



UNIVERSIDADE FERNANDO PESSOA

FCS/ESS

LICENCIATURA EM FISIOTERAPIA

PROJETO E ESTÁGIO PROFISSIONALIZANTE II

**OS EFEITOS DA VIBRAÇÃO NO PADRÃO ELETROMIOGRÁFICO
DOS MÚSCULOS DA COXA**

Rui Meneses
Estudante de Fisioterapia
Escola Superior De Saúde – UFP
23933@ufp.pt

Adérito Seixas
Mestre Assistente
aderito@ufp.edu.pt

Sandra Rodrigues
Mestre Assistente
sandrar@ufp.edu.pt

Porto, Junho de 2014

Resumo

Objetivo: o objetivo deste estudo é analisar respostas eletromiográficas dos músculos da coxa expostos a diferentes frequências vibratórias para verificar a hipótese de diferentes frequências vibratórias determinarem diferentes respostas neuromusculares. **Metodologia:** oito participantes do sexo masculino foram expostos à vibração usando uma plataforma vibratória síncrona sendo expostos aleatoriamente a duas vibrações (25Hz e 50Hz) e a um procedimento de controlo, sem recurso à vibração. A amplitude usada foi de 5mm. **Resultados:** nos músculos STD e STND há um aumento da contração muscular na exposição à vibração à medida que a frequência aumenta. No músculo BFD a mais alta atividade muscular foi registada nos 25Hz. Não se verificaram quaisquer influências estatisticamente significativas da vibração na atividade muscular dos músculos VMD, VMND, VLD, VLND e BFND. **Conclusão:** a exposição à vibração não tem influência na atividade muscular de todos os músculos. Porém quando esta influencia a atividade muscular de algum músculo, apenas a aumenta e nunca a diminui. **Palavras-chave:** exercício vibratório, eletromiografia, atividade muscular

Abstract

Objective: The aim of this study is to analyze electromyographic responses of the thigh muscles exposed to different vibrational frequencies to verify the hypothesis of different vibrational frequencies determine different neuromuscular responses. **Methods:** Eight male participants were exposed to vibration using a synchronous vibration platform being randomly exposed to two vibrations (25Hz and 50Hz) and a control procedure, without recourse to vibration. The amplitude of 5mm was used. **Results:** STD muscles and STND there is an increase in muscle contraction vibration exposure as the frequency increases. In muscle BFD highest muscle activity was recorded in 25Hz. There were no statistically significant influences of vibration on muscle activity of the muscles VMD, VMND, VLD, and VLND BFND. **Conclusion:** Exposure to vibration has no influence on muscle activity of all muscles. But when it influences muscle activity in some muscle, only increases in and never decreases. **Keywords:** whole body vibration, eletromyography, muscle activity

Introdução

A utilização do exercício vibratório tem gerado interesse nos campos da ciência desportiva e de reabilitação (Cardinale e Wakeling, 2005). As variáveis biomecânicas que determinam a intensidade das vibrações são a frequência, determinada pela taxa de repetição de ciclos de oscilação medido em Hertz (Hz) e a amplitude de vibração, sendo considerado o deslocamento pico a pico, medido em milímetros (mm) (Cardinale e Wakeling, 2005; Rittweger, 2010). Segundo Cardinale e Wakeling (2005), as plataformas vibratórias dispõem de vibrações com frequências entre 15Hz e 60Hz e deslocamento de <1mm até 10mm, existindo dois tipos de plataformas oscilatórias usando dois diferentes sistemas: vibração vertical síncrona e vibração vertical alternada, apresentando como grande diferença o facto de na primeira a amplitude de vibração ser igual independentemente da posição dos pés e na segunda, quanto mais próximos estiverem do centro da plataforma menor será a amplitude de vibração. O exercício vibratório consiste na realização de exercício numa plataforma oscilatória, a qual transmite estímulos mecânicos (vibração) à zona anatómica em contacto com a plataforma e que se propagam por todo o corpo.

As mudanças na cinemática das articulações e da atividade muscular podem ser controladas num curto espaço de tempo e são usadas pelo corpo para mudar as suas respostas à vibração de forças externas (Cardinale e Wakeling, 2005). Este mecanismo estimula recetores sensoriais como os fusos neuromusculares, conseqüentemente geram-se contrações reflexas, semelhantes às contrações provocadas pelo reflexo tónico-vibratório, através da estimulação dos motoneurónio alfa (Da Silva et al., 2006), sendo que a combinação destes efeitos pode contribuir para uma contração muscular mais vigorosa (Nordlund e Thorstensson, 2007; Rehn, Lidström, Skoglund e Lindström, 2007; Marín e Rhea, 2010; Rittweger, 2010). Assim, os músculos ao amortecerem as vibrações originadas pela plataforma vibratória, apresentam um determinado aumento de contração muscular (Rittweger, Schiessl e Felsenberg, 2001).

Uma forma amplamente utilizada na investigação da ação muscular é a eletromiografia (EMG) (Tank, Silva, Oliveira e Garcia, 2009). A EMG é o estudo da função muscular através da análise do potencial elétrico proveniente do próprio músculo (Norali e Som, 2009). A origem da EMG está intimamente relacionada com o sistema nervoso. A transmissão eletroquímica entre os nervos que têm origem no cérebro produz potenciais de ação que se propagam através das fibras nervosas. O potencial de ação desloca-se ao longo dessas fibras e vai, finalmente, estimular o músculo-esquelético. Esta estimulação cria a contração muscular que então resulta no movimento humano. Os potenciais de ação atuam no nervo, que inerva um vasto número de fibras músculo-esqueléticas e estes causam um campo de corrente elétrica transmembranar, variante no tempo, que suscita

mudanças de potencial no tecido extracelular, que pode ser medido através da EMG (Basmajian, 1988). A amplitude do eletromiograma estimada pela média do sinal retificado ou pelo RMS (*root mean square*) reflete o padrão de recrutamento ou ativação das unidades motoras que controlam um determinado músculo, havendo uma relação muito próxima do linear entre o eletromiograma e a força gerada pelo músculo (Farina, Fosci e Merletti, 2002). A EMG de superfície é usada na pesquisa de reabilitação, ciências do desporto, cinesiologia e ergonomia (Drost, Stegeman, Van Engelen e Zwarts, 2006) para registrar a comutação “on-off” dos músculos e para estimar a força muscular durante contrações voluntárias dinâmicas (Drost, Stegeman, Van Engelen e Zwarts, 2006; Tank, Silva, Oliveira e Garcia, 2009). A EMG é útil na medida em que é um dos poucos métodos que providencia uma janela sobre a atividade muscular e portanto a produção de força durante movimentos funcionais (Staudenmann, Roeleveld, Stegeman e Van Dieën, 2010).

