

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE DESPORTOS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA

Roberta Pires Vasconcellos

**PLATAFORMA VIBRATÓRIA: MAGNITUDE E
TRANSMISSIBILIDADE SOBRE ESTRUTURAS CORPORAIS
DE ADULTOS EM DIFERENTES PROTOCOLOS**

Florianópolis, fevereiro de 2013.

Roberta Pires Vasconcellos

**PLATAFORMA VIBRATÓRIA: MAGNITUDE E
TRANSMISSIBILIDADE SOBRE ESTRUTURAS CORPORAIS
DE ADULTOS EM DIFERENTES PROTOCOLOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física para obtenção do título de mestre em Educação Física, na área de concentração “Biodinâmica do Desempenho Humano”.

Orientação: Prof^a. Dr^a. Saray Giovana dos Santos

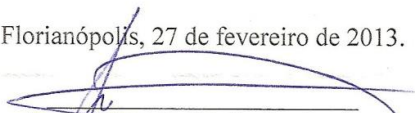
Florianópolis, fevereiro de 2013.

Roberta Pires Vasconcellos

**PLATAFORMA VIBRATÓRIA: MAGNITUDE E
TRANSMISSIBILIDADE SOBRE ESTRUTURAS CORPORAIS
DE ADULTOS EM DIFERENTES PROTOCOLOS**


Esta Dissertação de Mestrado foi julgada adequada para obtenção do Título de “Mestre” e aprovada a em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Educação Física.

Florianópolis, 27 de fevereiro de 2013.



Prof. Fernando Diefenthaler, Dr.
Coordenador do Curso

Banca Examinadora:




Prof.ª Saray Giovana dos Santos Dr.ª
Orientadora

Universidade Federal de Santa Catarina - UFSC



Prof. Antônio Renato Pereira Moro, Dr.
Universidade Federal de Santa Catarina - UFSC



Prof. Ronei Silveira Pinto, Dr.
Universidade Federal do Rio Grande do Sul - UFRGS

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço a Deus pela dádiva da vida, pela bênção da saúde, pelo presente divino que é minha família e por permitir a concretização desse sonho.

Aos meus pais Reinaldo e Rosa Maria, meus professores de uma vida inteira. Obrigada pelo amor incondicional, pela boa educação e transmissão de reais valores de vida, pela abdicção de tantas coisas a fim de garantir a mim e aos meus irmãos o melhor que vocês tinham a nos oferecer e por acreditar na minha capacidade de alcançar este objetivo. Pai e mãe, amo vocês!

Ao meu filho Eduardo, que desde a sua chegada iluminou a minha vida, me abençoando a cada dia com seu sorriso, seu jeito meigo e carinhoso de ser e me faz sentir a mãe mais feliz do mundo. Filho, a mamãe te ama “ao infinito e além”!

Ao meu marido Diego, pelo incentivo, companheirismo e paciência nessa trajetória, entendendo minhas angústias e minha aflição diante das dificuldades. Pelo grande exemplo de homem, pai, filho e profissional. Obrigada por seguir comigo e com o nosso filho amado o caminho do amor e da união. Te amo!

Aos meus irmãos Renata e Rodrigo pela parceria e amor incondicional, que independe da distância, do tempo, da idade e das circunstâncias, porque juntos somos eternas crianças. Obrigada pelo sentimento puro e sincero que nos une e nos mantém ligados pra sempre. Amo vocês brothers!

A todos os meus familiares, avós, tios, primos, afilhados e amigos “irmãos”, que sempre acreditaram em mim e torceram pela realização deste sonho.

Ao meu sogro Beto e minha sogra Lúcia, por ter me recebido de braços abertos nessa família linda, da qual agora faço parte e me orgulho muito. Pelo carinho, cuidado e atenção com meu filho e meu marido nos momentos que precisei estar ausente. Aos meus cunhadinhos queridos, pelo acolhimento e fraternidade.

Aos nossos anjinhos Lucas e Virgínia Maria, que chegaram para se juntar ao Duduzão e encher as nossas vidas de alegria. Esse trio promete!

Agradeço a minha orientadora, Prof. Dr. Saray Giovana dos Santos, pela oportunidade e confiança em mim depositada, pela amizade, carinho e companheirismo ao longo desses dois anos de convívio.

Aos amigos do Laboratório de Biomecânica BIOMEC/UFSC, uns mais presentes que outros durante toda a caminhada até aqui, porém todos importantes. Juliano, Tatiane, Rodrigo, Jhonatas, Diogo, Adriane, Bruno, Vanderson, Aline, Eliane. Gostaria de agradecer, em especial, a Dani e a Camila, pela sincera amizade que construímos durante esses dois anos e ao Guga, amigo de longa data e “papai da Maria Júlia”, pela parceria e incansável ajuda nessa trajetória.

Ao pessoal do Laboratório de Vibração e Acústica LVA/UFSC que fez muito mais do que ceder a instrumentação para a realização deste estudo. Aos colegas Luís, Paulo e Olavo, meu “Muito Obrigada!” pela determinação e persistência em solucionar os problemas, pela paciência e importantíssima ajuda oferecida.

Aos amigos do Laboratório de Biomecânica CEFID/UDESC, onde sempre fui acolhida com muito carinho: Prof. Hélio, Prof. Suzana, Alessandro e Marcel. Em especial, agradeço a minha amiga Carol pelo exemplo de profissionalismo, pelo apoio e carinho de sempre.

Ao Allan e ao Bernardo do Estúdio *Vibe Class* de Condicionamento Físico, por ceder as dependências do estúdio para a realização das coletas de dados. A ajuda de vocês, com certeza, engrandeceu este trabalho.

