRATINI et al., 2009).

Kihlberg et al. (1995) não apresentaram um aumento dos níveis de força isométrica, porém verificaram em seu experimento um aumento no valor da atividade eletromiográfica (EMG) integrada ($p < 0,05$). No entanto, estes resultados são questionáveis sob o ponto de vista do tratamento do sinal. Para a quantificação do

sinal EMG também não foi executada a retirada dos artefatos de movimento na medida obtida.

Ferreira (2010) desenvolveu um sistema para aplicação de vibrações através de cabos e avaliou as respostas agudas neuromusculares de força média, pico de força e EMGrms. Os indivíduos executaram o exercício isométrico máximo de flexão de cotovelo em banco “*Scott*”, durante 10 segundos de contração. Foram encontradas diferenças significativas em relação ao tratamento controle para o pico de força ($p < 0,05$), força média ($p < 0,001$). Estes achados foram atribuídos pela autora ao mecanismo de inibição recíproca, apesar da EMGrms do tríceps não ter sido avaliada. Não foram encontradas alterações para a EMGrms do músculo bíceps braquial ($p = 0,597$).

De maneira semelhante, Ferreira et al. (2011) também não encontraram alterações significativas sobre a EMGrms do músculo bíceps braquial para o mesmo exercício. Nos dois estudos foi executado o procedimento de filtragem para a retirada dos artefatos de movimento do sinal eletromiográfico.

O treinamento com adição de vibrações também tem sido empregado como meio de aquecimento ou preparação para atividades que envolvam eventos de força explosiva (ex.: saltos verticais) em dispositivos *WBV*. A utilização destes dispositivos tem sido associado a um aumento agudo da altura de salto com contramovimento (BOSCO, CARDINALE; TSARPELA, 1998; COCHRANE; STANNARD, 2005).

Samuelson et al. (1989) verificaram que o tempo para exaustão diminuiu significativamente com a vibração em 30% ($p < 0,05$). No estudo de Bongiovanni et al. (1990) o declínio da força isométrica medida até o final de um minuto de contração sustentada foi significativamente maior (13%, $p < 0,05$), quando a vibração foi aplicada. Estes achados sustentam que a vibração pode acentuar a fadiga muscular durante a contração voluntária máxima isométrica.

Em ambos os estudos a força isométrica máxima não teve qualquer aumento significativo atribuído a vibração. Os autores sugerem então, ser improvável que a vibração prolongada acentue a fadiga pelo recrutamento adicional de unidades

motoras durante o período inicial de contração. Isto sugere que a vibração possui um efeito supressor que aumenta gradualmente com a contração sustentada. Este fato pode ser melhor explicado pela inibição do recrutamento das unidades motoras de limiar mais elevado, do que pela redução do desempenho das unidades motoras devido ao maior recrutamento motor (RITTWEGER, 2010; COCHRANE, 2011).

Moran; Mcnamara; Luo (2007) examinaram o efeito agudo e residual da aplicação de vibrações locais sobre o desempenho neuromuscular no treinamento contra-resistência (70% de uma repetição máxima – 1RM). Em seu estudo não foi verificado aumento da EMGrms normalizada ($p=0,78$), momento médio ($p=0,83$), pico de momento ($p=0,53$), potência média ($p=0,72$) e pico de potência ($p=0,77$) em relação ao grupo controle sem adição de vibrações. Estes achados indicam que a aplicação de vibrações com frequências elevadas (65Hz) diretamente sobre o tendão do músculo bíceps braquial não levam a um aumento agudo do desempenho neuromuscular em esforços máximos.

Não obstante, Luo; Mcnamara, Moran (2008) e Luo et al. (2009) avaliaram as respostas agudas e residuais através do mesmo método de aplicação de vibrações sobre o tendão do músculo alvo (quadríceps e bíceps, respectivamente). Nos dois estudos não foram encontradas alterações significativas quando comparadas com o tratamento controle, para as mesmas variáveis do estudo de Moran; Mcnamara; Luo (2007). A carga nestes estudos oscilou de 40-70% de 1RM. Estes resultados sugerem que aplicação de vibrações sobre o tendão músculo alvo não gerou adaptações agudas provenientes do tratamento vibratório.

3. JUSTIFICATIVA

Apesar do crescente número de pesquisas voltadas ao entendimento das respostas humanas à vibração, considerável controvérsia tem sido observada especialmente em amostras envolvendo atletas e dispositivos WBV. Em parte e, a controvérsia pode ser atribuída à grande diversidade de protocolos empregados, o que dificulta a síntese dos achados. Outro problema, é que comumente não tem sido reportado como ou se a magnitude da vibração (aceleração) imposta foi mensurada.

Além disso, a agressividade de muitas empresas do mercado de fitness com o objetivo de comercialização em massa de plataformas vibratórias não tem proporcionado a segurança e efetividade de que a magnitude da vibração escolhida corresponda àquela gerada pelo sistema.

Adicionalmente, tal controvérsia é atribuída ao fato de que a vibração não tem sido empregada em adição aos protocolos de treinamento de força e/ou associada a um delineamento experimental equivocado. O delineamento adequado para o estudo dos efeitos da adição de vibrações ao exercício requer que o grupo controle execute o mesmo treinamento que o grupo tratado com adição de vibrações, porém sem adição de vibrações utilizando a aceleração como variável de controle.

Permanece ainda inconclusivo se a adição de vibrações produz algum efeito agudo sobre as respostas neuromusculares no treinamento contra-resistência. Diversos estudos têm demonstrado que o tratamento vibratório não induz um aumento agudo do desempenho neuromuscular. Contrariamente, tem sido hipotetizado que a vibração pode aumentar o desempenho mediante o mecanismo de inibição recíproca, porém a EMGrms do músculo antagonista não tem sido avaliada.

Apesar de ser considerado que as adaptações à vibração dependerem fortemente do tipo de estímulo vibratório (senoidal vs randômico) a existência de tais diferenças não tem sido documentada previamente em humanos sob as respostas neuromusculares.

4. OBJETIVOS

4.1. Geral

O objetivo do presente estudo foi avaliar o efeito agudo do treinamento de força isométrica com adição de vibrações sobre as respostas neuromusculares.

4.2. Específicos

- Verificar se existem ou não diferenças sobre as respostas neuromusculares agudas entre o treinamento de força isométrico e treinamento de força isométrico com estimulação vibratória senoidal local no exercício de flexão de cotovelo em banco “*Scott*”;
- Evidenciar se existem ou não diferenças sobre as respostas neuromusculares agudas entre o estímulo vibratório senoidal com o estímulo vibratório randômico;
- Verificar se existem ou não diferenças sobre as respostas neuromusculares quando comparados os estímulos vibratórios com deslocamento fixo (senoidal e randômico isolados) com o estímulo vibratório com deslocamento variável (senoidal e randômico combinados).

5. HIPÓTESES DE ESTUDO

H₀: O treinamento da força isométrica com adição de vibrações mecânicas não provocará respostas neuromusculares agudas diferentes daquelas obtidas com o treinamento da força isométrica sem adição de vibrações mecânicas.

H₁: O treinamento da força isométrica com adição de vibrações mecânicas provocará respostas neuromusculares agudas diferentes daquelas obtidas com o treinamento da força isométrica sem adição de vibrações mecânicas.

H₂: A adição de vibrações mecânicas senoidais não provocará respostas neuromusculares agudas diferentes daquelas obtidas com o treinamento da força isométrica com adição de vibrações mecânicas randômicas.

H₃: A adição de vibrações mecânicas senoidais provocará respostas neuromusculares agudas diferentes daquelas obtidas com o treinamento da força isométrica com adição de vibrações mecânicas randômicas.

H₄: O deslocamento fixo aplicado não provocará respostas neuromusculares agudas diferentes daquelas obtidas com o treinamento da força isométrica com adição de vibrações mecânicas randômicas.

H₅: O deslocamento fixo aplicado provocará respostas neuromusculares agudas diferentes daquelas obtidas com o treinamento da força isométrica com adição de vibrações mecânicas randômicas.

6. MATERIAIS E MÉTODO

6.1. Delineamento do estudo

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 ($CV > 30\%$).

6.2. 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 (ANEXO 1). 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 e desconfortos, assim como benefícios potenciais relacionados à participação nos experimentos. Os voluntários foram informados ainda quanto ao possível tratamento e compensação por danos decorrentes.

Após os esclarecimentos necessários, cientes de que a qualquer momento poderiam deixar de participar da pesquisa, sem constrangimento ou qualquer tipo de sanção, foi recolhido o consentimento por escrito dos voluntários por intermédio da assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

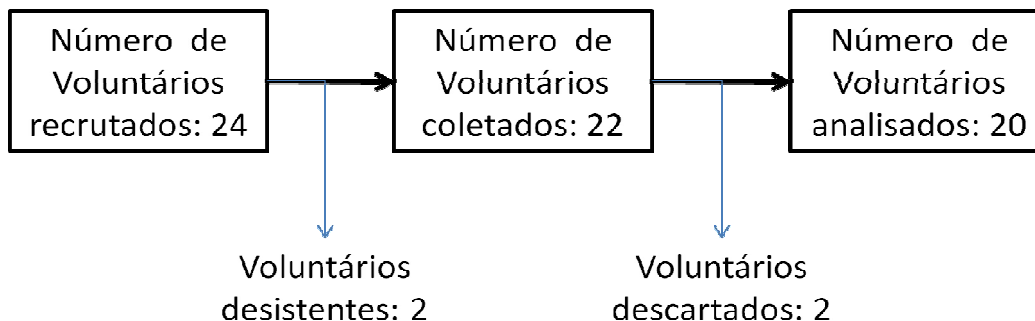
Foram tomadas todas as precauções com o intuito de preservar a privacidade dos voluntários. Para isto, as condições experimentais e todas as informações individuais obtidas durante o estudo foram mantidas em sigilo entre a equipe de pesquisadores e o voluntário. A saúde e o bem-estar do voluntário estiveram sempre acima de qualquer outro interesse.

6.3. Amostra

Participaram deste estudo 20 voluntários (ver Figura 6). 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 6. Processo de recrutamento de voluntários.



Fonte: Dados da pesquisa.

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>GC (%)</i>
Média	22,43	76,4	175,43	17,28
Desvio padrão	2,76	12,94	6,76	6,66

Fonte: Dados da pesquisa.

6.4. Local de realização

Os dados foram coletados no Laboratório de Avaliação da Carga no Centro de Excelência Esportiva da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia

Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais. A temperatura do ar durante a coleta de dados foi de $25,44 \pm 1,63^\circ\text{C}$, com umidade relativa do ar de $44,29 \pm 8,07\%$.

6.5. Situações Experimentais

O presente estudo consistiu de quatro (4) situações experimentais. Para a escolha dos parâmetros de vibração para as situações experimentais foram respeitados os seguintes critérios:

- As freqüências de vibração escolhidas não poderiam coincidir com a freqüência de aplicação de força registrada durante o treinamento da força isométrica sem vibrações, inviabilizando a análise dos dados de força muscular quando submetido ao tratamento vibratório. A freqüência média de aplicação de força de acordo com o estudo de Ferreira (2010) é de $7,04 \pm 4,24\text{Hz}$;
- Evitar as freqüências de ressonância dos diferentes tecidos biológicos e, no caso do presente estudo devido à especificidade do exercício de flexão de cotovelo, da região do punho e da mão. Nesse sentido, conforme Griffin (1996); Mester; Spitzenfeil; Yue (2003) as freqüências a serem evitadas variam de 8 a 16Hz;
- As freqüências escolhidas não deveriam ser muito elevadas, pois em altas freqüências parece haver uma diminuição na sincronização das unidades motoras em relação a freqüências mais baixas de vibração (GIMINIANI et al, 2009);
- As freqüências de vibração deveriam estar em acordo com os estudos anteriores que utilizaram a estimulação vibratória local. Marin; Rhea (2010a) e Ferreira (2011) relatam freqüências médias em trabalhos com vibrações locais de 21,3Hz e 20Hz;
- O deslocamento pico-a-pico aplicado nos tratamentos deveria se assemelhar com os estudos que empregaram a estimulação vibratória local, de 3 a 5mm (LUO; MCANAMARA; MORAN, 2008, GIMINIANI et al., 2009; MARIN; RHEA, 2010b, FERREIRA, 2011).

Com base nesses critérios, foram determinados os parâmetros de vibração para as situações experimentais. As situações experimentais foram sorteadas aos voluntários determinando a ordem dos tratamentos aplicados. As situações experimentais são:

Situação Experimental A - Controle:

Treinamento isométrico sem vibrações;

Situação Experimental B – Randômico:

Treinamento isométrico com vibrações do tipo randômico: frequência de $20\pm 3\text{Hz}$, e deslocamento de 3mm;

Situação Experimental C - Senoidal:

Treinamento isométrico com vibrações do tipo senoidal: frequência de 20Hz, e deslocamento de 3mm.

Situação Experimental D – SenRand (Combinado):

Treinamento isométrico com a combinação de vibrações do tipo senoidal e randômico: frequência de 20Hz e deslocamento de 2mm (senoidal); $20\pm 3\text{Hz}$; e deslocamento de 3mm (randômico). Nesta situação experimental, é esperado que com a combinação dos dois tipos de vibração o deslocamento varie de forma aleatória de 2 a 5mm.

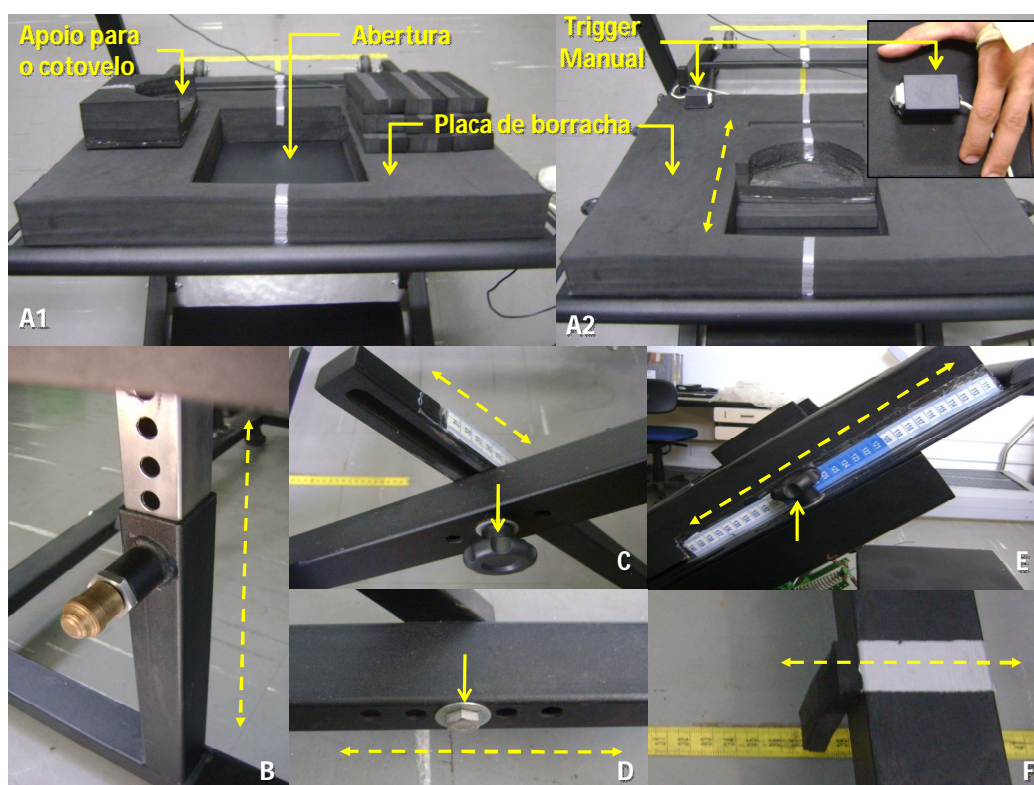
6.6. Exercício

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. O assento possuía resolução para regulagem da altura de 1cm, 1mm para regulagem da angulação do apoio do banco, 1mm para deslizamento do apoio e 1mm distância do banco ao equipamento de aplicação de vibrações (ver Figura 7).