O objetivo deste estudo é analisar respostas eletromiográficas dos músculos flexores e extensores do joelho expostos a diferentes frequências vibratórias para verificar a hipótese de diferentes frequências vibratórias determinarem diferentes respostas neuromusculares.

Metodologia

Participantes

Neste estudo participaram voluntariamente oito sujeitos do sexo masculino, cujas características antropométricas e demográficas podem ser observadas na tabela 1

Tabela 1. Caracterização da amostra relativamente à idade, índice de massa corporal (IMC) e prega crural

n = 8	Idade	IMC	<i>Prega Crural</i>
Média	24,13	22,96	14,00
Desvio Padrão	1,55	2,74	6,68

Todos os participantes são caracterizados como irregularmente ativos, segundo os critérios do IPAQ. Dos participantes da referida amostra todos apresentam dominância podal direita, com exceção de um participante que refere dominância podal esquerda, segundo os critérios do Questionário de Preferência Lateral. Constituem critérios de inclusão a ausência de antecedentes de patologia músculo-esquelética, cardiovascular, neurológica e metabólica, de história de

cirurgia no membro superior ou inferior e de fratura também no membro superior ou inferior, e ainda ausência de medicação com ação sobre o sistema músculo-esquelético, cardiovascular ou neurológico. Foram retirados da amostra todos os participantes com valores atípicos de prega crural.

Materiais e Instrumentos

Eletromiógrafo (BioPlux Research), eléttodos de conexão metálica standard, plataforma vibratória (PowerPlate5[®]), lâminas de corte de pêlo, algodão, gase, goniômetro, fita milimétrica, eléttodos, computador, balança (Tanita[®]), estadiômetro, cronômetro e adipômetro. Foi também aplicado um questionário de preferência lateral para se determinar o lado dominante de cada participante, em que foram aplicadas 5 perguntas de resposta rápida tendo o participante de escolher o lado preferido para realizar uma série de tarefas básicas. Também foi utilizada a escala de Borg, com vista a avaliar a intensidade do esforço físico e/ou o desconforto sentido por cada um durante o estudo. Foi medida a prega crural situada a meia distância entre a prega inguinal e a superfície anterior da rótula na linha média da coxa (Norton e Olds, 1996). Os participantes preencheram o Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ) para se determinar os diferentes tipos de atividade física e quanto tempo estes lhes dedicam no seu quotidiano.

Procedimento

Após ser obtida a autorização por parte da Comissão de Ética da Universidade Fernando Pessoa, os participantes que se voluntariaram a participar foram convidados a assinar o formulário de consentimento informado, tendo sido explicado o âmbito do estudo e o protocolo a ser desenvolvido e garantido a confidencialidade dos dados e a possibilidade de desistirem a qualquer momento, sem prejuízo pessoal.

A atividade muscular foi medida através de eletromiografia, sendo a colocação dos eléttodos feita segundo o protocolo descrito por Criswell (2010). Para o músculo vasto medial a colocação é feita usando um espaço de 2 cm entre os eléttodos colocados num ângulo oblíquo (55 graus), 2 cm medialmente a partir do bordo superior da rótula. Para o vasto lateral são colocados dois eléttodos, separados por 2 cm, aproximadamente 3 a 5 cm acima da rótula, num ângulo oblíquo lateralmente à linha média. Para o biceps femoral, os dois eléttodos são colocados a 2 cm de distância entre eles, paralelamente às fibras musculares na zona lateral da coxa, a dois terços da distância entre o trocânter e o cavado poplíteo. O semitendinoso é monitorizado colocando-se os eléttodos na zona medial da coxa, localizados aproximadamente a 3 cm do bordo lateral da coxa e aproximadamente

a meia distância entre a prega glútea e o cavado poplíteo. Para o posicionamento do equipamento de recolha eléctromiográfica foi tido em conta a dominância podal dos participantes.

Antes da colocação dos eléctrodos os pelos foram removidos e foram realizados 10 *strokes*, com auxílio de gaze e álcool, na área de aplicação dos músculos acima descritos, segundo as recomendações do SENIAM (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug e Rau, 2000) para diminuição da impedância da pele.

O sinal eletromiográfico em bruto foi convertido para uma média de sinal retificado (*root mean square*) através do software MATLAB® 2014a. O RMS foi expresso como uma função ao longo do tempo (milivolts). Os cabos da EMG foram protegidos de forma apropriada para prevenir interferências durante a recolha dos dados. Um computador com o respetivo software, foi usado para recolher e armazenar a informação eletromiográfica. As amostras foram tratadas com um filtro Butterworth de 50Hz, de 3ª ordem, para todas as condições de teste. Para a condição de exposição de 25Hz foi também utilizado um filtro Butterworth de 25Hz de 3ª ordem. A frequência de amostragem foi de 1000Hz.

Os indivíduos foram expostos à vibração usando uma plataforma vibratória (PowerPlate5®) e foram expostos aleatoriamente a duas vibrações e a um procedimento de controlo, sem recurso à vibração. As frequências de vibração utilizadas foram de 25Hz e 50Hz e amplitude de 5mm, tendo o grupo de controlo seguido os mesmos procedimentos porém não foi exposto a qualquer tipo de vibração.