Agradeço a todos os membros de minha banca de defesa, pelas considerações acerca do trabalho.

Agradeço a todas as pessoas que se dispuseram a participar deste estudo.

À FUMDES pela bolsa de estudos.

A todos aqueles que, apesar de não mencionados, contribuíram de alguma forma para a realização deste trabalho.

A todos vocês, muito obrigada!

"As pessoas podem não lembrar exatamente o que você fez, ou até mesmo todas as palavras que você disse... Mas elas sempre lembrarão de como você as fez sentir..."

Mário Lago

RESUMO

VASCONCELLOS, Roberta Pires. **Plataforma vibratória: magnitude e transmissibilidade sobre estruturas corporais de adultos em diferentes protocolos.** 2013. 112f. Dissertação (Programa de Pós-Graduação em Educação Física) – Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2013.

A prática de exercícios físicos sobre plataformas vibratórias tem sido muito difundida, não só no contexto do treinamento físico voltado à *performance*, como também voltado à promoção da saúde e reabilitação física. Contudo, ainda são muito escassos estudos que tenham analisado a magnitude e transmissibilidade vibratória sobre as estruturas corporais dos indivíduos submetidos a este tipo de treinamento. Desta forma, o objetivo geral deste estudo foi analisar as características das vibrações transmitidas às estruturas corporais de adultos em diferentes condições de exposição à vibração de corpo inteiro (VCI) com plataforma vibratória. Participaram deste estudo descritivo correlacional, 20 sujeitos, sendo 10 homens e 10 mulheres, com média de idade de $27,1 \pm 3,8$ e $28,5 \pm 1,8$ anos, respectivamente, selecionados de forma intencional. Os dados foram adquiridos com acelerômetros triaxiais fixados ao corpo dos sujeitos sobre uma plataforma vibratória nas frequências de 20, 35, 50 e 70Hz e amplitudes de deslocamento de 2,0 e 6,0mm, em duas posições distintas: Posição Estendida (joelhos estendidos e peso corporal depositado sobre o retropé) e Posição Flexionada (joelhos semiflexionados e peso corporal sobre o antepé). Foram 16 séries de 30 segundos, totalizando 8 minutos de exposição à vibração de corpo inteiro. A ordem de execução dos registros, considerando posição corporal sobre a plataforma, frequência e amplitude de vibração, foi randomizada. Os dados foram analisados por meio de estatística descritiva e inferencial ($p \leq 0,05$). Foram identificadas diferenças significativas: (a) na magnitude vibratória entre os eixos de movimento, sendo maior para o eixo vertical e entre os pontos corporais, sendo maior para o tornozelo; (b) na magnitude e transmissibilidade vibratória através dos segmentos corporais, com atenuação mais expressiva na passagem pelo segmento do tronco; (c) na magnitude e transmissibilidade vibratória entre as posições corporais, com melhor transmissibilidade na PF; (d) o posicionamento incorreto e amplitudes de vibração mais elevadas estão associadas a uma maior incidência de sintomas de dor e/ou desconforto corporal, sendo os mais frequentes dores de cabeça, dores nas costas e náuseas. A partir destes achados, os

quais fornecem informações concretas a respeito deste tipo de treinamento, conclui-se o TV deve ser aplicado a uma faixa de frequência mais elevada (acima de 50Hz) e em amplitudes mais baixas, adotando-se uma correta posição corporal sobre a plataforma. Neste sentido, torna-se imprescindível que esta prática aconteça sempre de forma orientada por profissionais treinados e qualificados, a fim de evitar que erros comuns, porém lesivos à saúde, sejam praticados. Assim, de forma eficaz e segura, o treinamento vibratório de corpo inteiro com plataforma vibratória poderá ganhar um espaço de maior destaque no mundo do fitness e aumentar consideravelmente sua inserção no mercado de trabalho, tendo cada vez mais adeptos e promovendo cada vez mais benefícios à saúde, à performance e à qualidade de vida das pessoas.

Palavras Chave: Vibração de corpo inteiro. Treinamento vibratório. Transmissibilidade.

ABSTRACT

VASCONCELLOS, Roberta Pires. **Vibration platform: magnitude and transmissibility of body structures of adults in different protocols.** 2013. 112f. Dissertation (Graduate Program in Physical Education) – University of Santa Catarina, Florianópolis, 2013.

The physical exercise on vibration platforms has been widespread, not only in the context of physical training geared to performance, but also aimed at promoting health and physical rehabilitation. However, there are still very few studies that have examined the magnitude and vibration transmissibility of body structures in individuals subjected to this type of training. Thus, the aim of this study was to analyze the characteristics of the vibrations transmitted to the body structures of adults at different conditions of exposure to whole body vibration (WBV) with vibration platform. Participated in this descriptive and correlational study, 20 subjects, 10 men and 10 women, with a mean age of 27.1 ± 3.8 and 28.5 ± 1.8 years, selected intentionally. Data were acquired with triaxial accelerometers fixed to the body of the subject on a vibration platform at the frequencies of 20, 35, 50 and 70Hz and displacement amplitudes of 2.0 and 6.0 mm, in two different positions: EP (extended knees and weight deposited on the rearfoot) and FP (knees bended and body weight on the forefoot). There were 16 sets of 30 seconds, totaling 8 minutes of exposure to whole body vibration. The execution order of record, considering body position on the platform, frequency and amplitude of vibration was randomized. Data were analyzed using descriptive and inferential statistics ($p \leq 0.05$). Significant differences were identified: (a) the magnitude of the vibratory motion axes, being higher for the vertical axis between the points and body, being higher for the ankle, (b) the magnitude and vibration transmission through the body segments, with attenuation more expressive the passage in the trunk segment, (c) the magnitude and vibration transmissibility between body positions, with better transmissibility to FP, (d) the positioning and higher vibration amplitude are associated with a higher incidence of symptoms of pain and / or body discomfort, the most frequent headaches, backaches and nausea. From these findings, which provide concrete information regarding this type of training, it follows the VT should be applied to a higher frequency range (above 50Hz) and lower amplitudes, adopting a correct body position on the platform. In this sense, it is essential that this practice happens so always guided by trained and qualified professionals

in order to avoid common mistakes, but harmful to health, are practiced. So, effectively and safely, the whole body vibration training with vibration platform can gain a more prominent space in the world of fitness and greatly enhance their integration into the labor market, with more and more followers and promoting increasingly benefits health, performance and quality of life.