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).

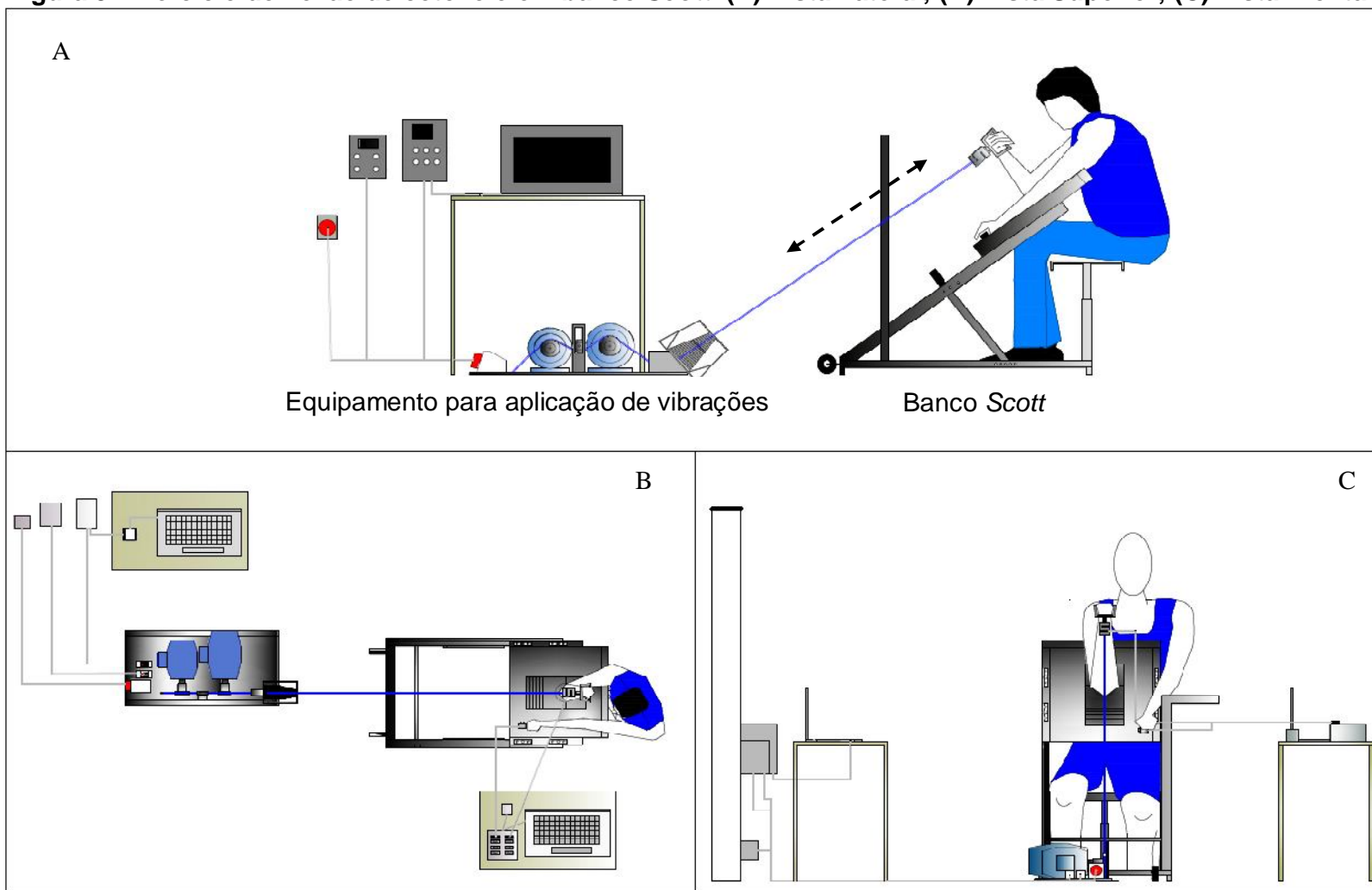
Figura 7. Banco Scott – Ajustes: (A1 e A2) Placa de borracha sobre o suporte do banco e apoio ajustável para o cotovelo; (B) Ajuste de altura do assento; (C e D) Ajuste de angulação do suporte do banco; (E) Ajuste de altura por deslizamento do suporte do banco; (F) Ajuste da distância do banco em relação ao equipamento.



Fonte: Dados da pesquisa.

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 8 mostra a posição dos indivíduos sobre o banco.

Figura 8. Exercício de flexão de cotovelo em banco Scott: (A) Vista Lateral; (B) Vista Superior; (C) Vista Frontal.



Fonte: Dados da pesquisa.

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 (ver Figura 7a).

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.

6.7. Procedimentos

6.7.1. Procedimentos iniciais

Em um primeiro momento, foi feita a explicação dos procedimentos da pesquisa e assinatura do TCLE. No mesmo dia, foi realizada a medição da estatura (cm, resolução de 0,1cm) e da massa (kg, resolução de 0,1kg) em um antropômetro acoplado com uma balança digital SECA 769 (SECA®, Hamburgo, Alemanha), seguida da medição das dobras cutâneas (mm, resolução de 1mm) dos voluntários com um plicômetro LANGE (Beta Technology Incorporated ®, Cambridge, Maryland, Estados Unidos) para determinação do percentual de gordura e conseqüentemente caracterização da amostra.

Durante o primeiro dia de visita, foram feitas as seguintes recomendações para os voluntários durante a pesquisa:

- Os voluntários não poderiam engajar-se em qualquer programa de treinamento de força ou atividades físico-esportivas de intensidade alta durante a pesquisa;
- Não ingerir qualquer tipo de substâncias ergogênicas ou fármacos que pudessem interferir negativamente ou positivamente sobre o desempenho de força durante os testes;

- Manutenção das marcações dos sítios de coleta da atividade eletromiográfica efetuadas sobre a pele entre as situações experimentais;
- Alimentar-se e ingerir água antes das situações experimentais normalmente.

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.

Após o ajuste do banco, foi efetuado o procedimento de familiarização. 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 (ver Figura 9a).

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 (ver Figura 9b). Estes procedimentos foram necessários durante todas as situações experimentais.

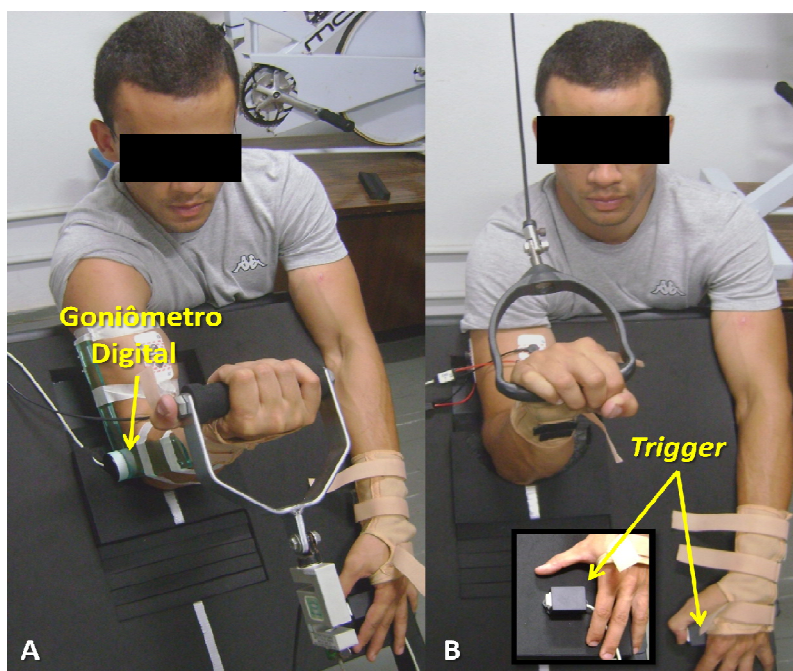
Após o registro da posição de ajuste do banco e efetuada a familiarização, cada indivíduo foi submetido a quatro situações experimentais de forma randomizada, respeitando de cinco a sete dias de intervalo entre elas, sempre no mesmo horário do dia, perfazendo de 4 a 5 semanas.

6.7.2. Preparação da pele e posicionamento de eletrodos para coleta da atividade eletromiográfica

Os procedimentos para preparação da pele, colocação de eletrodos e coleta da atividade eletromiográfica seguiram as recomendações do consórcio europeu

SENIAN (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) (HERMENS et al., 2000; MERLETTI; PARKER, 2004).

Figura 9. (A). Determinação da angulação entre antebraço e braço com um goniômetro para ajuste da posição do banco para realização do exercício de flexão de cotovelo. (B). Exercício de extensão de cotovelo para normalização da atividade eletromiográfica do tríceps.



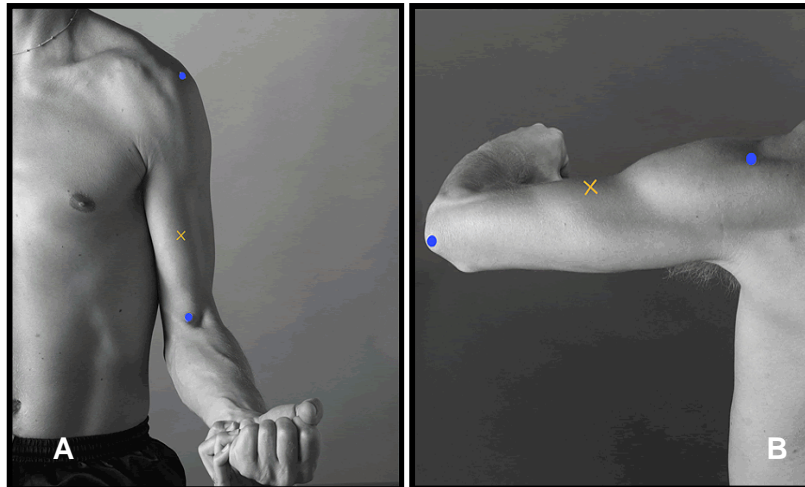
Fonte: Dados da pesquisa.

Para a preparação da pele, foi feita a tricotomização na região dos sítios de coleta dos músculos bíceps e tríceps braquial a cada situação experimental (remoção dos pêlos, abrasão da pele e limpeza com álcool). Na seqüência, foi feito o posicionamento dos eletrodos e marcação dos sítios de coleta para assegurar que o posicionamento dos eletrodos nas situações experimentais seguintes fosse sempre ao mesmo local. A figura 10 ilustra a posição de fixação dos eletrodos sobre a pele e a figura 12c mostra os eletrodos fixados sobre a pele.

Os pares de eletrodos foram posicionados sobre o músculo bíceps braquial, à um terço de distância da linha formada entre a fossa cubital e a porção medial do acrômio (Figura 10a), e, na cabeça lateral do músculo tríceps braquial à metade da linha formada entre a crista posterior do acrômio e o olecrano, 2cm lateralmente (Figura 10b). Foram utilizados eletrodos Ag/AgCl circulares de 10mm

de diâmetro 3M® modelo 2223BRQ com configuração bipolar e 20mm de distância intereletrodos (centro-a-centro).

Figura 10. Posição de colocação de eletrodos (marcação em “x”): (A) Músculo bíceps braquial; (B) Músculo tríceps braquial – cabeça lateral.



Fonte: www.seniam.org.

6.7.3. Procedimentos para execução do protocolo

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, conforme descrito anteriormente na seção 6.7.2.

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 (Figura 11). 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.

Figura 11. Cicloergômetro MAXX® padrão *Monark* adaptado para membros superiores.



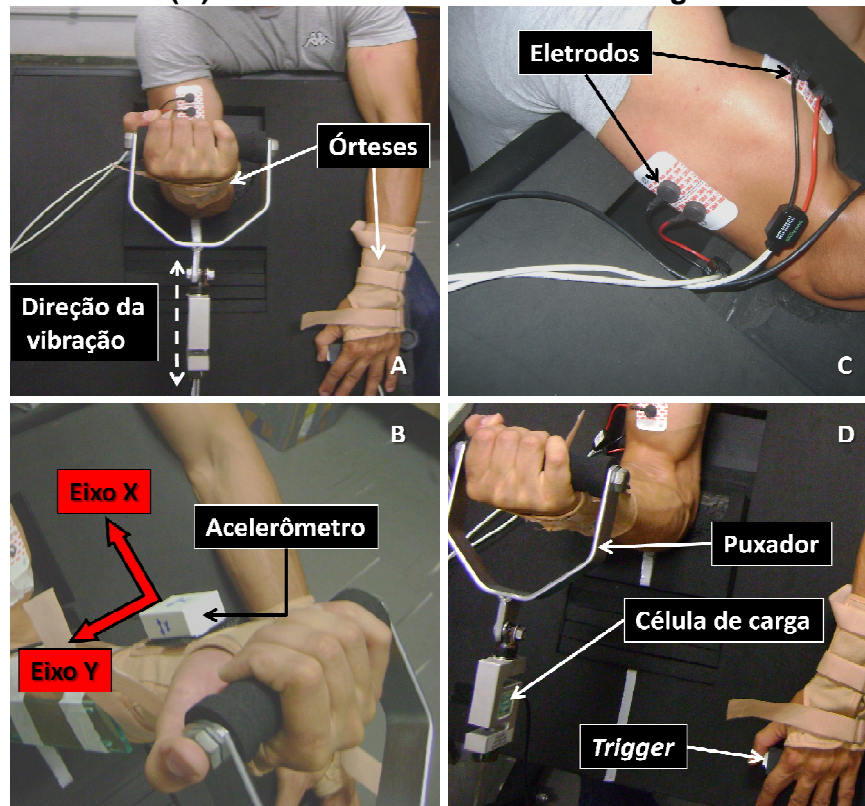
Fonte: Dados da pesquisa.

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 (12a).