Todos os participantes tiveram 7 dias de intervalo entre cada sessão de vibração. Após a familiarização dos participantes com o protocolo foi pedido aos sujeitos para se manterem na posição de semi-agachamento na plataforma vibratória com 70° de flexão dos joelhos, com os pés posicionados à largura dos ombros. O sinal eletromiográfico foi recolhido dos músculos vasto medial, vasto lateral, semimembranoso e semitendinoso, bilateralmente, enquanto os indivíduos se mantinham na posição de teste durante 60 segundos com exposição à vibração. Cada 60 segundos de vibração eram intervalados com 60 segundos de repouso, contabilizando um total de 5 minutos de exposição e 5 minutos de repouso, sendo assim medida a atividade muscular durante a exposição à vibração e o repouso inicial e final. Os dados electromiográficos do repouso foram recolhidos durante 30 segundos, antes e depois do protocolo de agachamento, na posição de pé.

Análise estatística

Foi utilizado o software de análise estatística IBM SPSS® 22 para Windows 8®. Foram utilizadas medidas de tendência central e de dispersão e estatística indutiva, para um $\alpha \leq 0,05$. Uma vez que os dados da escala de Borg, da contração muscular na posição de semi-agachamento para controlo, 25Hz e 50Hz não apresentam uma distribuição normal, foi utilizada estatística não paramétrica para comparação de medianas de medidas repetidas, em amostras emparelhadas (Friedman's Two-Way Analysis of Variance by Ranks). Para a comparação do repouso inicial e final e do lado dominante vs. não dominante foi utilizada a estatística não paramétrica, teste de Wilcoxon

Resultados

Os dados referentes às medidas de tendência central e de dispersão e correspondentes valores de p para os repouso iniciais e finais dos músculos estudados, nas diversas situações de teste, encontram-se listados na tabela 1.

Tabela 2. Dados respectivos à média, desvio padrão e respectivo valor de p dos músculos em estudo, para os repouso inicial e final, para as três diferentes condições de teste (controle, 25Hz e 50Hz)

			VMD	VMND	p	VLD	VLND	p	STD	STND	p	BFD	BFND	p
Controle	REPOUSO INICIAL	Média	2,31	2,24	0,401	2,29	2,32	0,779	2,28	2,22	0,575	2,42	2,23	0,208
		DP	0,15	0,22		0,16	0,31		0,12	0,25		0,485	0,31	
	REPOUSO FINAL	Média	2,3	2,19	0,327	2,23	2,18	0,575	2,28	3,45	1	2,28	4,58	0,889
		DP	0,2	0,25		0,16	0,21		0,37	3,78		0,23	6,65	
		p	0,674	0,327		0,208	0,401		0,263	0,674		0,401	0,327	
25Hz	REPOUSO INICIAL	Média	2,71	2,36	0,017	4,27	2,47	0,123	2,86	2,91	0,889	3,06	6,91	0,674
		DP	0,34	0,19		4,08	0,28		0,84	0,83		1,42	8,29	
	REPOUSO FINAL	Média	2,51	2,28	0,093	2,68	2,37	0,208	2,79	2,77	0,401	4,88	4,92	0,779
		DP	0,57	0,3		0,55	0,25		0,84	1,43		4,57	7,18	
		p	0,208	0,401		0,263	0,779		0,889	0,889		0,484	0,779	
50Hz	REPOUSO INICIAL	Média	2,63	2,35	0,123	3,83	2,54	0,327	2,53	2,92	0,575	3,14	6,15	0,889
		DP	0,47	0,3		3,8	0,55		0,37	1,88		1,76	10,62	
	REPOUSO FINAL	Média	2,62	2,5	0,093	3,16	2,57	0,093	3,6	4,98	0,263	9,07	6,92	0,484
		DP	0,33	0,3		1,15	0,28		1,63	4,13		9,39	11,4	
		p	0,889	0,123		0,263	0,161		0,093	0,123		0,05	0,05	

VMD: vasto medial dominante; VMND: vasto medial não dominante; VLD: vasto lateral dominante; VLND: vasto lateral não dominante; STD: semitendinoso dominante; STND: semitendinoso não dominante; BFD bíceps femoral dominante; BFND: bíceps femoral não dominante; Na posição de repouso, quando comparados lado dominante e não dominante verifica-se que no repouso inicial (RI) dos 25Hz, entre os músculos VMND e VMD existem diferenças significativas, tendo o músculo VMD tido mais atividade. Quando comparados repouso inicial (RI) e repouso final (RF) verificam-se diferenças estatisticamente significativas nos 50Hz, para os músculos BFD e BFND, tendo a atividade muscular aumentado no RF.

Os dados referentes às medidas de tendência central e de dispersão e correspondentes valores de p para as condições de teste (controle, 25Hz e 50Hz), encontram-se listados na tabela 1

Tabela 3. Dados respectivos à média, desvio padrão e respectivo valor de p dos músculos em estudo para as condições de teste (controle, 25Hz e 50Hz)

		VMD	VMND	p	VLD	VLND	p	STD	STND	p	BFD	BFND	p
Controle	Média	99,89	94,8	0,674	105,66	71,42	0,036	7,36	7,81	0,263	8,59	10,1	0,401
	DP	46,83	46,47		41,23	36,58		2,01	2,57		1,39	5,74	
25Hz	Média	82,88	79,67	0,674	90,71	71,18	0,327	24,8	17,51	0,25	16,73	20,39	0,401
	DP	20,46	28,71		24,26	41,94		5,38	7,22		4,57	18,58	
50Hz	Média	91,69	92,36	0,401	94,34	86,84	0,327	26,68	19,18	0,025	15,72	16,3	0,674
	DP	47,14	79,92		37,69	56,93		2,47	5,24		4,16	5,88	
p		0,417	0,223		0,882	0,607		0,002	0,01		0,002	0,093	

Na posição de teste, quando comparados músculo dominante com músculo não dominante, durante o controle, verificam-se diferenças significativas entre os músculos VLND e VLD. Durante a frequência de 25Hz não existem quaisquer diferenças significativas e durante os 50Hz apenas existem diferenças significativas entre os músculos STD e STND. Para os músculos STD, STND e BFD verificam-se diferenças estatisticamente significativas entre condições de teste. Todos estes três músculos apresentam diferenças entre controle vs 25Hz e controle vs 50Hz.