Keywords: Whole Body Vibration. Vibration Training. Transmissibility.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

- VCI** – Vibração de corpo inteiro
- TVCI** – Treinamento vibratório de corpo inteiro
- FFT** – Transformação rápida de *Fourier*
- DEP** – Densidade espectral de potência
- PE** – Posição Estendida
- PF** – Posição Flexionada
- FT** – Função de transferência
- T1** – Transferência vibratória do ponto 1 (tornozelo) ao ponto 2 (joelho)
- T2** – Transferência vibratória do ponto 2 ao ponto 3 (coluna lombar)
- T3** – Transferência vibratória do ponto 3 ao ponto 4 (cabeça)
- C1** – PE; 2mm de amplitude; 20Hz de frequência
- C2** – PE; 2mm de amplitude; 35Hz de frequência
- C3** – PE; 2mm de amplitude; 50Hz de frequência
- C4** – PE; 2mm de amplitude; 70Hz de frequência
- C5** – PE; 6mm de amplitude; 20Hz de frequência
- C6** – PE; 6mm de amplitude; 35Hz de frequência
- C7** – PE; 6mm de amplitude; 50Hz de frequência
- C8** – PE; 6mm de amplitude; 70Hz de frequência
- C9** – PF; 2mm de amplitude; 20Hz de frequência
- C10** – PF; 2mm de amplitude; 35Hz de frequência
- C11** – PF; 2mm de amplitude; 50Hz de frequência
- C12** – PF; 2mm de amplitude; 70Hz de frequência
- C13** – PF; 6mm de amplitude; 20Hz de frequência
- C14** – PF; 6mm de amplitude; 35Hz de frequência
- C15** – PF; 6mm de amplitude; 50Hz de frequência
- C16** – PF; 6mm de amplitude; 70Hz de frequência

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Descrição de amplitude e frequência de diferentes protocolos de treinamento VCI com plataforma vibratória utilizados em estudos anteriores.....	38
Tabela 2 – Características dos sujeitos do estudo.....	46
Tabela 3 – Transmissibilidade dos estímulos vibratórios em cada posição corporal.....	80
Tabela 4 – Grau dos sintomas de dor e/ou desconforto corporal relatados pelos sujeitos durante a exposição à VCI.....	82
Tabela 5 – Sintomas de dor e/ou desconforto corporal relatados pelos sujeitos durante a exposição à VCI em cada umas posições corporais..	82

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Exemplo de ondas com diferentes tipos de movimento oscilatório. Fonte: Hallal, Marques e Gonçalves (2010 p.528).....	23
Figura 2 – Princípios de transmissão de vibrações em plataformas vibratórias. Fonte: Abercromby et al. (2007 p.1795).....	30
Figura 3 – Movimento oscilatório constante em forma de sino, produzido pelas plataformas vibratórias. Fonte: Batista et al., (2007 p.102).....	32
Figura 4 – Plataforma vibratória utilizada no estudo.....	47
Figura 5 – Acelerômetro B&K modelo 4525B utilizado na aquisição dos dados de acelerometria.....	47
Figura 6 – Módulo MCS1000-V3 da <i>Lynx</i> utilizado na aquisição dos dados de acelerometria.....	48
Figura 7 – Ambiente de coleta com a instrumentação utilizada no protocolo vibratório.....	49
Figura 8 – Fixação dos acelerômetros em dois dos pontos anatômicos de referência: (a) ponto da cabeça; (b) ponto do tornozelo.....	50
Figura 9 – Posições adotadas durante a aquisição dos dados: Posição Estendida (PE) e Posição Flexionada (PF).....	51
Figura 10 – Representação esquemática da sequência de registro de dados (2x3x3)	53
Figura 11 – Módulo de aquisição dos sinais com as configurações de aquisição.....	53
Figura 12 – Representação esquemática dos testes inferenciais utilizados para análise estatística dos dados.....	55
Figura 13 – Valores médios de aceleração (g) no ponto do tornozelo para os três eixos de movimento em todas as condições analisadas (C1 a C8 na PE; C9 a C16 na PF). Os colchetes ligam os eixos para os quais foram encontradas diferenças significativas.....	57
Figura 14 – Valores médios de aceleração (g) no ponto do joelho para os três eixos de movimento em todas as condições analisadas (C1 a C8 na PE; C9 a C16 na PF). Os colchetes ligam os eixos para os quais foram encontradas diferenças significativas.....	58
Figura 15 – Valores médios de aceleração (g) no ponto da coluna lombar para os três eixos de movimento em todas as condições analisadas (C1 a C8 na PE; C9 a C16 na PF). Os colchetes ligam os eixos para os quais foram encontradas diferenças significativas.....	59
Figura 16 – Valores médios de aceleração (g) no ponto da cabeça para os três eixos de movimento em todas as condições analisadas (C1 a C8	