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 Eletronics, Kuopio, Finlândia). A taxa de amostragem do sistema foi de 1000Hz. A figura 12b 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). A figura 13 mostra o sistema de aquisição de sinais.

Figura 12. (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.



Fonte: Dados da pesquisa.

Para aquisição dos dados de força foi utilizado uma célula de carga de tração e compressão com capacidade de 200kgf conectada com um puxador (ver Figura 12d) 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. A figura 13 mostra o sistema aquisição de sinais e sensores utilizados neste estudo.

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.

Figura 13. Sistema de aquisição de sinais e sensores (EMG System do Brasil, São José dos Campos, Brasil).



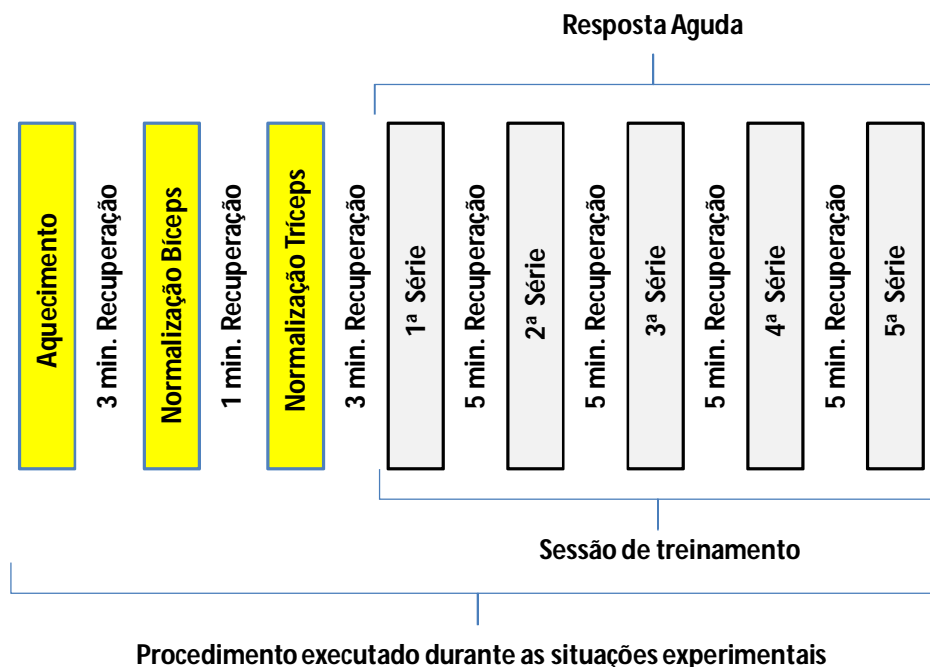
Fonte: Dados da pesquisa.

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 possuíssem 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 e com base no estudo de Ferreira (2010).

Durante todos os procedimentos executados nas situações experimentais foi fornecido um forte encorajamento verbal. A figura 14 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 14. Organização do protocolo experimental.



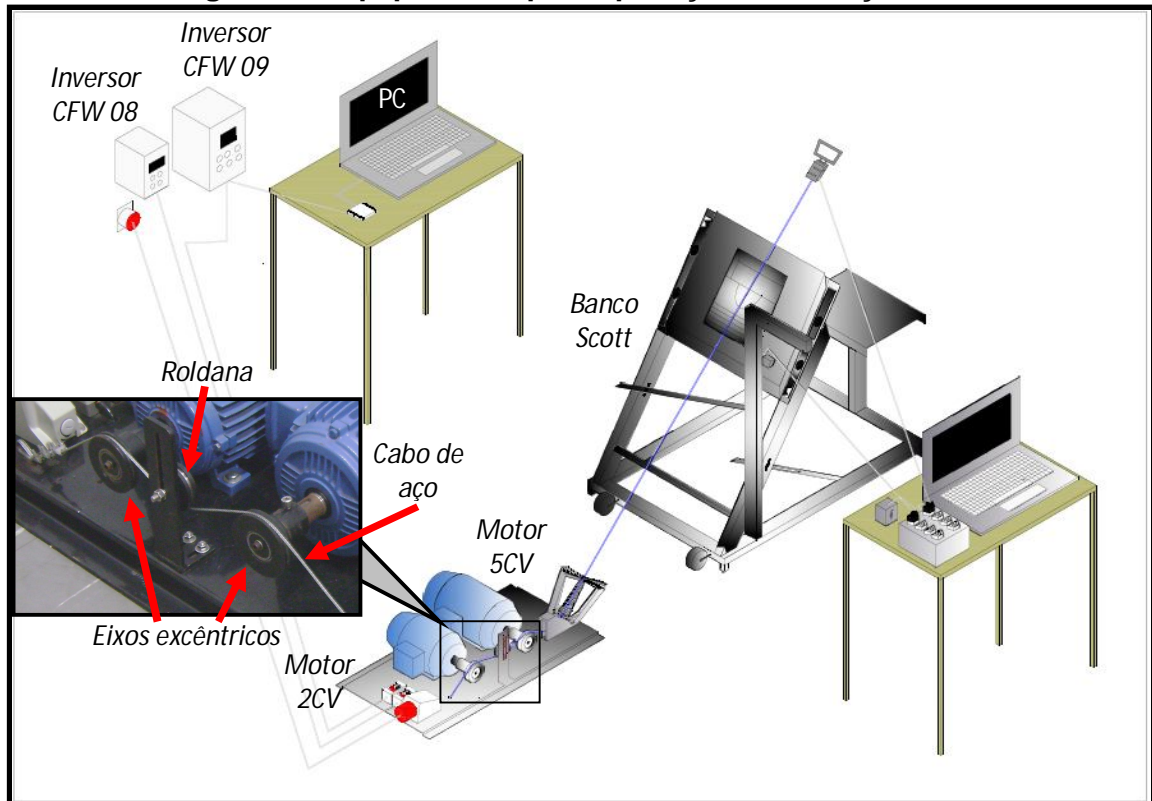
Fonte: Dados da pesquisa.

6.8. Equipamento para aplicação de vibrações mecânicas

Sobretudo para este estudo, foi construído um equipamento para geração de vibrações (Figura 15). 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 15 apresenta um esquema de forma simplificada do equipamento.

Figura 15. Equipamento para aplicação de vibrações.



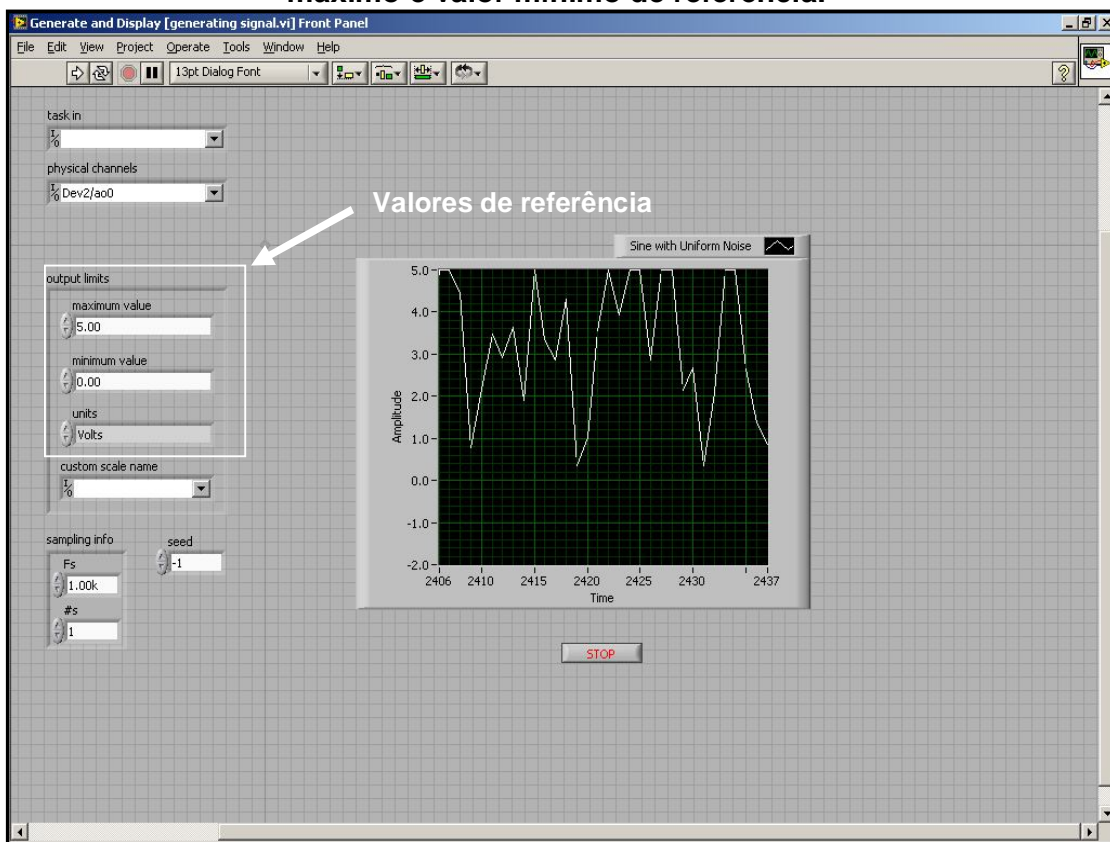
Fonte: Dados da pesquisa.

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 16. Interface para determinação da frequência de vibração: valor máximo e valor mínimo de referência.



Fonte: Dados da pesquisa.

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. A interface foi desenvolvida em parceria entre

o Laboratório de Avaliação da Carga, EEEFTO, UFMG e Laboratório de Bioengenharia, DEMEC, UFMG.

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 (Figura 16), 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. Como exemplo, para produzir frequências de rotação do motor de 17 a 23Hz foram indicados na interface valores de 2,93 e 3,96V. 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.

6.9. Análise dos Resultados

6.9.1 Variáveis

As variáveis obtidas foram: pico de força (PF), Taxa de Produção de Força absoluta nos intervalos de tempo de 50ms e 100ms (TPF50, TP100), Força máxima ($F_{\text{máx}}$), Força Média (F_{med}), Índice de Fadiga (IF), *Root Mean Square* da atividade eletromiográfica dos músculos bíceps braquial e tríceps braquial ($\text{RMSemg}_{\text{biceps}}$ e $\text{RMSemg}_{\text{triceps}}$).

As variáveis de aceleração média, pico de aceleração (a_{rms} e a_{pico}) e frequência de pico (FP_{ico}) obtidos via acelerometria foram registrados como variáveis de controle da magnitude da vibração.

6.9.2. 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_{emg}) 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 (ver Figura 9b).

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), Força

máxima ($F_{\text{máx}}$), a Taxa de Produção de Força (TPF) em seus respectivos intervalos de tempo, Força média (F_{med}) 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 força máxima foi calculada como o valor médio de força 250ms em torno do pico de força registrado. A taxa de produção de força ($\Delta F/\Delta t$) foi determinada em intervalos sucessivos de 50ms e 100ms 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 ($IF = (P_{\text{Força}} - FORÇA_{\text{FINAL}}) \times 100 / P_{\text{Força}}$). 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.

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 (ver Figura 12b). No domínio da frequência foi aplicada a transformada rápida fourier (FFT) e identificada da frequência média de pico (F_{pico}).

Para efetuar o cálculo das variáveis obtidas nos testes agudos foram utilizados os 10 segundos iniciais dos 12 segundos de contração.

6.9.3. Análise estatística

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 (Coeficiente de Variação $\geq 25\%$) 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, PForca, TPF50, TPF100, IF, RMSEmg_{biceps} e RMSEmg_{triceps} durante a sessão de treino (média das repetições).

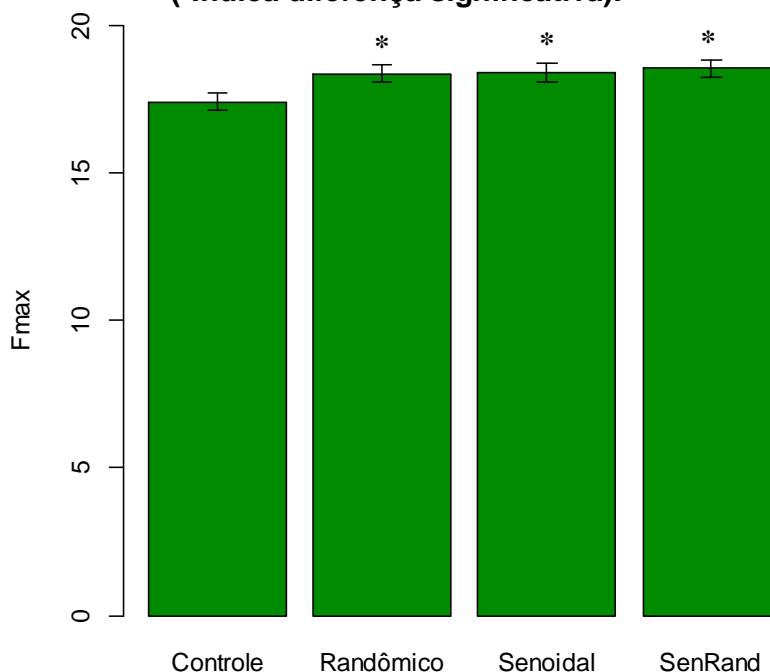
Na análise de variância, quando o valor de F foi significativo foi empregado um teste de comparações múltiplas de *Tukey* para identificação das possíveis diferenças estatísticas entre os tratamentos. Para todas as variáveis foi efetuada uma análise de resíduo para verificar se os pressupostos de normalidade, homocedasticidade não foram violados para o emprego da análise de variância.

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).

7. RESULTADOS

Após a aplicação dos testes para verificação da homocedasticidade e normalidade dos dados, foi observado que todas as variáveis não violaram o pressuposto de homogeneidade de variâncias entre os tratamentos e somente a variável $RMSemg_{triceps}$ não apresentou normalidade. Os resultados podem ser consultados no Apêndice A do estudo.

Gráfico 1. Força máxima média (Kgf) das repetições para os tratamentos (*Indica diferença significativa).



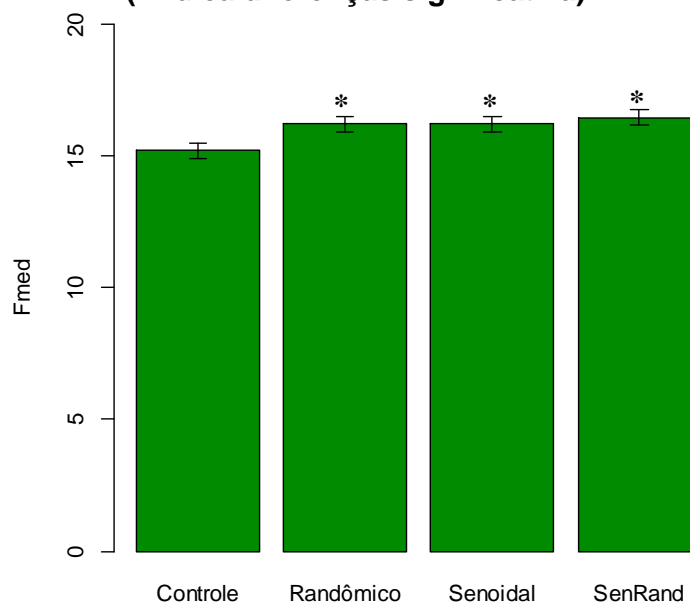
Fonte: Dados da pesquisa.