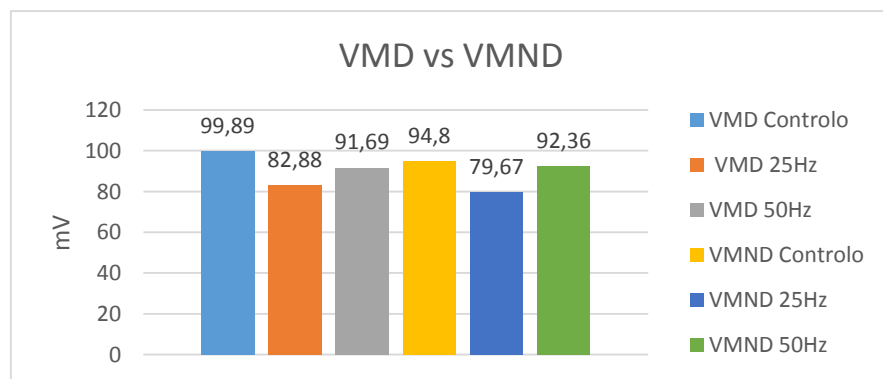


Gráfico 2 – Contração muscular do músculo vasto medial dominante (VMD) – 3 barras à esquerda; e vasto lateral não dominante (VLND) - 3 barras à direita

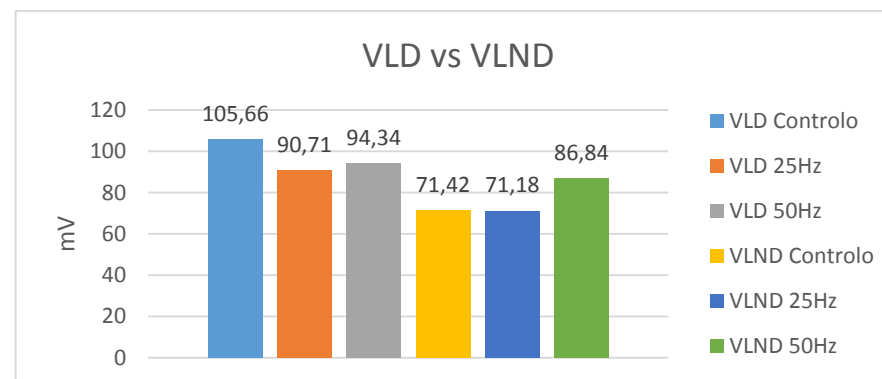


Gráfico 1 – Contração muscular do músculo vasto lateral dominante (VLD) – 3 barras à esquerda; e vasto lateral não dominante (VLND) - 3 barras à direita

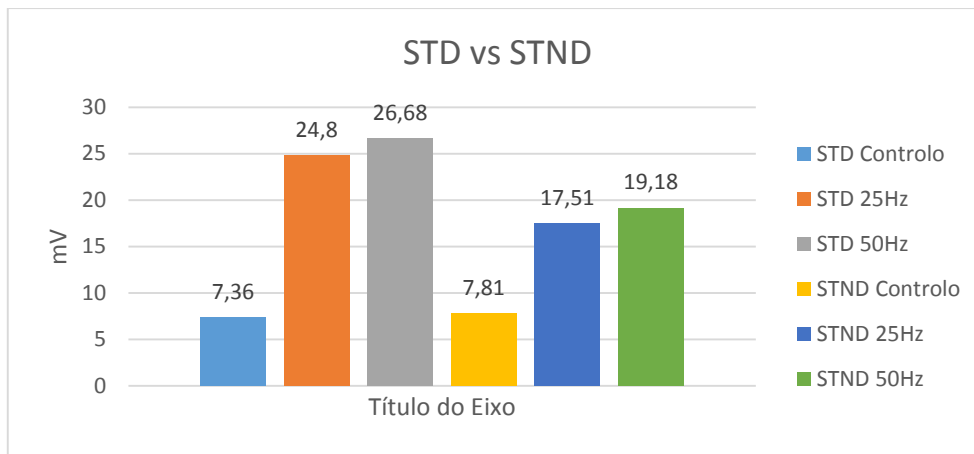


Gráfico 3 – Atividade muscular do músculo semitendinoso dominante (STD) - 3 barras à esquerda; e semitendinoso não dominante (STND) - 3 barras à direita

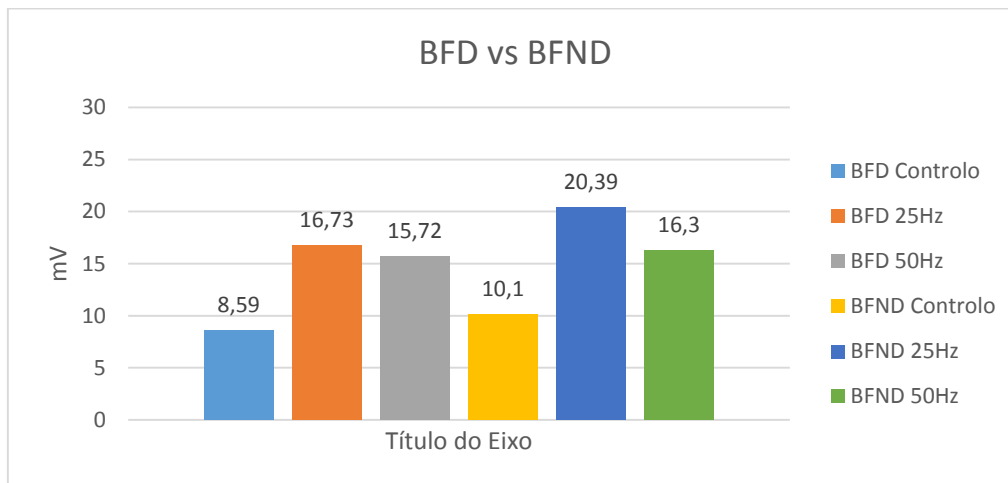


Gráfico 4 – Atividade muscular do músculo bíceps femoral dominante (BFD) - 3 barras à esquerda; e bíceps femoral não dominante (BFND) - 3 barras à direita