na PE; C9 a C16 na PF). Os colchetes ligam os eixos para os quais foram encontradas diferenças significativas.....	60
Figura 17 – Média e DP dos valores de aceleração (g) nos pontos do tornozelo, joelho, coluna lombar e cabeça, em todas as condições da PE (C1 a C8) e da PF (C9 a C16). Os colchetes \cap ligam os pontos para os quais foram encontradas diferenças significativas. Os colchetes U indicam que o ponto do tornozelo não diferiu significativamente do ponto do joelho, apenas dos demais.....	63
Figura 18 – Momentos de transferência (T1) ponto do tornozelo para o joelho, (T2) do ponto do joelho para a coluna lombar, e (T3) do ponto da coluna lombar para a cabeça em todas as condições da PE.....	68
Figura 19 – Momentos de transferência (T1) ponto do tornozelo para o joelho, (T2) do ponto do joelho para a coluna lombar, e (T3) do ponto da coluna lombar para a cabeça em todas as condições da PF.....	70
Figura 20 – Média e DP dos valores de aceleração no ponto do tornozelo para as PE e PF em todas as condições analisadas. * diferenças significativas entre as posições com $p < 0,001$	73
Figura 21 – Média e DP dos valores de aceleração no ponto do joelho para as PE e PF em todas as condições analisadas. * diferenças significativas entre as posições com $p < 0,001$	73
Figura 22 – Média e DP dos valores de aceleração no ponto da coluna lombar para as PE e PF em todas as condições analisadas. * diferenças significativas entre as posições com $p < 0,001$	74
Figura 23 – Média e DP dos valores de aceleração no ponto da cabeça lombar para as PE e PF em todas as condições analisadas. * diferenças significativas entre as posições com $p < 0,001$	75
Figura 24 – Transmissibilidade vibratória do ponto do tornozelo para o joelho nas posições estendida (PE) e flexionada (PF).....	76
Figura 25 – Transmissibilidade vibratória do ponto do joelho para a coluna lombar nas posições estendida (PE) e flexionada (PF).....	77
Figura 26 – Transmissibilidade vibratória do ponto da coluna lombar para a cabeça nas posições estendida (PE) e flexionada (PF).....	77

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	17
1.1 Objetivo Geral	20
1.2 Objetivos Específicos	20
1.3 Hipóteses	20
1.4 Justificativa	21
1.5 Definição de variáveis	22
1.6 Definição de termos	23
1.7 Delimitação do estudo	23
1.8 Limitações do estudo	24
2. REVISÃO DE LITERATURA	25
2.1 Vibrações mecânicas sobre o corpo humano	25
2.1.1 Riscos e normativas relacionados à exposição do corpo humano à vibração mecânica	27
2.2 Treinamento vibratório de corpo inteiro com plataforma vibratória	29
2.2.1 Características técnicas do equipamento	30
2.2.2 Respostas neurais ao treinamento vibratório	32
2.2.3 Variabilidade nos protocolos de treinamento com plataforma vibratória	34
2.3 Fatores intervenientes no processo de transmissibilidade vibratória através das estruturas corporais	38
2.3.1 Associação entre a exposição à VCI e a incidência de sintomas de dor e/ou desconforto corporal	42
3 MÉTODO	45
3.1 Caracterização do estudo	45
3.2 Sujeitos da pesquisa	45
3.2.1 Critérios de Inclusão	45
3.2.2. Critérios de exclusão	45
3.3 Instrumentos de medida	46
3.4 Coleta de dados	48
3.5 Procedimentos para a coleta dos dados	49
3.5.1 Coleta dos dados antropométricos	49
3.5.2 Protocolo de VCI com Plataforma Vibratória	50
3.5.3 Registro dos dados da acelerometria	53
3.6 Tratamento dos dados	54
3.7 Análise estatística	55
4 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	56
4.1 Caracterização e comparação da magnitude vibratória entre os eixos de movimento	56

4.2	Caracterização e comparação da magnitude vibratória entre os pontos corporais.....	62
4.3	Comparação da transmissibilidade vibratória através dos segmentos corporais.....	67
4.4	Caracterização e comparação da magnitude e transmissibilidade vibratória entre as diferentes posições corporais.	72
4.5	Associação entre a intensidade da exposição à VCI e a incidência de sintomas de dor e/ou desconforto corporal.	80
5.	CONCLUSÕES	85
	REFERÊNCIAS	87
	APÊNDICE A	96
	APÊNDICE B	98
	APÊNDICE C	100
	ANEXO A.....	114

1. INTRODUÇÃO

Há muitos anos, a exposição do corpo humano a vibrações mecânicas vem sendo pesquisada por diferentes ramos da ciência. Inicialmente, estas investigações abordavam as relações entre a vibração e o desenvolvimento de distúrbios de ordem ocupacional (KITAZAKI; GRIFFIN, 1998; FERNANDES; MORATA, 2002; GRIFFIN, 2004; OHCOW, 2005). Entretanto, apesar da longa tradição de estudos sobre seus efeitos deletérios, a noção de que estímulos vibratórios podem ser benéficos ao corpo humano passou a ser considerada (CARDINALE; WAKELING, 2005).

A vibração, segundo Beer e Johnston (1987) é caracterizada como oscilações mecânicas em torno de uma posição ou ponto de referência. Quando estas vibrações se propagam sobre o corpo humano, são geralmente provocadas por uma oscilação forçada, onde a energia é transferida de um dispositivo de vibração para o corpo inteiro, ou partes dele (RITTWEGGER, 2010).