A F_{max} foi significativamente diferente entre os tratamentos ($p < 0,001$). Em todas as situações experimentais com adição de vibrações a F_{max} foi maior em relação ao grupo controle (Senoidal, $p < 0,01$; Randômico, $p < 0,01$; SenRand, $p < 0,01$). Entre os tratamentos Randômico, Senoidal e SenRand não foram verificadas diferenças significativas. O gráfico 1 mostra os valores médios de Força máxima para os tratamentos.

A variável F_{med} demonstrou diferenças significativas entre os tratamentos ($p < 0,001$). Foi verificado um aumento da F_{med} em todos os tratamentos com

adição de vibrações com padrão senoidal ($p < 0,01$), randômico ($p < 0,01$) e combinado (SenRand $p < 0,001$). Não foram demonstradas diferenças entre os tratamentos com adição de vibrações locais. O gráfico 2 mostra os valores médios das repetições para a variável Fmed.

Gráfico 2. Força média da média (Kgf) das repetições para os tratamentos (*Indica diferenças significativa).



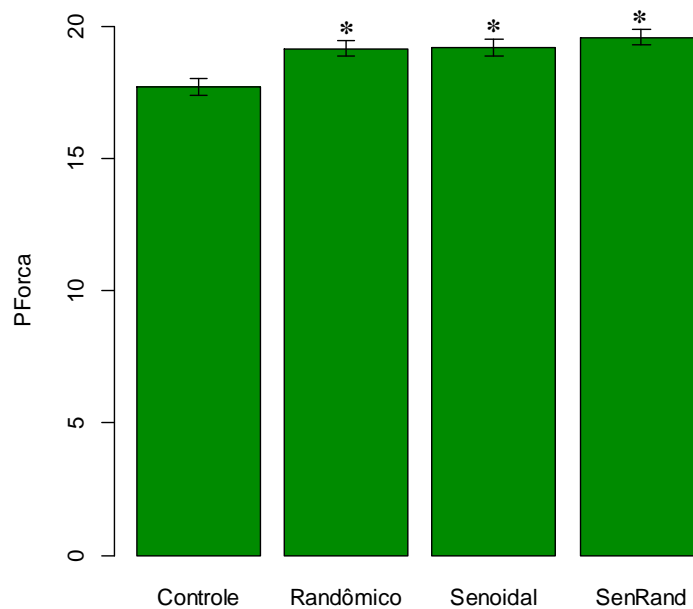
Fonte: Dados da pesquisa.

O pico de força também demonstrou diferenças entre os tratamentos ($p < 0,001$). O pico de força foi significativamente maior nos tratamentos randômico ($p < 0,001$), senoidal ($p < 0,001$) e senrand ($p < 0,001$) com relação ao tratamento controle. A adição de vibrações locais independentemente do tipo de vibração demonstrou aumentar o pico de força. Porém, entre os tratamentos com adição de vibrações ao treinamento isométrico não foram identificadas alterações significativas. O gráfico 3 mostra os valores médios das repetições para a variável PForça.

A taxa de produção de força determinada nos intervalos de 50ms e 100ms demonstrou alterações significativas entre os tratamentos (TPF50, $p < 0,001$; e TPF100, $p < 0,01$). Para o intervalo de 50ms, foi verificado aumento da taxa de produção de força (TPF50) para as situações experimentais senoidal, randômico e senrand. Porém, não foram registradas diferenças significativas entre os

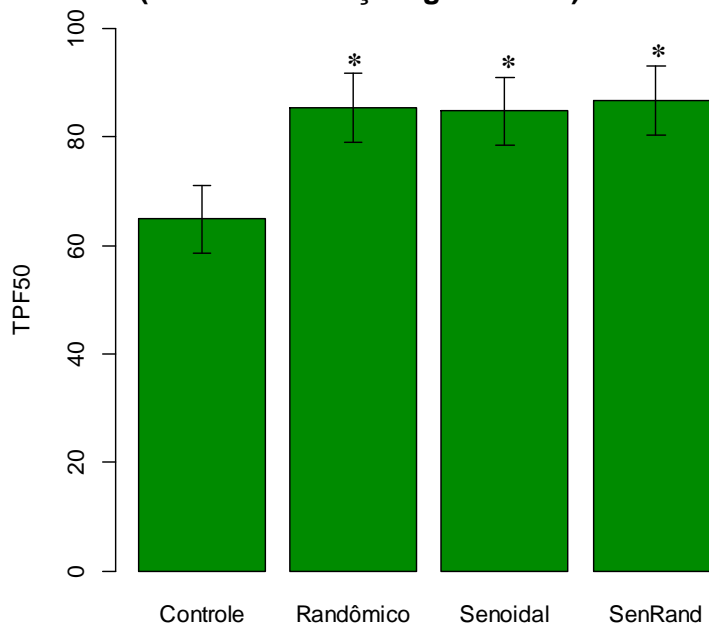
tratamentos com adição de vibrações. O gráfico 4 mostra os valores médios de TPF50 para os tratamentos.

Gráfico 3. Pico de Força médio (Kgf) das repetições para os tratamentos (*Indica diferença significativa).



Fonte: Dados da pesquisa.

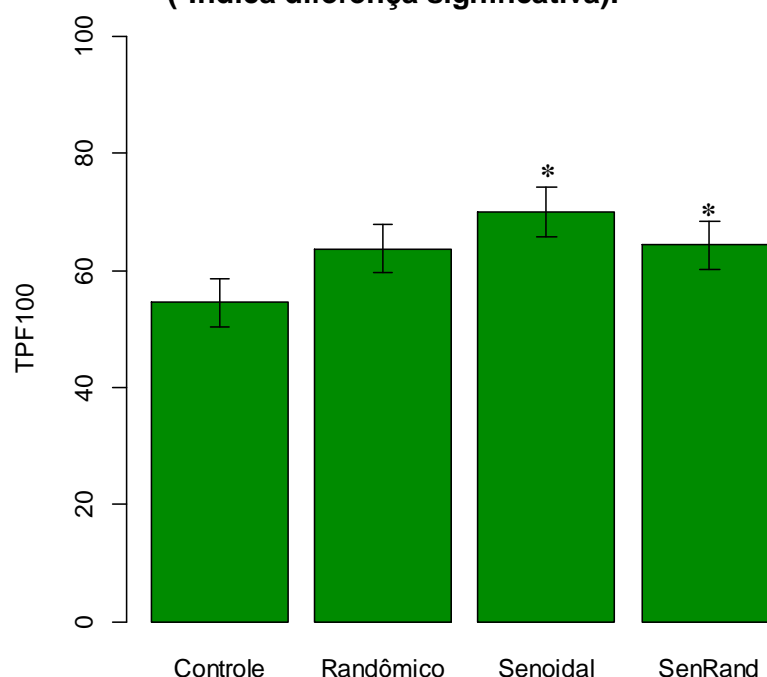
Gráfico 4. Taxa de produção de força média ($\text{kgf}\cdot\text{s}^{-1}$) determinada com intervalo de 50ms (TPF50) para os tratamentos (*Indica diferença significativa).



Fonte: Dados da pesquisa.

No intervalo de 100ms, foi demonstrado um aumento significativo nos tratamentos senoidal e senrand em relação ao tratamento controle. Embora o tratamento randômico tenha apresentado valores superiores em relação ao grupo controle (63,77 vs 54,52 kgf.s^{-1}), o aumento registrado não foi significativo ($p=0,108$). Os valores de “ p ” para a todas as variáveis podem ser visualizados no Apêndice A do estudo, nas figuras de 19 a 26. O gráfico 5 mostra os valores médios das repetições para a TPF100.

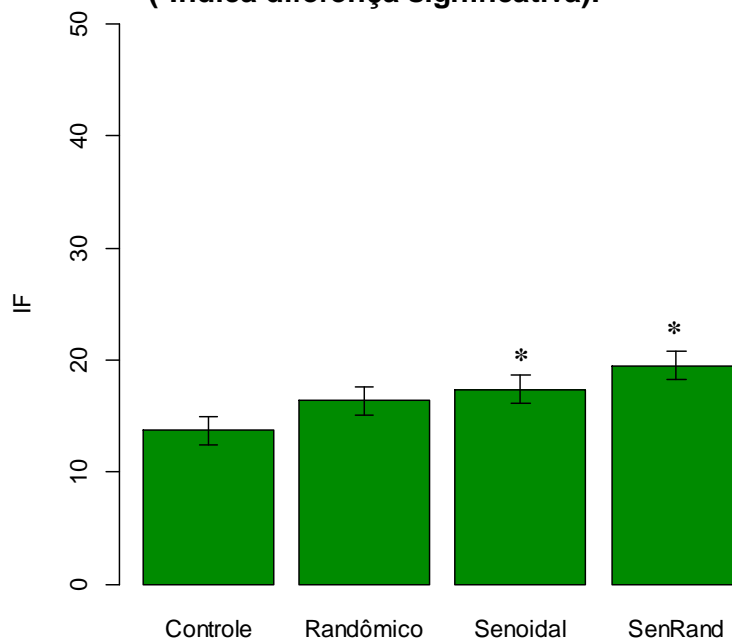
Gráfico 5. Taxa de produção de força média (kgf.s^{-1}) determinada com intervalo de 100ms (TPF100) para os tratamentos (*Indica diferença significativa).



Fonte: Dados da Pesquisa.

O IF demonstrou diferenças significativas entre os tratamentos ($p<0,001$). A redução de desempenho (Índice de fadiga) foi significativamente maior para os tratamentos senoidal ($p=0,029$) e senrand ($p<0,001$) 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 ($p=0,185$). O gráfico 6 mostra os valores médios de IF para as diferentes situações experimentais.

Gráfico 6. Índice de Fadiga médio (%) das repetições para os tratamentos (*Indica diferença significativa).



Fonte: Dados da pesquisa.

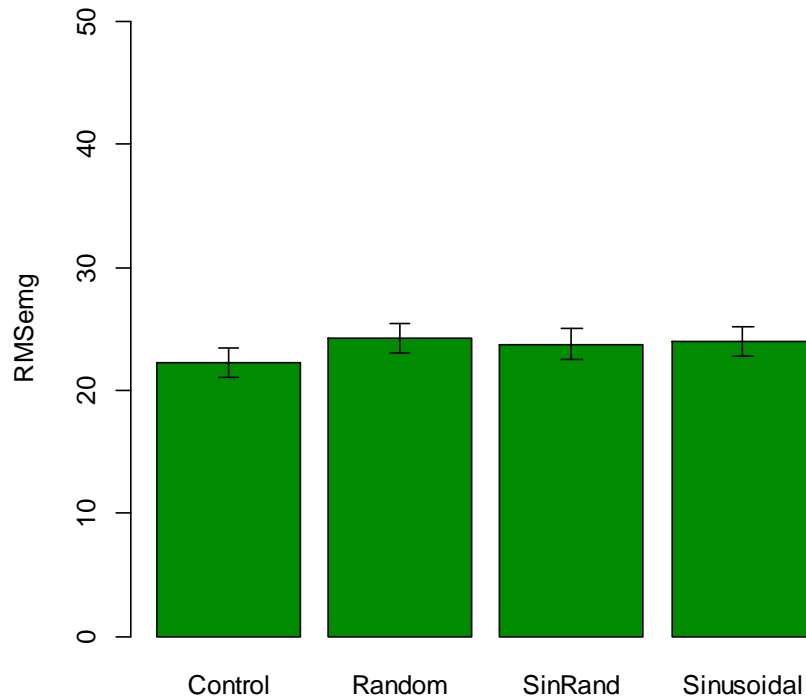
A tabela 2 mostra os valores médios e de desvio padrão das variáveis de Fmax, Fmed, PForça, IF e taxa de produção de força nos intervalos de 50 e 100ms (TPF50 e TPF100) para as situações experimentais do estudo.

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 e 100ms para cada situação experimental (*Indica diferença significativa, $p \leq 0.05$).

<i>Variável</i>	<i>Situação A</i>	<i>Situação B</i>	<i>Situação C</i>	<i>Situação D</i>
<i>Fmax (kgf)</i>	17,95±2,98	18,37±2,42*	18,42±2,53*	18,55±2,17*
<i>Fmed (kgf)</i>	15,21±2,14	16,22±2,10*	16,22±2,19*	16,46±1,95*
<i>PForça (kgf)</i>	17,73±2,42	19,18±2,31*	19,21±2,46*	19,60±2,17*
<i>IF (%)</i>	13,73±4,68	16,35±5,17	17,40±5,32*	19,52±5,45*
<i>TPF50</i>	64,86±19,91	86,75±19,96*	85,45±23,54*	90,35±29,15*
<i>TPF100</i>	54,52±13,13	63,77±16,38	69,98±19,00*	64,34±12,38*

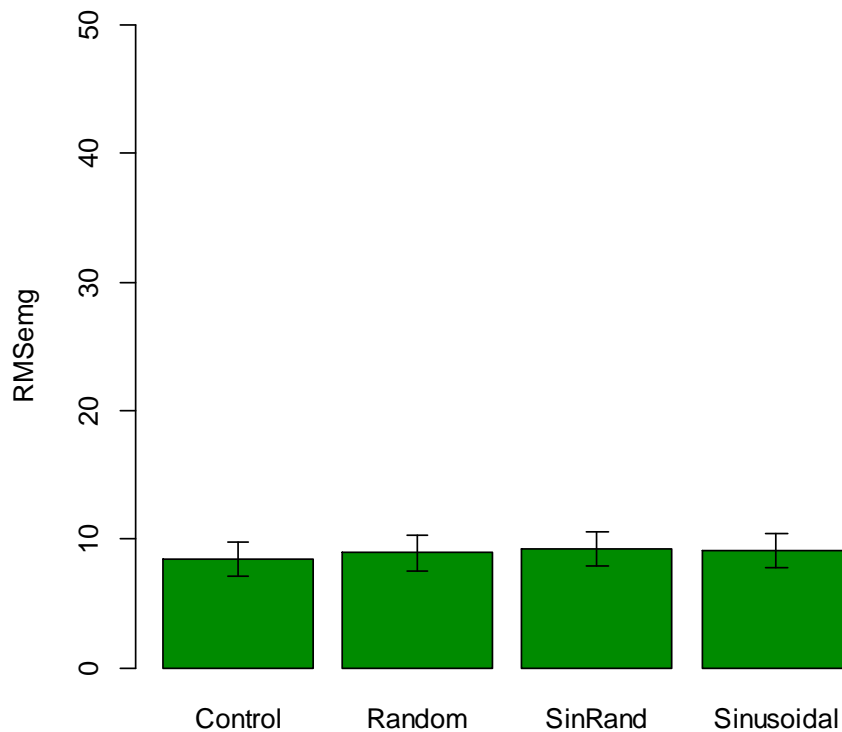
Fonte: Dados da pesquisa.