A vibração levou a uma diminuição da atividade muscular do músculo VMND assim como VMD e VLD, quando comparada com os valores de controlo, apesar de não serem valores significativos. A atividade muscular mais baixa foi encontrada nos 25Hz e mais alta no controlo para estes três músculos. Relativamente ao músculo VLND houve uma ligeira diminuição de atividade muscular nos 25Hz e um aumento da mesma nos 50Hz quando comparadas com os valores de controlo. A atividade muscular mais baixa foi encontrada nos 25Hz e a mais alta nos 50Hz, contudo valores significativos não foram encontrados. A vibração levou a um aumento da atividade muscular do músculo STD e do STND sendo a atividade muscular mais alta encontrada nos 50Hz. Nas comparações entre frequências e controlo encontraram-se diferenças estatisticamente significativas para ambos os músculos, entre controlo e 25Hz, e controlo e 50Hz. Nos músculos BFD e BFND verifica-se também um aumento da atividade muscular, sendo o valor mais alto atingido na frequência de 25Hz. Nas comparações entre frequências e controlo encontraram-se

diferenças estatisticamente significativas para o musculo BFD para controlo vs 25Hz, e controlo vs 50Hz.

Tabela 4. Dados respetivos à média, desvio padrão e respetivo valor de p para a Escala de Borg

		Escala Borg	p
Controlo	Média	13,25	0,141
	DP	2,49	
25Hz	Média	11,25	
	DP	2,05	
50Hz	Média	12,63	
	DP	2,45	

Relativamente à escala de Borg, que avalia a intensidade do esforço físico e/ou o desconforto sentido, e que compara o grupo de controlo, 25Hz e 50Hz, esta mostra que não existem diferenças significativas.

Discussão

O presente estudo analisou os efeitos de diferentes frequências na atividade mioelétrica dos músculos vasto medial, vasto lateral, semitendinoso e semimembranoso bilateralmente. As frequências aplicadas foram de 25Hz e 50Hz, a uma amplitude de 5mm. Os dados obtidos não revelaram a existência um padrão geral para a contração muscular associado à vibração.

Estudos previamente publicados (Hazell, Jakobi e Kenno, 2007; Krol et al., 2011; Perchthaler, Horstmann e Grau, 2013; Ritzmann, Gollhofer e Kramer, 2013) demonstram que quanto maior for a frequência de vibração aplicada aos músculos, maior é a sua excitação nas suas unidades motoras, levando a uma maior atividade muscular. Assim, de igual modo encontra-se nos músculos STD e STND um aumento gradual da contração muscular à medida que aumenta a frequência, havendo diferenças estatisticamente significativas encontradas para controlo vs 25Hz e controlo vs 50Hz. Quando expostos à vibração, a mais alta atividade mioelétrica foi registada quando a frequência selecionada foi 50Hz. É sabido que aplicações diretas de um estímulo a um músculo ou tendão produzem reações nos fusos musculares (De Gail, Lance e Neilson, 1966; Desmedt e Godaux, 1975). Vibrações locais no tendão induzem atividade das fibras Ia dos fusos musculares, mediadas pelas vias monosinápticas e polisinápticas (Fratini et al., 2009). Um reflexo de contração muscular conhecido como o reflexo tónico de vibração chega em resposta ao estímulo vibratório (Roll, Vedel e Ribot, 1989; Romaguere, Vedel, Azulay e Pagni, 1991; Martin e Park, 1997) e impõe uma rápida e pequena mudança no comprimento do músculo (Cardinale e Erskine, 2008). As vibrações são transferidas da plataforma vibratória para um grupo muscular específico através do corpo do indivíduo (Fratini et al., 2009). Segundo o mesmo autor os tecidos moles atuam como massas corporais que vibram de forma amortecida em resposta a excitação

mecânica. O sistema neuromuscular funciona para amortecer a ressonância dos tecidos moles que ocorre em resposta à vibração (Wakeling, Nigg e Rozitis, 2002; Wakeling e Liphardt, 2006). Assim que as cargas de vibração são aplicadas, as respostas mecânicas e metabólicas surgem a partir do sistema neuromuscular (Kerschman-Schindl et al., 2001; Rubin et al., 2004; Bautmans, Van Hees, Lemper e Mets, 2005). Cochrane (2011) sugere que durante a vibração as unidades miotendinosas do músculo estão em tensão em cada ciclo de vibração. Desta maneira verifica-se um aumento da atividade reflexa do músculo via reflexo miotático, provocando um aumento da atividade eletromiográfica (Ritzmann, Gollhofer e Kramer, 2013). Em consequência, pode-se assumir que o aumento na atividade eletromiográfica devido ao aumento da frequência de vibração foi causado pelo alto número de respostas reflexas de estiramento (Ritzmann, Gollhofer e Kramer, 2013) em que houve mais estímulo nos 25Hz do que nos 50Hz, levando a uma maior atividade muscular na segunda frequência.

Já para os músculos BFD e BFND a maior atividade verificou-se na frequência de 25Hz e a mais baixa no controlo, apesar de apenas no músculo BFD se terem encontrado diferenças significativas para controlo vs 25Hz e controlo vs 50Hz, indicando um aumento de atividade muscular quando BFD foi exposto à vibração. Este fenómeno foi também descrito por Cardinale e Lim (2003) que estudaram os efeitos da vibração a diferentes frequências (30Hz, 40Hz e 60Hz) na atividade mioelétrica do músculo vasto lateral verificando uma maior atividade muscular quando a frequência era a menor. Segundo os mesmos autores a existência de algum mecanismo inibitório mediado por mecanocetores e recetores da pele poderá justificar estes resultados que não são concordantes com a justificação dos autores anteriormente referidos, que mostram aumento da atividade muscular com o aumento da frequência de vibração. Apesar de Cardinale e Lim (2003) usarem uma frequência diferente (30Hz) da usada neste estudo (25Hz), de o músculo por estes estudado ser apenas o vasto medial, a posição para a flexão joelho ter sido de 100° e o tipo de vibração não ter sido referido, os tempos de exposição à vibração e suas repetições são praticamente as mesmas usadas no presente estudo. Ainda Cardinale e Lim (2003) referem a posição por eles escolhida na plataforma vibratória aliada à exposição de 30Hz como sendo uma posição eficaz para acionar a estimulação do músculo vasto lateral. Possivelmente, também no presente estudo, a frequência de 25Hz aliada a uma posição de semi-agachamento são os fatores mais suscetível a aumentar a atividade muscular nos músculos BFD e BFND.