O treinamento de vibração de corpo inteiro (VCI), por sua vez, tem sido muito utilizado em diferentes contextos de intervenção profissional, como no treinamento físico, esportivo e funcional, além de estar fortemente inserido no contexto da reabilitação física (BATISTA et al., 2007), promoção da saúde e prevenção de patologias do sistema esquelético por meio da estimulação do desenvolvimento ósseo (FAGNANI et al., 2006).

Como se pode observar, este método de treinamento tem sido utilizado para os mais diversos fins, atendendo a diferentes objetivos. O direcionamento do treinamento para um objetivo específico é realizado por meio da manipulação de variáveis como a frequência e amplitude de vibração do dispositivo, além do tempo de exposição ao estímulo vibratório (CARDINALE; WAKELING, 2005).

A vibração ou aceleração provocada no corpo humano a partir da plataforma vibratória se constitui como o agente estressor do treinamento vibratório e, portanto, responsável pelas respostas neurais e morfológicas que ocorrem no mesmo. Ou seja, a exposição do corpo à vibração é a principal característica do treinamento VCI. Contudo, por mais que a vibração seja inevitável neste tipo de treinamento, esteja presente em atividades do cotidiano das pessoas e, algumas vezes, seja até necessária, há indícios na literatura de que a exposição de indivíduos às vibrações e aos choques mecânicos podem causar danos significativos à saúde.

E embora as plataformas vibratórias tenham despontado no mercado brasileiro como promessa de benefícios diversos à saúde, o uso indiscriminado desses equipamentos visando aceleração dos resultados desejados, somado à falta de informação do consumidor, o volume de propaganda veiculada na mídia e a falta de monitoramento e orientação profissional podem comprometer ainda mais esse novo método de treinamento.

Apesar de existirem estudos apontando a eficiência do treinamento vibratório (ROELANTS; DELECLUSE; VERSCHUEREN, 2004; BAUTMANS et al. , 2005; COCHRANE; STANNARD, 2005; BEHBOLDI et al., 2011), poucos estudos têm se dedicado a investigar as questões relacionadas à segurança na utilização das plataformas vibratórias, focando especificamente nos efeitos deletérios da vibração sobre as estruturas corporais (MANSFIELD, 2005; CARDINALE; WAKELING, 2005).

Neste sentido, com o intuito de nortear os estudos científicos nesta área e proporcionar um parâmetro de comparação sobre os níveis aceitáveis de exposição ao treinamento VCI, foi criada em 1978 a *International Organization for Standardization 2631* (ISO 2631-1978). Esta normativa considera que as respostas humanas a este tipo de estímulo dependem de fatores como a frequência de vibração, a aceleração ou magnitude de vibração e o tempo de exposição à mesma.

Entretanto, considerando a complexidade do corpo humano e a existência de muitos aspectos fisiológicos e biomecânicos que o afetam, é importante ressaltar que cada estrutura corporal vibra em uma frequência específica, denominada frequência natural (BERTOLO, 2008). De acordo com Harris e Piersol (2002) a frequência de ressonância mecânica dos órgãos internos do corpo, por exemplo, varia entre 3 e 6 Hz, enquanto a da cabeça está em torno de 30 Hz e a do globo ocular varia entre 60 e 90 Hz.

Quando uma vibração externa atinge a frequência natural de uma estrutura específica, ocorre o fenômeno chamado ressonância, ou seja, uma amplificação da vibração. Esta amplificação implica no aumento das forças internas atuantes no organismo, podendo causar prejuízos significativos ao mesmo (RITTWEGGER, 2010). Pode ocorrer em função do tempo e intensidade de exposição à vibração e do posicionamento incorreto dos segmentos corporais sobre a plataforma (LAFORTUNE; LAKE; HENNIG, 1996).

É necessário considerar ainda a influência das diferenças na composição corporal, biotipo e enrijecimento corporal sobre a transmissibilidade vibratória pelas estruturas corporais. Tais diferenças,

de acordo com Mansfield (2000) e Harris e Piersol (2002) são fatores que influenciam diretamente na transmissão das vibrações mecânicas através das estruturas corporais.

O treinamento vibratório também apresenta distinções quanto ao posicionamento das estruturas corporais sobre a plataforma. Para Rubin et al. (2003) o treinamento VCI parece seguro quando os sujeitos são submetidos à vibração por um tempo relativamente curto e com os joelhos ligeiramente flexionados ($\theta = 20^\circ$), na tentativa de evitar que a transmissibilidade das vibrações alcance o segmento da cabeça. Por outro lado, segundo estes autores, baixas frequências vibratórias aumentam a possibilidade de os indivíduos sentirem desconfortos corporais como náuseas ou tontura.

Cabe ressaltar que, durante a pesquisa bibliográfica realizada até o presente momento, foi encontrado apenas um estudo que tenha analisado especificamente as características de magnitude e transmissibilidade vibratória em treinamento com plataforma vibratória, trazendo informações mais específicas sobre os fatores intervenientes na transmissão das vibrações mecânicas durante este tipo de treinamento físico (KIISKI et al, 2008). Segundo estes autores, mesmo considerando a atenuação da vibração vertical em frequências mais elevadas, maiores amplitudes ($>0,5\text{mm}$) podem resultar em uma aceleração bastante expressiva, a ponto de representar risco potencial ao sistema musculoesquelético.

De acordo com Kiiski et al. (2008), apesar de não terem sido relatados efeitos adversos do treinamento vibratório de corpo inteiro até o momento, os parâmetros de segurança na sua aplicação devem ser minuciosamente observados antes da aplicação do treinamento específico.