Gráfico 7. Atividade eletromiográfica normalizada do músculo bíceps braquial ($\text{RMSEmg}_{\text{BÍCEPS}\%}$) para os tratamentos.



Fonte: Dados da pesquisa.

Gráfico 8. Atividade eletromiográfica normalizada do músculo tríceps braquial ($\text{RMSEmg}_{\text{TRÍCEPS}\%}$) para os tratamentos.



Fonte: Dados da pesquisa.

Os gráficos 7 e 8 mostram os valores médios da atividade eletromiográfica dos músculos bíceps ($RMSemg_{BÍCEPS}\%$) e tríceps braquial ($RMSemg_{TRÍCEPS}\%$) para as situações experimentais. Não foram reportadas alterações significativas para a $RMSemg_{BÍCEPS}$ e para $RMSemg_{TRÍCEPS}$ entre os tratamentos ($p=0,380$ e $p=0,972$, respectivamente).

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

<i>Variável</i>	<i>Situação A</i>	<i>Situação B</i>	<i>Situação C</i>	<i>Situação D</i>
<i>RMSemg_{biceps}(uV)</i>	441,48±165,17	435,69±154,57	455,37±171,18	466,94±140,20
<i>RMSemg_{triceps}(uV)</i>	59,72±27,10	66,84±41,63	58,95±26,23	73,68±44,07
<i>RMSemg_{biceps}(%)</i>	23,59±3,58	24,26±4,30	23,98±4,68	23,78±3,83
<i>RMSemg_{triceps}(%)</i>	8,45±5,02	9,32±7,43	9,08±7,32	8,57±6,05

Fonte: Dados da pesquisa.

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.

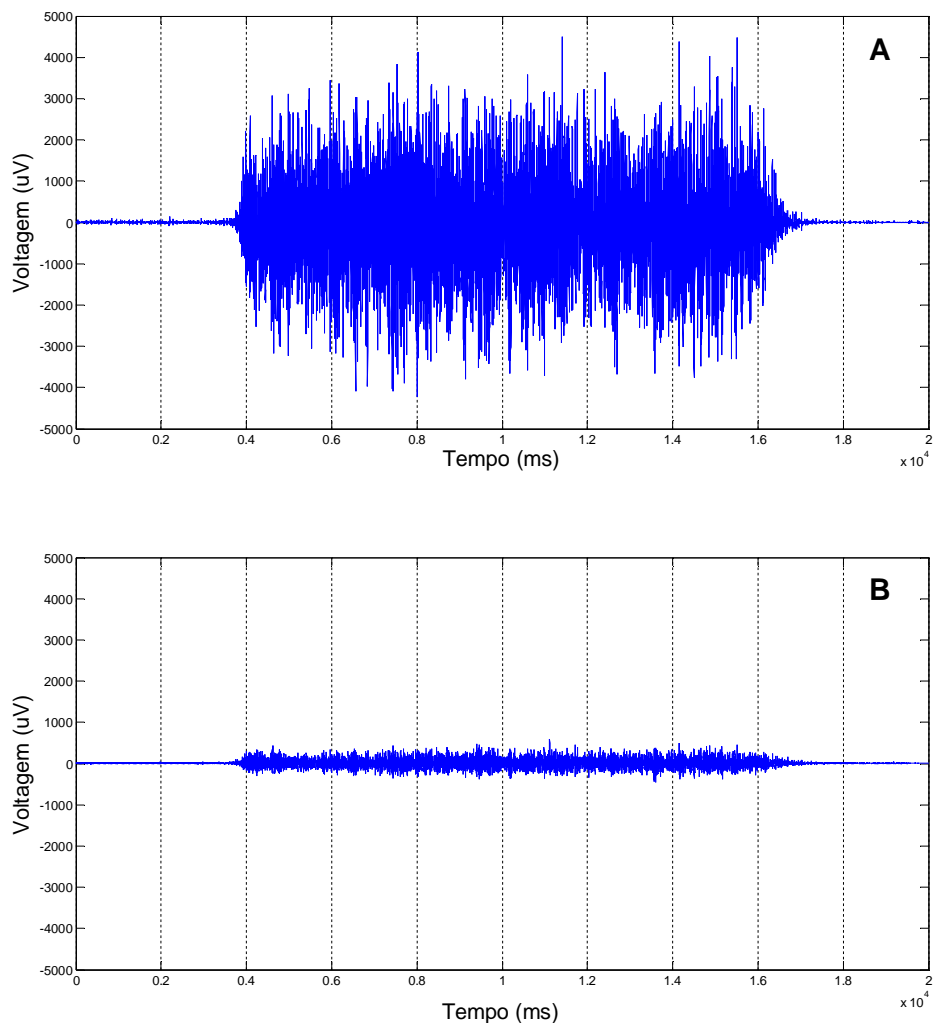
<i>Variável</i>	<i>Situação A</i>	<i>Situação B</i>	<i>Situação C</i>	<i>Situação D</i>
<i>a_{rms} (m/s^{-2})</i>	0,64±0,29	25,27±3,85	20,03±1,72	35,86±4,81
<i>a_{rms} (g)</i>	0,06±0,03	2,57±0,39	2,04±0,17	3,66±0,39
<i>a_{pico} (m/s^{-2})</i>	3,83±2,6	50,76±8,58	36,69±7,23	99,46±15,49
<i>a_{pico} (g)</i>	0,39±0,26	5,17±0,87	3,74±0,73	10,14±1,58
<i>FPico (Hz)</i>	12,52±3,06	22,57±0,71	19,99±0,02	20,01±0,13

Fonte: Dados da pesquisa.

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 figura 17 mostra o sinal eletromiográfico no domínio tempo para um mesmo indivíduo. 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).

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.

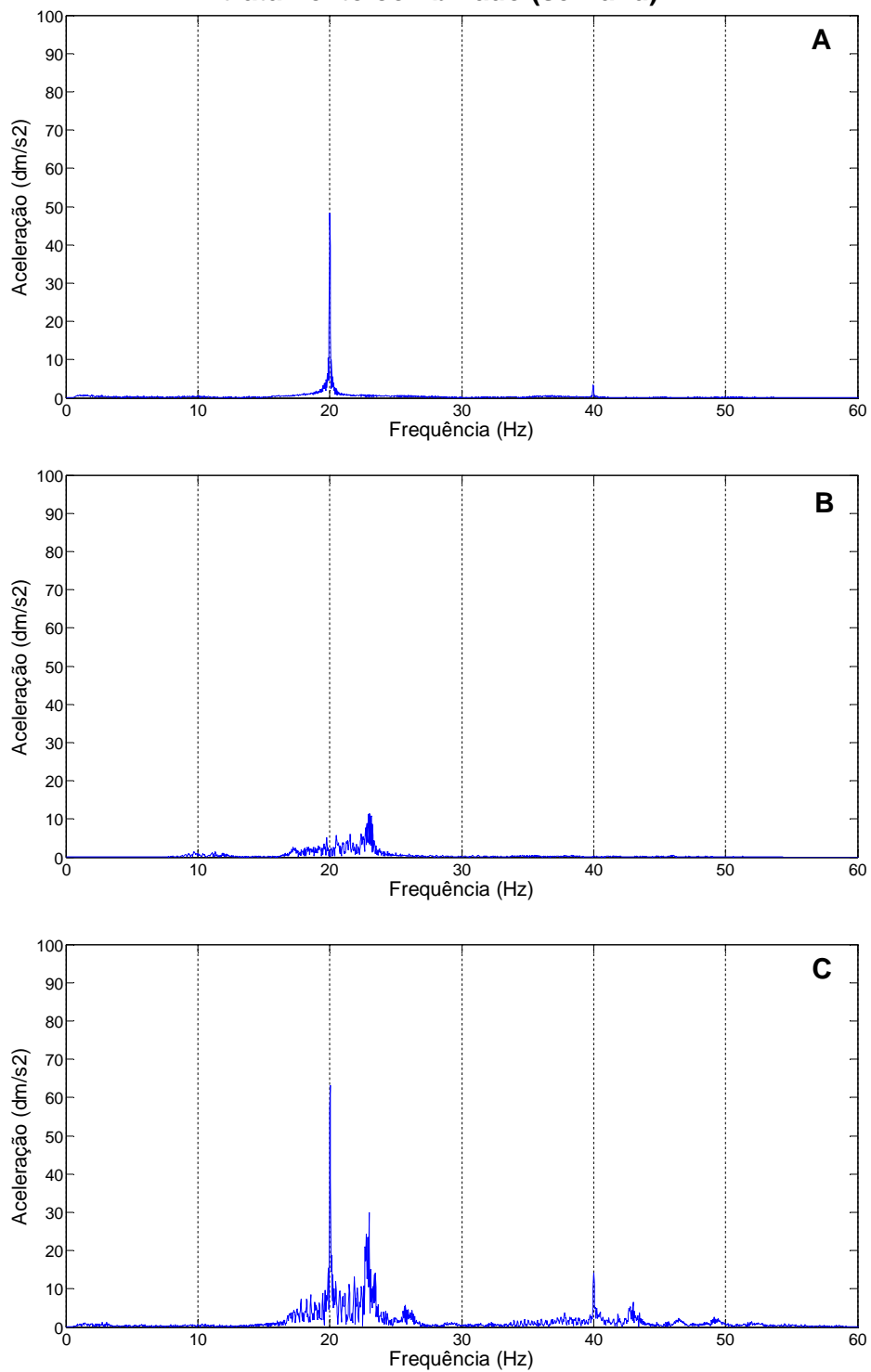
Figura 17. (A) Sinal eletromiográfico do músculo bíceps braquial no domínio do tempo (Voltagem vs tempo), (B) Sinal eletromiográfico do músculo tríceps no domínio do tempo (Voltagem vs tempo).



Fonte: Dados da pesquisa.

A tabela 4 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 3,6g e 3,74g e 10,14g. 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 e 22,57Hz. Na análise de dados foram verificados também outros picos menores de intensidade (harmônicos) de 40Hz e 60Hz. A figura 18 mostra os dados de aceleração no domínio da frequência para os tratamentos senoidal, randômico e combinado (SenRand).

Figura 18. (A) Dados de aceleração no domínio da frequência: tratamento senoidal, (B) Dados de aceleração no domínio da frequência: tratamento randômico, (C) Dados de aceleração no domínio da frequência: tratamento combinado (senrand).



Fonte: Dados da pesquisa.

8. 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 achados, 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 $RMSemg_{triceps}$. 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 (TPF50 e TPF100). 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 achados, pode estar associada ao aumento da força observado com o alongamento dos componentes elásticos dentro do músculo (MONROY; LAPPIN; NISHIKAWA, 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 alterações tempo - dependentes na força em resposta às alterações 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; LAPPIN; NISHIKAWA, 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; DUVALL; LEONARD, 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 alterações sobre o desempenho neuromuscular (HUMPRIES et al. 2004; LUO; MCNAMARA, MORAN, 2008; LUO et al., 2009; MORAN; MCNAMARA; LUO, 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; Jorfeledt; Ahlborg (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 (KIHLEBERG 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 alterações 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 alterações 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 obtidos de aceleração estão de acordo com os estudos de Bosco; Cardinale; Tsarpela (1999), Issurin; Tenenbaum (1999), Moras et al. (2010) e Ferreira (2010) e com os . 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.

Com base nos apontamentos feitos anteriormente é difícil efetuar generalizações, devido a diversidade de parâmetros e dispositivos empregados na literatura. Não foram encontradas diferenças entre os tratamentos senoidal, randômico e combinado 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.

9. CONCLUSÃO

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 e combinado afeta positivamente o desempenho de força máxima (7,55 - 9,54%) e força explosiva (24,09 – 28,22% e 14,5 – 22,09%) com intervalos completos de recuperação em indivíduos destreinados sem diferenças entre si, em indivíduos destreinados.

O tratamento com adição de vibrações (senoidal e combinado) produziu uma redução de desempenho maior que o treinamento isométrico tradicional (21,09 – 29,66%). Com a adição de vibrações randômicas ao treinamento isométrico não houve uma redução de desempenho significativa. Porém, foi evidenciada uma queda de desempenho maior em relação ao treinamento sem adição de vibrações (16,02%).

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.

Novos estudos devem ser conduzidos com intuito de verificar os mecanismos associados ao aumento e/ou redução de desempenho associado às respostas metabólicas e neuromusculares de forma aguda e crônica, reportando os valores de aceleração obtidos. Estudos envolvendo o mesmo exercício devem executados com o intuito de estabelecer comparações entre diferentes dispositivos de aplicação de vibrações.

10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- CORDO, P. Noise in human muscle spindles. **Nature**. v.383, p.769-770, 1996.
- COCHRANE, D.J.; STANNARD, S.R Acute whole body vibration training increases vertical jump and flexibility performance in elite female field hockey players. **British Journal of Sports Medicine**, v.39, p.860-865. 2005.
- COCHRANE, D.J. The potential neural mechanisms of acute indirect vibration. **Journal of Sports Science and Medicine**, v.10, p.19-30. 2011.
- CURRY, E. L.; CLELLAND, J. A. Effects of the asymmetric tonic neck reflex and high-frequency muscle vibration on isometric wrist extension strength in normal adults. **Physical Therapy**, v. 61, n. 4, p. 487-495, 1981.
- 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.

FALLON, J.B. et al. Stochastic resonance in muscle receptors. **Journal of Neurophysiology**. v.91, p.2429-2436, 2004.

FALLON, J.B.; MACEFIELD, V.G. Vibration sensitivity of human muscle spindles and golgi tendon organs. **Muscle & Nerve**. v.36, p.21-29, 2007.

FIGLIOLA, R.S.; BEASLEY, D.E. **Teoria e projeto para medições mecânicas**. São Paulo: LTC. 492p. 2007.

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.

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.

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.

GIMINIANI, R. et al. The effects of vibration on explosive and reactive strength when applying individualized vibration frequencies. **Journal of Sports Sciences**. v.27, n.2, p.169-177, 2009.

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.

HAAS, C.T.; et. al. The effects of random whole-body-vibration on motor symptoms in Parkinson's disease. **NeuroRehabilitation**, v.21, p.29–36, 2006.

HAGBARTH, K. E. Gamma-loop contributing to maximal voluntary contractions in man. **Journal of Physiology**, v.380, n.6, p.575-591, 1986.

HOUK, J.C.; RYMER, W.Z. **Neural control of muscle length and tension**. In.: BROOKS, V.B. Handbook of physiology: The nervous system. Baltimore: Waverly Press. p.257-323. 1981.

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.