Durante a posição de teste para os músculos VMD, VMND, VLD, VLND não se verificaram quaisquer influências estatisticamente significativas do controlo e da vibração nas suas atividades musculares. Apesar disso nos músculos VMD, VMND e VLD verifica-se que o maior grau de atividade muscular se regista no controlo e o mais baixo na frequência de 25Hz. O músculo VLND

segue a mesma tendência dos músculos supracitados, contudo neste músculo a frequência de 50Hz é mais alta que o controle e 25Hz, encontrando-se estas duas condições (controle e 25Hz) com praticamente os mesmos valores de atividade muscular. Muitos estudos (Hazell, Jakobi e Kenno, 2007; Krol et al., 2011; Perchthaler, Horstmann e Grau, 2013; Ritzmann, Gollhofer e Kramer, 2013) sobre a atividade mioelétrica sob o efeito da vibração relatam um aumento da atividade muscular com o aumento da frequência. Cardinale e Lim (2003) observaram que a frequência mais baixa gera uma atividade muscular mais alta. Contudo nenhum estudo refere uma maior atividade muscular no controle e a menor na frequência de 25Hz como aqui se verificou, apesar de não se encontrarem diferenças estatisticamente significativas. Porém nos estudos supracitados as metodologias usadas diferem em alguns parâmetros das usadas no presente estudo. No trabalho feito por Hazell, Jakobi e Kenno (2007), o ângulo de flexão do joelho usado foi 120° para a posição de semi-agachamento com as frequências de 25Hz, 30Hz, 40Hz e 45Hz com uma amplitude de vibração de 2 mm e 4 mm, 45 segundos de exposição à vibração com 15 segundos iniciais sem vibração na posição de teste e 5 minutos de repouso entre condições com vibração síncrona. Usaram também um diferente tipo de filtragem de interferências (Butterworth de 6ª ordem entre 100 e 450Hz) e o músculo vasto medial não foi testado. Krol et al. (2011) usaram 8 exposições de 30 segundos com 2 minutos de intervalo entre elas e 90° de flexão do joelho. As frequências por estes autores utilizadas foram de 20Hz, 40Hz e 60Hz e uma amplitude de 2 mm e 4 mm com tipo de vibração síncrona. Ainda, foi usado um filtro Butterworth de 4ª ordem de 20Hz a 400Hz. Para Ritzmann, Gollhofer e Kramer (2013) as frequências em teste foram 5Hz, 10Hz, 15Hz, 20Hz, 25Hz e 30Hz, 4 mm de amplitude com três ângulos de flexão do joelho (5°, 30° e 60°) e duas posições podais (bicos de pés e pés completamente apoiados). Ainda, usaram 10 segundos de exposição à vibração com 30 segundos de descanso entre elas. O filtro de banda usado foi entre 10Hz e 1kHz e apenas o músculo vasto lateral foi testado. Estes autores usaram os dois tipos de vibração. Perchthaler, Horstmann e Grau (2013) utilizaram frequências de 6Hz, 12Hz, 18Hz, 24Hz e 30Hz, três diferentes amplitudes (1.3 mm, 2.6 mm e 3.9 mm) com tipo de vibração com alternância entre lados, ângulos de flexão do joelho de 30°, 45° e 60° em que foi usado um filtro Butterworth entre 10-500Hz com amostragem de 1500Hz.

É de referir que na bibliografia acima referida encontraram-se diferentes filtros, contudo nenhum é igual ao usado neste trabalho. O filtro usado por Hazell, Jakobi e Kenno (2007) (100Hz a 450Hz) limpou uma boa parte de sinal útil que ocorre até 100Hz, sendo assim um grande viés (Kamen e Gabriel, 2010). Krol et. al (2011) com o filtro usado (20Hz a 400Hz), Ritzmann, Gollhofer e Kramer (2013) (10Hz e 1kHz) e Perchthaler, Horstmann e Grau (2013) (10Hz a 500Hz), não têm em conta a frequência parasita produzida pela vibração, sendo um filtro pouco específico e

podendo assim não refletir os valores de atividade muscular mais adequados (Kamen e Gabriel, 2010). No presente estudo foram detetadas frequências parasitas, nomeadamente por influência da corrente elétrica e depois por influência da vibração. Essas frequências foram identificadas, estudadas e removidas de forma a não constituir um viés na leitura e processamento dos dados de eletromiografia de superfície.

No estudo feito por Krol et al. (2011) em que a amplitude usada foi 2 mm e 4 mm é relatado que o aumento da amplitude leva a um aumento da atividade muscular, o que não se verificou no presente estudo. Contudo Pollock et al. (2010) nos seus achados não encontram essa relação. Estes mostram que o aumento da amplitude de vibração levando a um aumento da atividade muscular nem sempre é significativo, o que não nos permite tirar conclusões acerca deste tema.