Como se pode observar, existem ainda algumas contradições e limitações científicas a respeito da segurança e efetividade dos diferentes protocolos de aplicação do treinamento VCI com plataforma vibratória. Diante disso, formulou-se as seguintes questões a investigar:

- ✓ *Será que existem diferenças na magnitude vibratória entre os eixos de movimento e entre os pontos corporais analisados em diferentes condições de exposição à vibração de corpo inteiro (VCI) com plataforma vibratória?*
- ✓ *Será que existem diferenças na transmissibilidade vibratória através dos segmentos corporais em diferentes condições de exposição à VCI com plataforma vibratória?*

- ✓ *Será que a adoção de diferentes posições corporais promove diferenças na magnitude e transmissibilidade vibratória para os segmentos corporais em diferentes condições de exposição à VCI?*
- ✓ *Será que existe associação entre a intensidade da vibração transmitida e incidência de dor e/ou desconforto corporal em diferentes condições de exposição à VCI?*

1.1 Objetivo Geral

Analisar as características das vibrações transmitidas às estruturas corporais de adultos em diferentes condições de exposição à vibração de corpo inteiro com plataforma vibratória.

1.2 Objetivos Específicos

- ✓ Comparar a magnitude vibratória entre os eixos de movimento e entre os pontos corporais em diferentes condições de exposição à VCI com plataforma vibratória.
- ✓ Comparar a transmissibilidade vibratória através dos segmentos corporais em diferentes condições de exposição à VCI com plataforma vibratória.
- ✓ Verificar se posição corporal adotada pelos sujeitos interfere na magnitude e transmissibilidade vibratória para os segmentos corporais em diferentes condições de exposição à VCI com plataforma vibratória.
- ✓ Verificar a associação entre a intensidade da vibração transmitida e a incidência de dor e/ou desconforto corporal em diferentes condições de exposição à VCI com plataforma vibratória.

1.3 Hipóteses

H₁: Existe diferença na magnitude vibratória entre os eixos de movimento em diferentes condições de exposição à VCI com plataforma vibratória.

H₂: Existe diferença na magnitude vibratória entre os pontos corporais em diferentes condições de exposição à VCI com plataforma vibratória.

H₃: Existe diferença na transmissibilidade vibratória através dos segmentos corporais em diferentes condições de exposição à VCI com plataforma vibratória.

H⁴: A posição corporal adotada pelos indivíduos interfere na magnitude e transmissibilidade vibratória para os segmentos corporais em diferentes condições de exposição à VCI com plataforma vibratória.

H⁵: Existe associação entre a intensidade da vibração transmitida e a incidência de dor e/ou desconforto corporal em diferentes condições de exposição à VCI com plataforma vibratória.

1.4 Justificativa

Atualmente, o treinamento vibratório de corpo inteiro com plataformas vibratórias tem sido muito utilizado e aplicado em programas de reabilitação física, para melhora do desempenho físico e estimulação do desenvolvimento ósseo (FAGNANI et al., 2006), entre outros objetivos. É fato que, acompanhando esta tendência, aumentaram consideravelmente as investigações a respeito deste tipo de treinamento.

A grande maioria destes estudos reporta-se aos efeitos agudos e/ou crônicos do treinamento vibratório sobre alguma capacidade física ou estado de saúde (HAND; VERSCHEURE; OSTERNING, 2009; AVELAR, 2010; LIU; SMITH; ILICH, 2011; OLIVEIRA et al, 2011; TURNER et al, 2011).

Porém, considerando que o agente estressor do treinamento VCI é a aceleração provocada no corpo, ou seja, a responsável pelas respostas neurais ao treinamento e pelos efeitos positivos buscados pela sua prática (CARDINALE e BOSCO, 2003) e que os efeitos deletérios desta sobre o corpo humano estão cientificamente comprovados, pode-se dizer que poucos estudos investigaram os efeitos adversos da exposição do corpo humano ao treinamento VCI com plataforma vibratória.

Alguns estudos neste viés apontam que fatores como a frequência de vibração, tempo de exposição às vibrações, posicionamento das estruturas corporais sobre a plataforma e diferenças nas características antropométricas apresentam-se diretamente relacionados à segurança e à efetividade do treinamento (LAFORTUNE; LAKE; HENNIG, 1996; MANSFIELD, 2000; RUBIN et al. 2003). Isto porque, caso seja aplicado de forma inadequada e irresponsável, o treinamento VCI pode causar alguns prejuízos à saúde das pessoas, sendo de extrema importância que novas investigações sejam realizadas a fim de identificar e estabelecer um método de aplicação realmente seguro e eficaz.

Cardinale e Wakeling (2005) afirmam ainda que, apesar de o treinamento com plataformas vibratórias constituir uma inovação das

ciências do esporte e de estar sendo fortemente disseminado, o conhecimento sobre os parâmetros de segurança durante sua aplicação são ainda muito limitados.

Dolny e Reyes (2008) afirmam inclusive que, apesar da grande variabilidade dos protocolos de treinamento VCI apresentados na literatura, com frequências que manipuladas entre 25 e 40Hz e amplitudes em torno de 2 a 10mm, além de exercícios isométricos, dinâmicos, com e sem sobrecarga, não são realizados apontamentos diretos para a estruturação de programas de treinamento VCI. Segundo eles, para a determinação da intensidade e do volume de treino, são utilizados parâmetros do treinamento de resistência tradicional, evidenciando ainda mais a necessidade de investigações que possam permear o desenvolvimento de programas de treino VCI, para que atender a diferentes objetivos e diferentes características da população.

Sendo assim, torna-se relevante investigar todos os aspectos inerentes a este tipo de treinamento com o intuito de fornecer informações cada vez mais atualizadas sobre os protocolos de treinamento e as variáveis envolvidas como frequência oscilatória, tempo de exposição à vibração, frequência de treinamento e posicionamento corporal adequado.