- 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.
- 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.
- 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.
- ISO 2631-1. **Mechanical Vibration and Shock: Evaluation of Human Exposure to Whole Body Vibration**. Geneve: International Organization for Standardization. 1997.
- 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.
- 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.
- ISSURIN, V. Vibration and their applications in sport. **Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, v.15, p.324-336, 2005.
- JORDAN, M. J. et. al. Vibration training: an overview of the area: training consequences and future considerations. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 19, n. 2, p. 459-466, 2005.
- KELLY, S. G. **Fundamentals of mechanical vibrations**. 2 ed. United States: McGraw-Hill, 2000.
- KIHLBERG, 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.
- LIEBERMAN, D. G.; ISSURIN, V. B. Effort perception during isotonic muscle contraction with superimposed mechanical vibratory stimulation. **Journal of Human Movement Studies**. v. 32, p. 171-186, 1997.
- 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.

- 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.
- 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.
- MANSFIELD, N.J. **Human response to vibration**. New York: CRC press, 2005. 256p.
- 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.
- 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.
- 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.
- MESTER, J. et. al. Biological Reaction to Vibration: Implications for Sport. **Journal of Science and Medicine in Sport**. v.2 n.3. p.211-226, 1999.
- MESTER, J.; KLEINÖDER, H.; YUE, Z. Vibrations training: benefits and risks. **Journal of Biomechanics**. v. 39, p. 1056-1065, 2006.
- 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.
- MERLETTI, R. PARKER, P.A. **Electromyography: physiology, engineering and noninvasive applications**. New Jersey: Willey Interscience, 2004. 494p.
- 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.
- 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.

- 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.
- 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.
- NORDLUND, M. M.; THORSTENSSON, A. Strength training effects of whole-body vibration? **Scandinavian Journal Medicine Science in Sports**, v. 17, p. 12-17, 2007.
- 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.
- RITTWEGER, 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.
- RITTWEGER, J.; MUTSCHELKNAUSS, M.; FELSEMBERG, D. Acute changes in neuromuscular excitability after exhaustive whole body vibration exercise as compared to exhaustion by squatting exercise. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v.23, p.81-86, 2003.
- RIBOT-CISCAR, E.; ROSSI-DURAND, C.; ROLL, J.P. Muscle spindle activity following muscle tendon vibration in man. **Neuroscience Letters**. 258:147-150, 1998.
- R DEVELOPMENT CORE TEAM. R: **A Language and environment for statistical computing**. Vienna, Austria: R Foundation for Statistical Computing, 2012.
- SAMPAIO, I.B.M. **Estatística aplicada à experimentação animal**. Belo Horizonte: FEPMVZ, 2010. 264p.
- SAMUELSON, B.; JORFELDT, L.; AHLBORG, B. Influence of vibration on endurance of maximal isometric contraction. **Clinical Physiology**, v. 9, p. 21-25, 1989.
- SILVA, H. R.; COUTO, B. P.; SZMUCHROWSKI, L. A. Effects of mechanical vibration applied in the opposite direction of muscle shortening on maximal isometric strength. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 22, p. 1031-1036, 2008.

SCHMIDTBLEICHER, D.; HAAS, C.T.; TURBANSKI, S. Vibration training in rehabilitation. **Proceedings of the 23th ISBS Congress**, vol. 16, Beijing, China, p.71-79. 2005.

TURBANSKI, S.; HAAS, C.T.; SCHMIDTBLEICHER, D. Effects of random whole-body vibration on postural control in Parkinson disease. **Research in Sports Medicine**, v. 13, p.243-256, 2005.

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

YUE, Z.; MESTER, J. A model analysis of internal loads, energetics, and effects of wobbling mass during the whole-body vibration. **Journal of Biomechanics**, v.35, p.639–647. 2002.

ZAR, J.H. **Biostatistical analysis**. New Jersey: Prentice-Hall.1984, 718p.

APÊNDICE A – Resultados dos testes de normalidade, homocedasticidade, quadro de análise de variância e resultados dos testes de comparações múltiplas.

Figura 19. Resultados dos testes de normalidade, homocedasticidade, quadro de análise de variância e resultados dos testes de comparações múltiplas da variável Força Máxima.

```
> bartlett.test(Resposta~Tratamento)

Bartlett test of homogeneity of variances

data: Resposta by Tratamento
Bartlett's K-squared = 0.4554, df = 3, p-value = 0.9286

> shapiro.test(Resposta)

Shapiro-Wilk normality test

data: Resposta
W = 0.9792, p-value = 0.2169

> model<-aov(Resposta ~ Tratamento + Bloco)
> summary(model)
          Df Sum Sq Mean Sq F value Pr(>F)
Tratamento  3   16.2    5.384   6.014 0.00124 **
Bloco       19  383.0   20.156  22.516 < 2e-16 ***
Residuals   57   51.0    0.895
---
Signif. codes:  0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

> TukeyHSD(model)
  Tukey multiple comparisons of means
    95% family-wise confidence level

Fit: aov(formula = Resposta ~ Tratamento + Bloco)

$Tratamento
          diff          lwr          upr         p adj
Randômico-Controle 0.951355  0.1595399  1.7431701  0.0124059
Senoidal-Controle  1.001780  0.2099649  1.7935951  0.0076760
SenRand-Controle   1.127910  0.3360949  1.9197251  0.0021516
Senoidal-Randômico 0.050425 -0.7413901  0.8422401  0.9982775
SenRand-Randômico  0.176555 -0.6152601  0.9683701  0.9346766
SenRand-Senoidal   0.126130 -0.6656851  0.9179451  0.9745700
```

Fonte: Dados da pesquisa.

Figura 20. Resultados dos testes de normalidade, homocedasticidade, quadro de análise de variância e resultados dos testes de comparações múltiplas da variável Força Média.

```
> bartlett.test(Resposta~Tratamento)

      Bartlett test of homogeneity of variances

data:  Resposta by Tratamento
Bartlett's K-squared = 0.27, df = 3, p-value = 0.9656

> shapiro.test(Resposta)

      Shapiro-Wilk normality test

data:  Resposta
W = 0.9801, p-value = 0.246

> model<-aov(Resposta ~ Tratamento + Bloco)
> summary(model)
          Df Sum Sq Mean Sq F value    Pr(>F)
Tratamento  3  18.67   6.224   6.981 0.000442 ***
Bloco       19 284.72  14.985  16.808 < 2e-16 ***
Residuals   57  50.82   0.892
---
Signif. codes:  0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

> TukeyHSD(model)
      Tukey multiple comparisons of means
      95% family-wise confidence level

Fit: aov(formula = Resposta ~ Tratamento + Bloco)

$Tratamento
          diff          lwr          upr         p adj
Randômico-Controle  1.010575  0.2203721  1.8007779  0.0069068
Senoidal-Controle   1.012910  0.2227071  1.8031129  0.0067507
SenRand-Controle    1.253164  0.4629611  2.0433669  0.0005425
Senoidal-Randômico  0.002335 -0.7878679  0.7925379  0.9999998
SenRand-Randômico   0.242589 -0.5476139  1.0327919  0.8483298
SenRand-Senoidal    0.240254 -0.5499489  1.0304569  0.8519777
```

Fonte: Dados da pesquisa.

Figura 21. Resultados dos testes de normalidade, homocedasticidade, quadro de análise de variância e resultados dos testes de comparações múltiplas da variável Pico de Força.

```
> bartlett.test(Resposta~Tratamento)

Bartlett test of homogeneity of variances

data: Resposta by Tratamento
Bartlett's K-squared = 0.3434, df = 3, p-value = 0.9517

> shapiro.test(Resposta)

Shapiro-Wilk normality test

data: Resposta
W = 0.9804, p-value = 0.2569

> model<-aov(Resposta ~ Tratamento + Bloco)
> summary(model)
          Df Sum Sq Mean Sq F value    Pr(>F)
Tratamento  3  40.6  13.532   14.04 5.75e-07 ***
Bloco       19 363.9  19.152   19.88 < 2e-16 ***
Residuals   57  54.9   0.964
---
Signif. codes:  0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

> TukeyHSD(model)
Tukey multiple comparisons of means
 95% family-wise confidence level

Fit: aov(formula = Resposta ~ Tratamento + Bloco)

$Tratamento
          diff          lwr          upr      p adj
Randômico-Controle 1.443140  0.6216596 2.2646204 0.0001165
Senoidal-Controle  1.481770  0.6602896 2.3032504 0.0000754
SenRand-Controle   1.871825  1.0503446 2.6933054 0.0000008
Senoidal-Randômico 0.038630 -0.7828504 0.8601104 0.9993029
SenRand-Randômico  0.428685 -0.3927954 1.2501654 0.5162539
SenRand-Senoidal   0.390055 -0.4314254 1.2115354 0.5939455
```

Fonte: Dados da pesquisa.

Figura 22. Resultados dos testes de normalidade, homocedasticidade, quadro de análise de variância e resultados dos testes de comparações múltiplas da variável índice de fadiga.

```
> bartlett.test(Resposta~Tratamento)

      Bartlett test of homogeneity of variances

data:  Resposta by Tratamento
Bartlett's K-squared = 0.486, df = 3, p-value = 0.922

> shapiro.test(Resposta)

      Shapiro-Wilk normality test

data:  Resposta
W = 0.9742, p-value = 0.1045

> model<-aov(Resposta ~ Tratamento + Bloco)
> summary(model)
          Df Sum Sq Mean Sq F value    Pr(>F)
Tratamento  3  347.6   115.87    7.012 0.000428 ***
Bloco       19 1087.7    57.25    3.464 0.000145 ***
Residuals   57  942.0    16.53
---
Signif. codes:  0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

> TukeyHSD(model)
      Tukey multiple comparisons of means
      95% family-wise confidence level

Fit: aov(formula = Resposta ~ Tratamento + Bloco)

$Tratamento
          diff          lwr          upr         p adj
Randômico-Controle 2.622395 -0.7797023 6.024492 0.1856666
Senoidal-Controle  3.675680  0.2735827 7.077777 0.0293714
SenRand-Controle   5.789870  2.3877727 9.191967 0.0001925
Senoidal-Randômico 1.053285 -2.3488123 4.455382 0.8450828
SenRand-Randômico  3.167475 -0.2346223 6.569572 0.0767158
SenRand-Senoidal   2.114190 -1.2879073 5.516287 0.3623646
```

Fonte: Dados da pesquisa.

Figura 23. Resultados dos testes de normalidade, homocedasticidade, quadro de análise de variância e resultados dos testes de comparações múltiplas da variável taxa de produção com intervalo de 50ms (TPF50).

```
> bartlett.test(Resposta~Tratamento)

      Bartlett test of homogeneity of variances

data:  Resposta by Tratamento
Bartlett's K-squared = 2.8813, df = 3, p-value = 0.4103

> shapiro.test(Resposta)

      Shapiro-Wilk normality test

data:  Resposta
W = 0.9822, p-value = 0.3294

> model<-aov(Resposta ~ Tratamento + Bloco)
> summary(model)
              Df Sum Sq Mean Sq F value    Pr(>F)
Tratamento   3  0.2600  0.08666    9.247 4.46e-05 ***
Bloco         19  0.5429  0.02857    3.049 0.000597 ***
Residuals    57  0.5341  0.00937
---
Signif. codes:  0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

> TukeyHSD(model)
      Tukey multiple comparisons of means
      95% family-wise confidence level

Fit: aov(formula = Resposta ~ Tratamento + Bloco)

$Tratamento
              diff            lwr            upr           p adj
Randômico-Controle  0.120145066  0.03913169  0.20115844  0.0013175
Senoidal-Controle  0.139341844  0.05832847  0.22035522  0.0001632
SenRand-Controle   0.132565839  0.05155247  0.21357921  0.0003471
Senoidal-Randômico  0.019196777 -0.06181660  0.10021015  0.9229313
SenRand-Randômico  0.012420773 -0.06859260  0.09343414  0.9772101
SenRand-Senoidal   -0.006776005 -0.08778938  0.07423737  0.9961290
```

Fonte: Dados da pesquisa.

Figura 24. Resultados dos testes de normalidade, homocedasticidade, quadro de análise de variância e resultados dos testes de comparações múltiplas da variável taxa de produção com intervalo de 100ms (TPF100).

```
> bartlett.test(Resposta~Tratamento)

      Bartlett test of homogeneity of variances

data:  Resposta by Tratamento
Bartlett's K-squared = 1.4419, df = 3, p-value = 0.6957

> shapiro.test(Resposta)

      Shapiro-Wilk normality test

data:  Resposta
W = 0.9818, p-value = 0.2534

> model<-aov(Resposta ~ Tratamento + Bloco)
> summary(model)
              Df Sum Sq Mean Sq F value    Pr(>F)
Tratamento   3  0.1075  0.03582    3.918 0.012497 *
Bloco         21  0.6015  0.02864    3.133 0.000243 ***
Residuals    63  0.5759  0.00914
---
Signif. codes:  0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

> TukeyHSD(model)
      Tukey multiple comparisons of means
      95% family-wise confidence level

Fit: aov(formula = Resposta ~ Tratamento + Bloco)

$Tratamento
              diff              lwr              upr              p adj
Randômico-Controle  0.06647934 -0.009595580  0.14255427  0.1074987
Senoidal-Controle   0.08957112  0.013496192  0.16564604  0.0146637
SenRand-Controle    0.07932152  0.003246597  0.15539644  0.0377937
Senoidal-Randômico  0.02309177 -0.052983151  0.09916670  0.8536767
SenRand-Randômico   0.01284218 -0.063232747  0.08891710  0.9702574
```

Fonte: Dados da pesquisa.

Figura 25. Resultados dos testes de normalidade, homocedasticidade, quadro de análise de variância e resultados dos testes de comparações múltiplas da variável atividade eletromiográfica do músculo bíceps braquial normalizada (RMSEmg_{bíceps}).

```
> bartlett.test(Resposta~Tratamento)

      Bartlett test of homogeneity of variances

data:  Resposta by Tratamento
Bartlett's K-squared = 3.334, df = 3, p-value = 0.3429

> shapiro.test(Resposta)

      Shapiro-Wilk normality test

data:  Resposta
W = 0.9785, p-value = 0.1972

> model<-aov(Resposta ~ Tratamento + Bloco)
> summary(model)
          Df Sum Sq Mean Sq F value Pr(>F)
Tratamento  3   19.7   6.571   0.986  0.406
Bloco       19  176.9   9.310   1.397  0.166
Residuals   57  379.9   6.664

> TukeyHSD(model)
      Tukey multiple comparisons of means
      95% family-wise confidence level

Fit: aov(formula = Resposta ~ Tratamento + Bloco)

$Tratamento
          diff          lwr          upr          p adj
Randômico-Controle  1.283955 -0.8764855  3.444395  0.4020723
Senoidal-Controle   1.092445 -1.0679955  3.252885  0.5428489
SenRand-Controle    0.978575 -1.1818655  3.139015  0.6301633
Senoidal-Randômico -0.191510 -2.3519505  1.968930  0.9954028
SenRand-Randômico  -0.305380 -2.4658205  1.855060  0.9819686
SenRand-Senoidal   -0.113870 -2.2743105  2.046570  0.9990200
```

Fonte: Dados da pesquisa.