Quanto ao angulo de flexão de joelho no agachamento, Sousa et al. (2007) observaram que este é um importante fator para a determinação de uma maior ativação de vários músculos, sendo $90^\circ > 60^\circ > 40^\circ$. Relativamente ao músculo extensor do joelho por estes autores estudado, a sua ativação mostrou-se maximizada com o aumento do angulo de flexão do joelho para 90° . Escamilla et al. (2001) observaram que nos exercícios em cadeia cinética fechada, a maior atividade do reto femoral é produzida entre entre 83° e 95° de flexão de joelho. Apesar de em ambos os estudos o músculo estudado ter sido o reto femoral este pode ser associado aos músculos vasto medial e vasto lateral aqui estudados. Segundo Kendall et al. (1995) o músculo quadríceps femoral atua como um todo, à exceção do músculo reto femoral que além de flexão do joelho faz também flexão da coxa. Apesar das diferenças entre o reto femoral e os músculos aqui em estudo, ambos são os principais músculos extensores do joelho, e assim posmos a hipótese de aqui funcionarem de forma similar aos músculos extensores do joelho aqui estudados. Considerando esta hipótese, a maior ativação muscular de VMD, VMND, VLD e VLND no agachamento dá-se aos 90° sendo um angulo relativamente próximo de 70° usados neste estudo não se verificando ter maior ativação muscular na exposição à vibração como se verificou noutros estudos acima referidos em que o angulo de flexão do joelho era menor e era relatada maior atividade muscular. Contudo, independentemente do músculo estudado, não se pode relacionar a posição escolhida com o aumento ou diminuição da atividade muscular durante a vibração, visto que essa posição é usada no grupo de controlo e nos grupos de exposição à vibração. A vibração irá simplesmente atuar sobre os músculos (ativando-os ou não) independentemente de estes já estarem ou não com algum tipo de ativação despoletada pela posição escolhida

Deste modo encontramos diferentes procedimentos para diversos parâmetros. Segundo Krol et al. (2011) uma grande variedade de frequências, amplitudes e durações de exposição à vibração são

usadas em diferentes estudos mas nenhum deles foi testado com o mesmo protocolo. Consequentemente foi difícil encontrar bibliograficamente estudos diferentes com os mesmos protocolos, o que dificulta as comparações entre estudos e a obtenção de conclusões claras.

No músculo VLND verifica-se que, no controlo, a atividade muscular é significativamente mais baixa do que no músculo VLD. Também durante a frequência de 50Hz existem diferenças significativas entre os músculos STD e STND, tendo STD mais atividade. Na posição de repouso, verifica-se que no repouso inicial (RI) dos 25Hz, entre os músculos VMND e VMD existem diferenças significativas, tendo o músculo VMD tido mais atividade. Estes três resultados indicam-nos que o lado não dominante tem menos atividade muscular quando comparado com o lado dominante. Põe-se a hipótese de ter havido uma maior transferência de carga para o lado dominante existindo assim uma maior carga nesse mesmo lado, aumentando a sua rigidez e consequentemente a forma como a vibração é transmitida quando comparado com o lado não dominante, aumentando assim a atividade muscular do lado dominante.

Relativamente aos repouso inicial e final foram encontradas diferenças significativas nos músculos BFD e BFND antes e após, respetivamente, a exposição à frequência de vibração de 50Hz, tendo a atividade muscular aumentado no repouso final para ambos os músculos, o que significa que para estes músculos, a frequência de 50Hz leva a um aumento significativo das suas atividades musculares após a exposição à vibração. Porém apenas os músculos BDF e BFND mostraram ter diferenças significativas. Visto não terem sido encontradas bibliografias que façam estas comparações, não nos são permitidas comparar conclusões.

Conclusão

Após a análise e discussão dos resultados, para a amostra em estudo, podemos concluir que para os músculos STD e STND a atividade mioelétrica aumenta apenas com a exposição à frequência de vibração de 50Hz. Para o músculo BFD deu-se um aumento significativo de atividade muscular quando este foi exposto às frequências de 25Hz e 50Hz. Nos músculos VMD, VMND, VLD e VLND a vibração parece não influenciar a atividade muscular

A vibração parece não influenciar a atividade muscular após a exposição, exceto para os músculos BF e BFND, que aumentaram a sua atividade no repouso final, relativamente ao repouso inicial.

Uma vez que não existe coerência entre os protocolos utilizados no estudo do tema da eletromiografia na vibração na posição de semi-agachamento no membro inferior reforçamos a necessidade de mais estudos com boa base metodológica que ajudem a clarificar a influência do exercício vibratório na atividade eletromiográfica.