Por fim, o fato de se tratar de um tema tão complexo, recente e de grande possibilidade de aplicação prática – a partir do fornecimento de subsídios mais detalhados a respeito dos protocolos de intervenção – podendo auxiliar no processo de promoção da saúde das pessoas, fez despertar o interesse de compreender melhor este fenômeno.

1.5 Definição de variáveis

Aceleração:

Conceitualmente: é determinada pela amplitude e pela frequência das oscilações. Sua magnitude é reportada em metros por segundo ao quadrado ou em relação ao número de vezes que supera a aceleração gravitacional (g) (BATISTA et al. 2007).

Operacionalmente: calculada a partir do valor mensurado em acelerômetros do tipo ICP (m/s^2) e convertida para unidade gravitacional (g), dividindo-se a aceleração obtida em m/s^2 por 9,81 g.

Frequência de vibração:

Conceitualmente: o número de vezes em que o ciclo completo do movimento oscilatório de um corpo se repete durante o período de um segundo (BATISTA et al. 2007).

Operacionalmente: análise espectral dos impactos no domínio da frequência, obtido pela realização da Transformação Rápida de Fourier (FFT) por intermédio do software AqDAnalysis 7.0, expressa na DEP (V^2/Hz).

Transmissibilidade vibratória:

Conceitualmente: Relação de uma determinada medida da vibração entre dois pontos distintos do corpo humano (GRIFFIN, 1990).

Operacionalmente: calculada a partir da aceleração mensurada com acelerômetros do tipo ICP e convertida em unidade gravitacional (g), de acordo com a seguinte Função de Transferência: $10 \log_{10}$ (Aceleração no ponto 2/Aceleração no ponto 1).

Dor ou desconforto corporal:

Conceitualmente: caracterizado por dor ou perda de conforto decorrente de diversos fatores, entre eles trauma, sobrecarga mecânica e condições patológicas (LÉO e COURY, 1998).

Operacionalmente: percepção de sintomas dolorosos ou de diminuição de conforto relatadas durante ou após o treinamento vibratório a partir de uma ficha para avaliação do desconforto corporal.

1.6 Definição de termos

Acelerometria: método comumente utilizado em análise biomecânica do movimento humano, que permite, através do acelerômetro, mensurar as acelerações provocadas e sofridas pelo corpo humano (ROBERTSON et al., 2004).

Densidade espectral de potência (DEP): procedimento matemático que transfere um conjunto de dados do domínio de tempo para o domínio da frequência sem perda de informação (GERGES, 2000).

Frequência natural: frequência de resposta de um sistema no seu estado de vibração livre de forças externas (MANSFIELD, 2000).

Ressonância: fenômeno que ocorre quando a frequência de uma força excitatória se aproxima da frequência natural de um sistema (HARRIS; PIERSOL, 2002).

1.7 Delimitação do estudo

Este estudo se restringiu a analisar as características das vibrações transmitidas às estruturas corporais de indivíduos adultos, de ambos os sexos, com idade entre 20 e 45 anos, saudáveis, sem diagnóstico de vestibulopatias ou labirintopatias e que não tenham sido acometidos de lesão musculoesquelética nos membros inferiores e quadril nos últimos seis meses, residentes na cidade de Florianópolis – SC, em diferentes protocolos de aplicação de treinamento VCI, utilizando uma plataforma vibratória do Sistema *Vibe Class* de Condicionamento Físico, modelo profissional.

1.8 Limitações do estudo

Este estudo apresenta algumas limitações que devem ser levadas em consideração como, por exemplo, o tamanho amostral, que pode ter influenciado nos resultados observados. Um número maior de sujeitos, entretanto, requereria um período de coletas e tratamento dos dados mais prolongado, o que não foi possível.

A colocação dos acelerômetros apenas no membro inferior direito também pode ser considerada uma limitação deste estudo, uma vez que o registro do sinal de aceleração de ambos os membros inferiores, em função do sistema alternado de vibro-oscilação da plataforma vibratória, poderia garantir uma melhor interpretação dos resultados. Contudo, não havia instrumentos suficientes para tal.

Durante o registro dos dados de acelerometria, os sujeitos utilizaram sapatos desportivos tipo tênis com sistemas de amortecimento semelhantes, contudo esta variável não foi controlada. Este procedimento, em alguns momentos, dificultou comparações com outros estudos, também constituindo uma limitação deste. A ideia, porém, foi realizar uma análise que reproduzisse de maneira mais próxima possível a realidade do treinamento VCI.

2. REVISÃO DE LITERATURA

A revisão de literatura foi dividida em três tópicos ou temáticas. O primeiro tópico trata das vibrações mecânicas sobre o corpo humano, abordando os riscos e normativas relacionados à exposição do corpo humano ao estímulo vibratório.

O segundo traz uma fundamentação teórica a respeito do treinamento vibratório de corpo inteiro com plataforma vibratória, as características técnicas do equipamento, as respostas neurais ao treinamento vibratório e a variabilidade nos protocolos de treinamento.

Por fim, o terceiro tópico explana sobre o processo de transmissibilidade vibratória através das estruturas corporais durante a exposição à VCI com plataforma vibratória, destacando os fatores intervenientes neste processo e sua associação com a incidência de sintomas de dor e/ou desconforto corporal.