Figura 26. Resultados dos testes de normalidade, homocedasticidade, quadro de análise de variância e resultados dos testes de comparações múltiplas da variável atividade eletromiográfica do músculo bíceps braquial normalizada (RMSEmg_{tríceps}).

```
> bartlett.test(Responses ~ Treatments)

      Bartlett test of homogeneity of variances

data:  Responses by Treatments
Bartlett's K-squared = 1.207, df = 3, p-value = 0.7513

> shapiro.test(Responses)

      Shapiro-Wilk normality test

data:  Responses
W = 0.9859, p-value = 0.4581

> model_1<-aov(Responses ~ Treatments + Block)
> summary(model_1)
          Df Sum Sq Mean Sq F value    Pr(>F)
Treatments  3  0.010  0.00324   0.078    0.972
Block      21  5.064  0.24113   5.792 2.77e-08 ***
Residuals  63  2.623  0.04163
---
Signif. codes:  0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1

> TukeyHSD(model_1)
      Tukey multiple comparisons of means
      95% family-wise confidence level

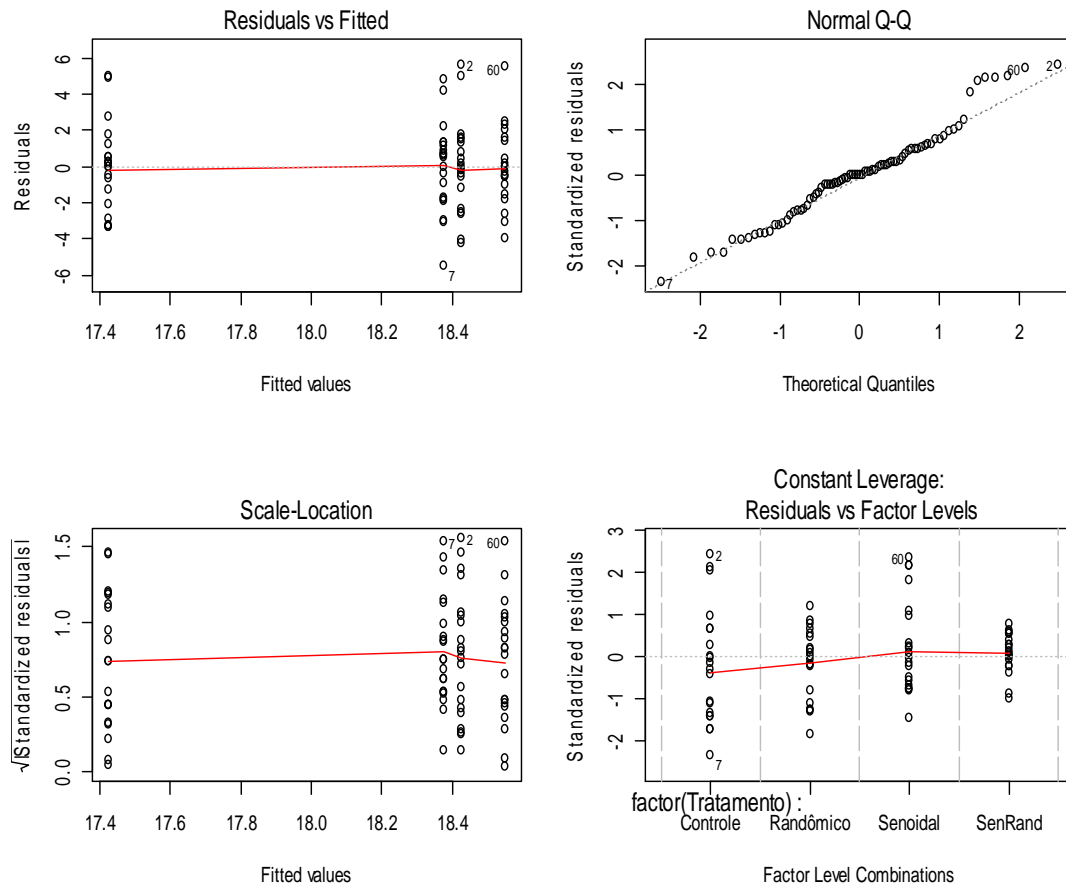
Fit: aov(formula = Responses ~ Treatments + Block)

$Treatments
              diff            lwr            upr            p adj
Random-Control -0.002983808 -0.1653378  0.1593702  0.9999586
SinRand-Control  0.015935376 -0.1464186  0.1782894  0.9938482
Sinusoidal-Control -0.013388127 -0.1757421  0.1489659  0.9963236
SinRand-Random  0.018919184 -0.1434348  0.1812732  0.9898147
Sinusoidal-Random -0.010404319 -0.1727583  0.1519497  0.9982618
Sinusoidal-SinRand -0.029323503 -0.1916775  0.1330305  0.9639714
```

Fonte: Dados da pesquisa.

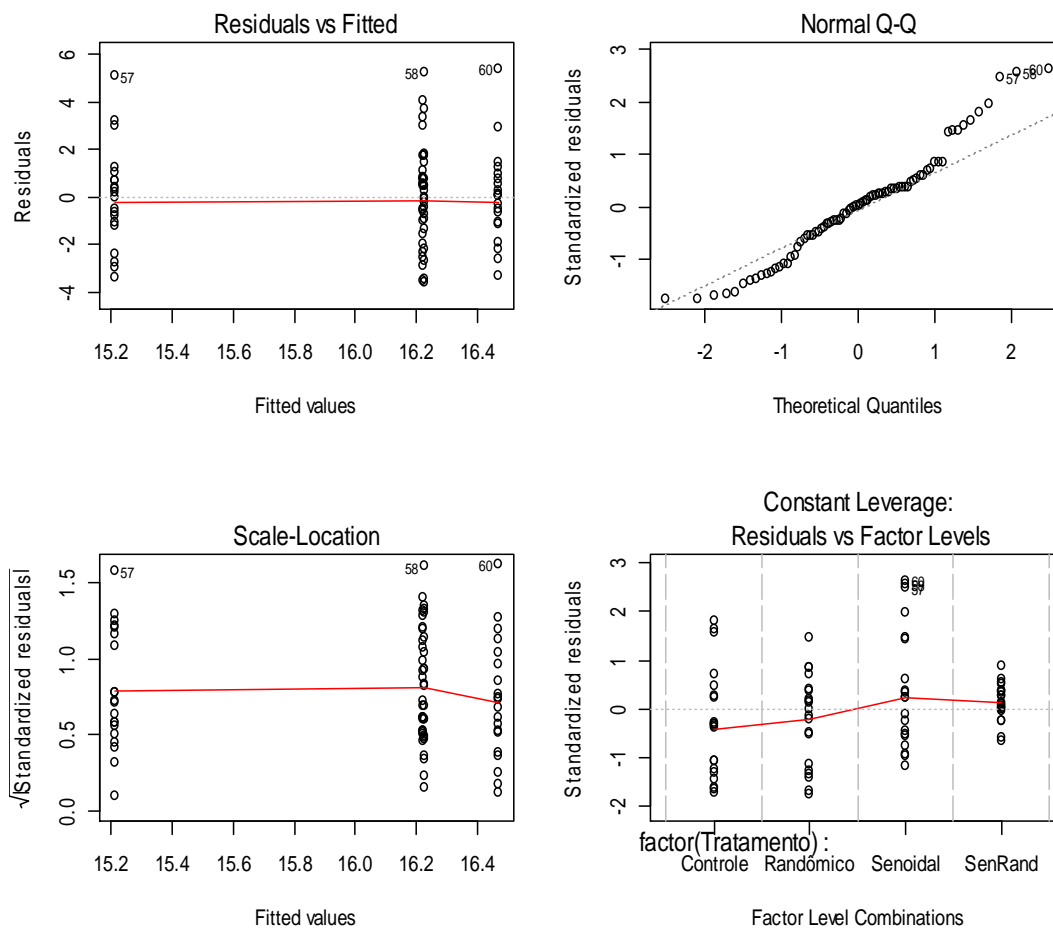
APÊNDICE B – Análise de resíduo de variância.

Gráfico 9. Análise de resíduo de variância da variável Força máxima (Fmax) para verificação dos pressupostos de normalidade e homocedasticidade.



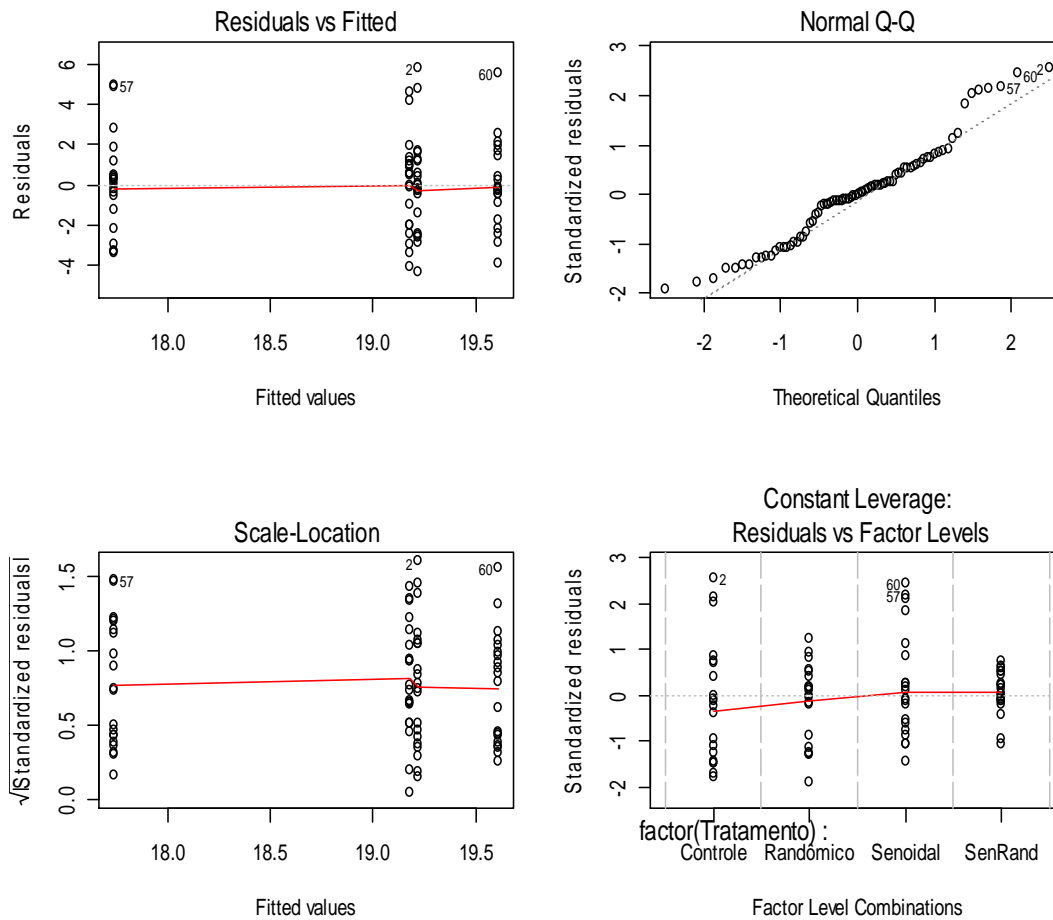
Fonte: Dados da pesquisa.

Gráfico 10. Análise de resíduo de variância da variável Força média (Fmed) para verificação dos pressupostos de normalidade e homocedasticidade.



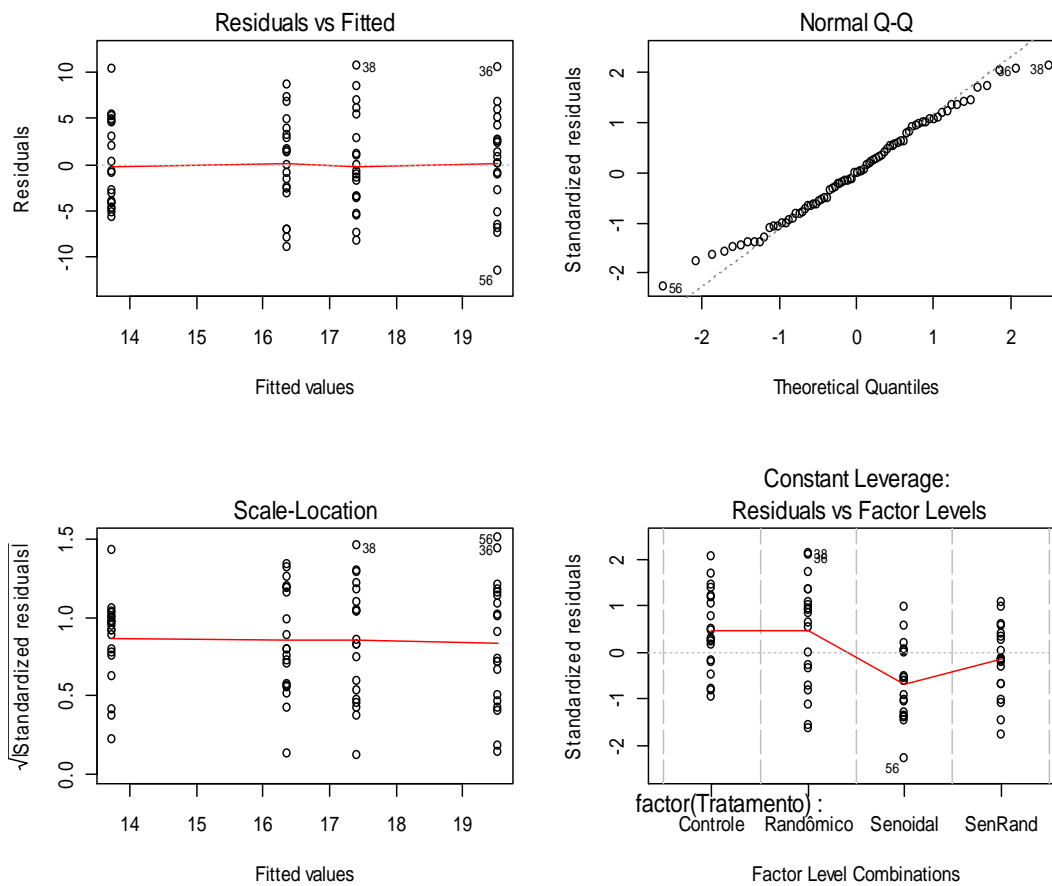
Fonte: Dados da pesquisa.

Gráfico 11. Análise de resíduo de variância da variável Pico de Força (PForça) para verificação dos pressupostos de normalidade e homocedasticidade.