Bibliografia

- Basmajian, J. (1988). Research foundations of EMG biofeedback in rehabilitation. *Biofeedback and self-regulation*, 13(4), 275-298.
- Bautmans, I., Van Hees, E., Lemper, J.-C. e Mets, T. (2005). The feasibility of whole body vibration in institutionalised elderly persons and its influence on muscle performance, balance and mobility: a randomised controlled trial [ISRCTN62535013]. *BMC geriatrics*, 5(1), 17.
- Cardinale, M. e Lim, J. (2003). Electromyography Activity of Vastus Lateralis Muscle During Whole-Body Vibrations of Different Frequencies. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 17(3), 621-624.
- Cardinale, M. e Erskine, J. A. (2008). Vibration training in elite sport: effective training solution or just another fad? *International journal of sports physiology and performance*, 3(2), 232
- Cardinale, M. e Wakeling, J. (2005). Whole body vibration exercise: are vibrations good for you? *Br J Sports Med*, 39(9), 585-9; discussion 589.
- Cochrane, D. (2011). Vibration exercise: the potential benefits. *International journal of sports medicine*, 32(2), 75.
- Criswell, E. (2010). *Cram's introduction to surface electromyography*, Jones & Bartlett Publishers.
- Da Silva, M., Nunez, V., Vaamonde, D., Fernandez, J., Poblador, M., Garcia-Manso, J. e Lancho, J. (2006). Effects of different frequencies of whole body vibration on muscular performance. *Biology of Sport*, 23(3), 267.
- De Gail, P., Lance, J. e Neilson, P. (1966). Differential effects on tonic and phasic reflex mechanisms produced by vibration of muscles in man. *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry*, 29(1), 1.
- Desmedt, J. e Godaux, E. (1975). Vibration-induced discharge patterns of single motor units in the masseter muscle in man. *The Journal of physiology*, 253(2), 429-442.
- Drost, G., Stegeman, D., van Engelen, B. e Zwarts, M. (2006). Clinical applications of high-density surface EMG: a systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(6), 586-602.
- Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Zheng, N., Lander, J. E., Barrentine, S. W., Andrews, J. R., Bergemann, B. W. e Moorman, C. T. (2001). Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Medicine and science in sports and exercise*, 33(9), 1552-1566.
- Farina, D., Fosci, M. e Merletti, R. (2002). Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables. *Journal of Applied Physiology*, 92(1), 235-247.
- Fratini, A., La Gatta, A., Bifulco, P., Romano, M. e Cesarelli, M. (2009). Muscle motion and EMG activity in vibration treatment. *Medical engineering & physics*, 31(9), 1166-1172.
- Hazell, T. J., Jakobi, J. M. e Kenno, K. A. (2007). The effects of whole-body vibration on upper-and lower-body EMG during static and dynamic contractions. *Applied physiology, nutrition, and metabolism*, 32(6), 1156-1163.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. e Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374.
- Kamen, G. e Gabriel, D. (2010). *Essentials of electromyography*, Human Kinetics.
- Kendall, F. P., McCREARY, E. K., Provance, P. G., Abeloff, D., Andrews, P. J. e Krausse, C. C. (1995). *Músculos, provas e funções; com Postura e dor*, Editora Manole.
- Kerschman-Schindl, K., Grampp, S., Henk, C., Resch, H., Preisinger, E., Fialka-Moser, V. e Imhof, H. (2001). Whole-body vibration exercise leads to alterations in muscle blood volume. *Clinical physiology*, 21(3), 377-382.
- Krol, P., Piecha, M., Slomka, K., Sobota, G., Polak, A. e Juras, G. (2011). The effect of whole-body vibration frequency and amplitude on the myoelectric activity of vastus medialis and vastus lateralis. *Journal of sports science & medicine*, 10(1), 169.
- Marín, P. e Rhea, M. (2010). Effects of vibration training on muscle strength: a meta-analysis. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(2), 548-556.
- Martin, B. J. e Park, H.-S. (1997). Analysis of the tonic vibration reflex: influence of vibration variables on motor unit synchronization and fatigue. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 75(6), 504-511.
- Norali, A. e Som, M. (2009). Surface Electromyography signal processing and application: a review.
- Nordlund, M. e Thorstensson, A. (2007). Strength training effects of whole-body vibration? *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 17(1), 12-17.

- Norton, K. e Olds, T. (1996). *Anthropometrica: a textbook of body measurement for sports and health courses*, UNSW press.
- Perchthaler, D., Horstmann, T. e Grau, S. (2013). Variations in Neuromuscular Activity of Thigh Muscles during Whole-Body Vibration in Consideration of Different Biomechanical Variables. *Journal of sports science & medicine*, 12(3), 439.
- Pollock, R. D., Woledge, R. C., Mills, K. R., Martin, F. C. e Newham, D. J. (2010). Muscle activity and acceleration during whole body vibration: effect of frequency and amplitude. *Clinical Biomechanics*, 25(8), 840-846.
- Rehn, B., Lidström, J., Skoglund, J. e Lindström, B. (2007). Effects on leg muscular performance from whole-body vibration exercise: a systematic review. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 17(1), 2-11.
- Rittweger, J. (2010). Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. *European Journal of Applied Physiology*, 108(5), 877-904.
- Rittweger, J., Schiessl, H. e Felsenberg, D. (2001). Oxygen uptake during whole-body vibration exercise: comparison with squatting as a slow voluntary movement. *European Journal of Applied Physiology*, 86(2), 169-173.
- Rittweger, J. (2010). Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. *European Journal of Applied Physiology*, 108(5), 877-904.
- Roll, J., Vedel, J. e Ribot, E. (1989). Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study. *Experimental Brain Research*, 76(1), 213-222.
- Romaiguere, P., Vedel, J.-P., Azulay, J. e Pagni, S. (1991). Differential activation of motor units in the wrist extensor muscles during the tonic vibration reflex in man. *The Journal of physiology*, 444(1), 645-667.
- Sousa, C., Ferreira, J., Medeiros, A., Catarina, V., Pereira, R., Guedes, D. e Alencar, J. (2007). Atividade eletromiográfica no agachamento nas posições de 40°, 60° e 90° de flexão do joelho; Electromyographic activity in squatting at 40°, 60° and 90° knee flexion positions. *Rev. bras. med. esporte*, 13(5), 310-316.
- Ritzmann, R., Gollhofer, A. e Kramer, A. (2013). The influence of vibration type, frequency, body position and additional load on the neuromuscular activity during whole body vibration. *European journal of applied physiology*, 113(1), 1-11.
- Rubin, C., Recker, R., Cullen, D., Ryaby, J., McCabe, J. e McLeod, K. (2004). Prevention of postmenopausal bone loss by a low-magnitude, high-frequency mechanical stimuli: a clinical trial assessing compliance, efficacy, and safety. *Journal of Bone and Mineral Research*, 19(3), 343-351.
- Sousa, C., Ferreira, J., Medeiros, A., Catarina, V., Pereira, R., Guedes, D. e Alencar, J. (2007). Atividade eletromiográfica no agachamento nas posições de 40°, 60° e 90° de flexão do joelho; Electromyographic activity in squatting at 40°, 60° and 90° knee flexion positions. *Rev. bras. med. esporte*, 13(5), 310-316.
- Staudenmann, D., Roeleveld, K., Stegeman, D. F. e Van Dieën, J. H. (2010). Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation—a tutorial and review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(3), 375-387.
- Tank, F., Silva, G., Oliveira, C. e Garcia, M. (2009). Influência da distância intereletrodos e da cadência de movimento no domínio da frequência do sinal de EMG de superfície; Influence of the inter-electrodes distance and cadence of movement in the surface EMG signal frequency domain. *Rev. bras. med. esporte*, 15(4), 272-276.
- Wakeling, J. M. e Liphardt, A.-M. (2006). Task-specific recruitment of motor units for vibration damping. *Journal of biomechanics*, 39(7), 1342-1346.
- Wakeling, J. M., Nigg, B. M. e Rozitis, A. I. (2002). Muscle activity damps the soft tissue resonance that occurs in response to pulsed and continuous vibrations. *Journal of Applied Physiology*, 93(3), 1093-1103.