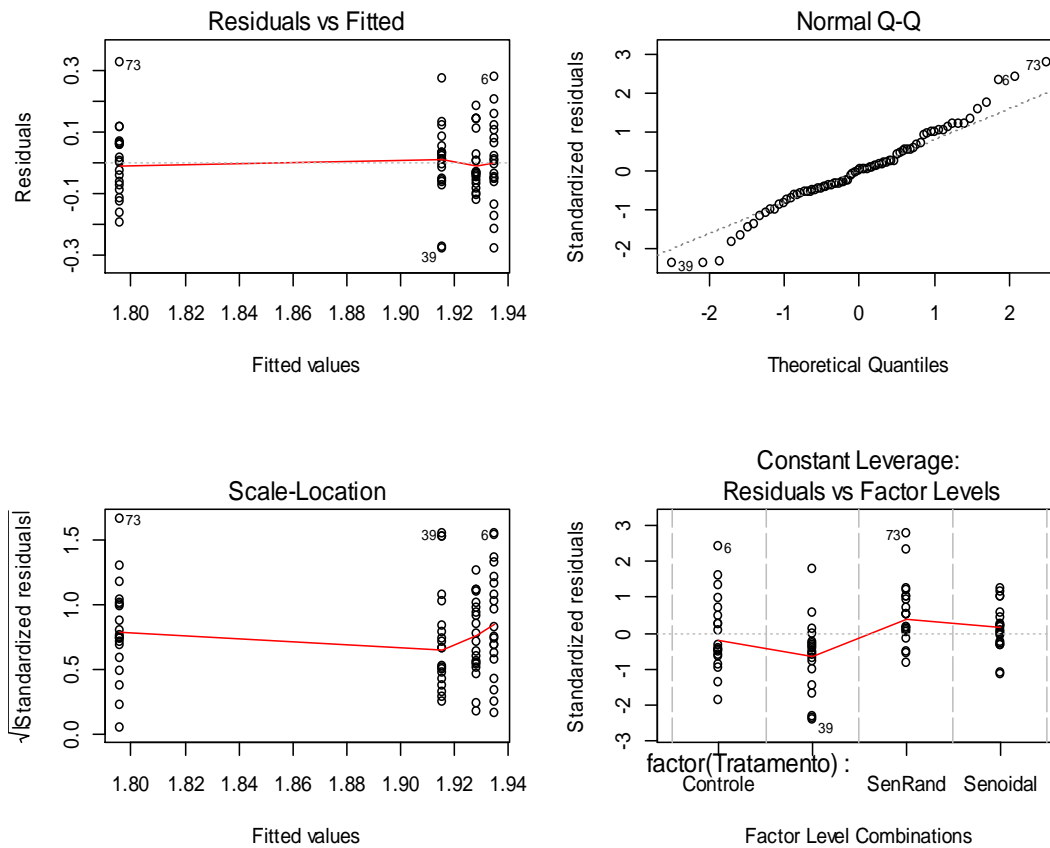
Fonte: Dados da pesquisa.

Gráfico 12. Análise de resíduo de variância da variável índice de fadiga (IF) para verificação dos pressupostos de normalidade e homocedasticidade.



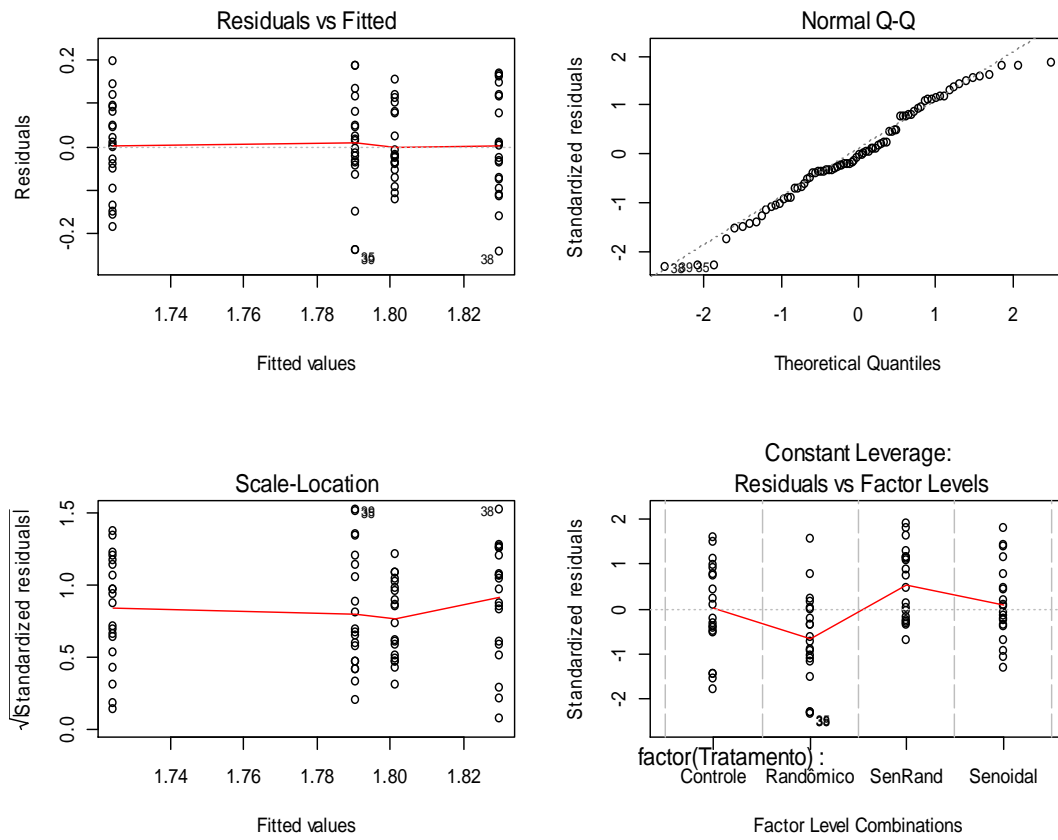
Fonte: Dados da pesquisa.

Gráfico 13. Análise de resíduo de variância da variável taxa de produção de força (TPF50) para verificação dos pressupostos de normalidade e homocedasticidade.



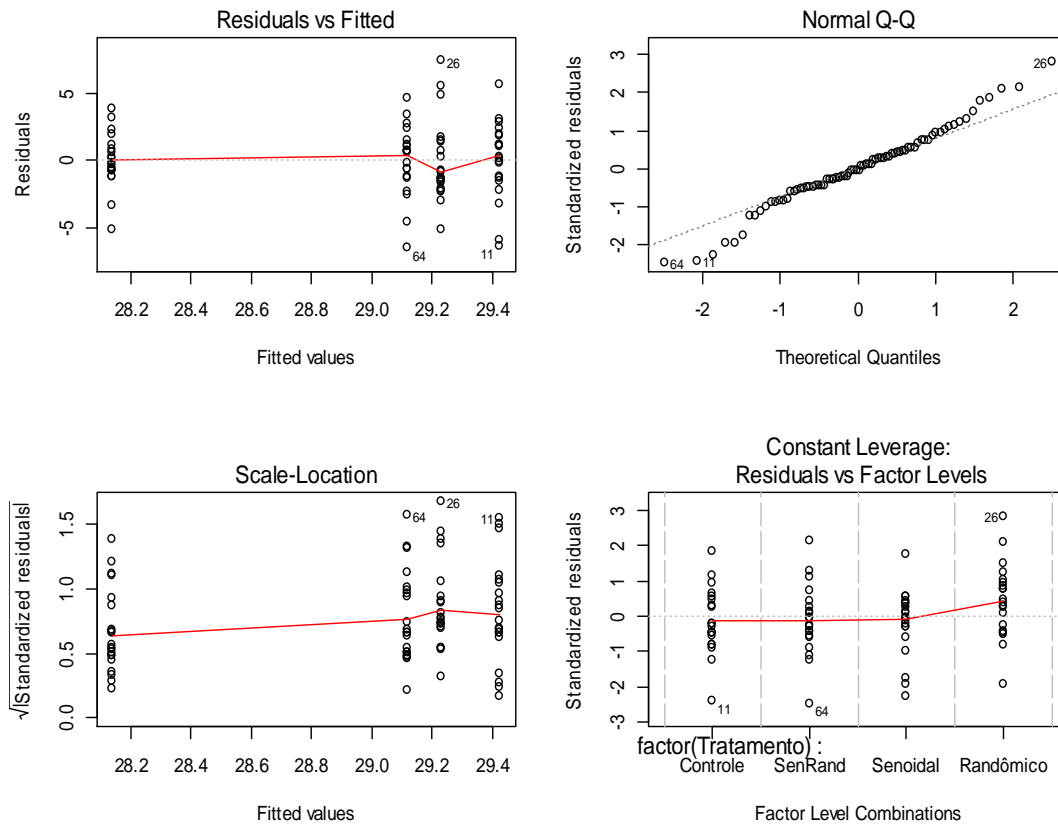
Fonte: Dados da pesquisa.

Gráfico 14. Análise de resíduo de variância da variável taxa de produção de força (TPF100) para verificação dos pressupostos de normalidade e homocedasticidade.



Fonte: Dados da pesquisa.

Gráfico 15. Análise de resíduo de variância da variável atividade eletromiográfica do músculo bíceps braquial ($RMSemg_{biceps}$) para verificação dos pressupostos de normalidade e homocedasticidade.



Fonte: Dados da pesquisa.

APÊNDICE C – Termo de Consentimento livre esclarecido (TCLE).

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

(Em 2 vias, firmado por cada participante-voluntári(o,a) da pesquisa e pelos responsáveis)

Título do Projeto de Pesquisa:

RESPOSTAS NEUROMUSCULARES E DE DESEMPENHO DE SALTOS VERTICAIS A DIFERENTES TIPOS DE ESTIMULAÇÃO VIBRATÓRIA.

Informações ao voluntário:

- O estudo é destinado a verificar as respostas neuromusculares à aplicação de vibrações mecânicas.
- A importância deste estudo é a de desenvolver novos métodos de treinamento de força.
- Os resultados que se desejam alcançar são os seguintes: medição antes, durante e após a aplicação de diferentes tipos de vibrações mecânicas da atividade eletromiográfica, força muscular e de desempenho de saltos verticais em cada sessão de treinamento e terá a duração de 30 dias.
- O estudo será realizado da seguinte maneira: primeiro você participará de um processo de familiarização com o exercício (flexão de cotovelo ou agachamento e saltos verticais) e posteriormente serão realizados testes de contração voluntária máxima (CVM) sem a adição de vibrações e de saltos verticais somente para os indivíduos que executarem o exercício de agachamento. Em seguida você participará de 5 (cinco) sessões de treinamento com intervalo de 5 dias entre cada uma delas. Cada sessão possuirá a duração de 60 a 75 minutos somando o tempo de aplicação dos estímulos, intervalos de recuperação entre os estímulos e realização da CVM e saltos verticais antes e após para medição da atividade eletromiográfica e força muscular, com os mesmos procedimentos anteriores ao treinamento.
- Os outros meios conhecidos para se obter os mesmos resultados são as seguintes: realizar o estudo com animais, o que não significaria que seriam obtidos resultados semelhantes em humanos.
- Os incômodos que poderá sentir com a participação são os seguintes: alguma dor muscular tardia devido à atividade física (dor ou desconforto muscular após a sessão de treinamento), sendo este efeito comum aos treinamentos de força e não será necessário o uso de medicamentos. Esta pesquisa foi planejada de forma que você possua o menor desconforto físico possível. Para minimização destes possíveis efeitos as sessões de treinamento serão realizadas com intervalo de 5 (cinco) dias. Caso você julgue-se incapaz de realizar o exercício ou se a dor permanecer por um período superior a 72 horas, você será encaminhado à avaliação médica.
- Os possíveis riscos à sua saúde física e mental são: lesões músculo-esqueléticas, que ocorrem com baixa frequência no treinamento a ser aplicado.
- Os benefícios que você deverá esperar com a sua participação, mesmo que não diretamente são: contribuir para o estudo da atividade física e do esporte, ajudando a descobrir novos métodos que ajudem, inclusive, na manutenção da força muscular em idosos, acometidos pela doença de Parkinson dentre outros grupos de populações especiais.
- Sempre que desejar serão fornecidos esclarecimentos sobre cada uma das etapas do estudo.
- A qualquer momento, você poderá recusar a continuar participando do estudo e, também, que poderá retirar este seu consentimento, sem que isso lhe traga qualquer penalidade ou prejuízo.
- As informações conseguidas através da sua participação não permitirão a identificação da sua pessoa, exceto aos responsáveis pelo estudo, e que a divulgação das mencionadas informações só será feita entre os profissionais estudiosos do assunto.

Finalmente, tendo eu compreendido perfeitamente tudo o que me foi informado sobre a minha participação no mencionado estudo e estando consciente dos meus direitos, das minhas responsabilidades, dos riscos e dos benefícios que a minha participação implica, concordo em dele participar e, para isso, eu

DOU O MEU CONSENTIMENTO SEM QUE PARA ISSO EU TENHA SIDO FORÇADO OU OBRIGADO.

Endereço d(o,a) participante-voluntári (o,a)	
Residência:	
Bairro:	CEP:
Cidade:	Telefone:
Ponto de referência:	
Contato de urgência:	
Residência:	
Bairro:	CEP:
Cidade:	Telefone:
Ponto de referência:	

O presente termo de consentimento é feito de livre e espontânea vontade, sendo que o mesmo é assinado nesta data, em duas vias (sendo uma via minha e outra dos pesquisadores) para que produza seus efeitos éticos, jurídicos e legais.

Belo Horizonte, _____ de _____ de 2012.

Assinatura do Voluntário

Declaro que expliquei os objetivos desse estudo, dentro dos limites dos meus conhecimentos científicos.

Assinatura do Orientador da Pesquisa

Assinatura do Pesquisador

Leszek Antoni Szmuchowski
Av. Pres. Antônio Carlos, 6627, Pampulha
Belo Horizonte - MG - CEP: 31270-901
Tel: 3409-2326/ e-mail: leszek_br@yahoo.com.br

Leandro Vinhas de Paula
Rua Felipe Drumond, 81, Apto. 85, Luxemburgo
Belo Horizonte - MG - CEP:30380-310
Tel: 9374-7564/ e-mail: leandro_faefi@hotmail.com

ATENÇÃO

Para informar ocorrências irregulares ou danosas durante a sua participação no estudo, dirija-se ao:
Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais:
Unidade Administrativa II, 2º andar, sala 2005, Campus Pampulha
Av. Antônio Carlos, 6627. Belo Horizonte / MG. CEP: 31270-901/ Telefone: (31) 3409-45

ANEXOS

ANEXO 1 – Parecer do Comitê de ética em Pesquisa da UFMG.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP

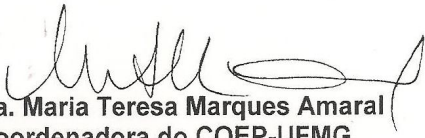
Projeto: CAAE – 0353.0.203.000-11

Interessado(a): **Prof. Leszek Antoni Szmuchrowski**
Departamento de Esportes
EEFFTO - UFMG

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 14 de setembro de 2011, após atendidas as solicitações de diligência, o projeto de pesquisa intitulado "**Respostas neuromusculares e de desempenho de saltos verticais a diferentes tipos de estimulação vibratória**" bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.


Prof. Maria Teresa Marques Amaral
Coordenadora do COEP-UFMG