2.1 Vibrações mecânicas sobre o corpo humano

Vibração é uma oscilação mecânica ou uma alteração periódica de aceleração, força e deslocamento ao longo do tempo. Geralmente é provocada por uma oscilação forçada, onde a energia é transferida de um atuador ou dispositivo de vibração para um ressonador, ou seja, o corpo humano, ou partes dele (RITTWEGGER, 2010). Existem diversas formas de ondas provocadas pelo movimento oscilatório, como as ondas sinusoidais, transientes e estacionárias (Figura 1).

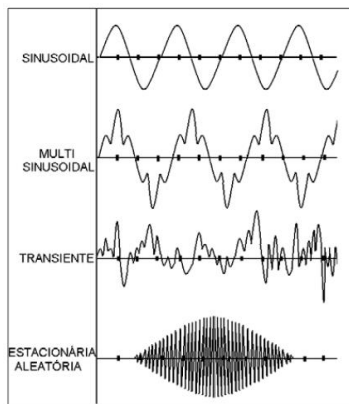


Figura 1 - Exemplo de ondas com diferentes tipos de movimento oscilatório. Fonte: Hallal, Marques e Gonçalves (2010 p. 528).

As variáveis biomecânicas que determinam a intensidade de um estímulo vibratório são a frequência, determinada pela taxa de repetição dos ciclos de oscilação (mensurada em Hz), e a amplitude, determinada pelo alcance dos movimentos oscilatórios da vibração medidos em mm (CARDINALE; WAKELING, 2005). De acordo com Hallal, Marques e Gonçalves (2010), a vibração em amplitudes e frequências específicas tem sido bastante documentada na literatura em virtude dos possíveis malefícios às estruturas biológicas, uma vez que a intensidade da vibração associada à exposição crônica por longos períodos de tempo podem causar danos a nervos periféricos, vasos sanguíneos e articulações.

Isto porque o organismo possui uma vibração natural que, quando se depara com uma vibração externa, ocorre o que se chama de ressonância ou amplificação vibratória, intensificando as forças internas atuantes no organismo e, conseqüentemente, provocando alterações nos tecidos e órgãos internos (RITTWEGGER, 2010).

Considerando que o fenômeno de ressonância depende de diversas variáveis como a fonte de vibração e as características do próprio organismo, tais como a massa corporal, o tamanho dos órgãos e membros, o grau de tensão muscular, a postura e orientação do corpo (BOILEAU; RAKHEJA; WU, 2002; MANSFIELD, 2005), compreender a transmissibilidade da vibração no corpo humano é um pré-requisito para entender completamente como esta pode influenciar na sensação de conforto, no desempenho das atividades ocupacionais e na saúde das pessoas, além de permitir a otimização de resultados positivos por meio do treinamento VCI.

Por outro lado, alguns estudos têm sugerido que a estimulação mecânica por meio de vibrações de baixa amplitude e alta frequência constitui uma maneira segura e eficaz de exercitar e promover benefícios às estruturas musculoesqueléticas. Verschueren et al. (2004), por exemplo, constataram que um programa de vibração de corpo inteiro com duração de 24 semanas, com variações de amplitude entre 1,7 e 2,5 mm e de frequência entre 35 e 40 Hz, é capaz de modificar a força muscular, o equilíbrio, e a densidade óssea do quadril de mulheres saudáveis pós-menopausa. Neste estudo, a intensidade dos exercícios foi manipulada pela diminuição do tempo de intervalo entre as sessões e pela evolução no grau de dificuldade dos exercícios realizados. As sessões tinham duração de no máximo 30 minutos, incluindo alongamento e relaxamento.

No mesmo ano, porém com mulheres mais jovens ($21,5 \pm 1,9$ anos), Delecluse, Roelants e Verschueren (2004) verificaram que a

estimulação das vias próprio-espinais provocadas pela exposição à vibração de corpo inteiro e o aumento resultante na atividade muscular tem potencial suficiente para provocar um ganho significativo de força nos músculos extensores do joelho quando comparado ao treinamento de resistência tradicional a uma intensidade moderada. Os autores reforçam ao final do estudo que os aumentos de força, observados após 12 semanas de treinamento VCI, com amplitude variando entre 2,5 e 5 mm e frequência entre 35 e 40 Hz, são resultantes principalmente de adaptações neurais a partir de uma utilização mais eficaz da propriocepção na produção de força.

Oliveira et al. (2011) também observaram benefícios do treinamento VCI com plataforma vibratória no desempenho do salto vertical de atletas de futebol com idade média de 18 anos. Os atletas foram expostos a uma vibração de 35 Hz e 4mm de amplitude, sendo realizadas cinco séries de 60 segundos por sessão. Os autores concluíram, apesar de considerarem ter sido um curto período de intervenção (3 vezes por semana durante quatro semanas), que o treinamento VCI contribui para a melhora da capacidade muscular em membros inferiores de atletas de futebol, podendo ser introduzido com fins complementares na rotina de treinamento desses atletas.

Assim, considerando que os estudos acima citados são relativamente atuais, observa-se que ainda não foi estabelecido um consenso a respeito dos possíveis efeitos, benéficos ou não, nem da intensidade dos efeitos da exposição das estruturas corporais a estímulos mecânicos por vibração de corpo inteiro. Vale complementar que alguns dos estudos supracitados não adotaram um grupo controle a fim de aumentar a chance de êxito no experimento e garantir a confiabilidade dos resultados.

2.1.1 Riscos e normativas relacionados à exposição do corpo humano à vibração mecânica

Os efeitos prejudiciais da exposição do organismo humano à vibração produzida por objetos e máquinas são conhecidos há muito tempo (GRIFFIN, 2004).

A norma ISO 2631 foi elaborada tendo em vista os complexos fatores que determinam a resposta humana à vibração e a escassez de dados consistentes sobre a percepção e reações dos indivíduos à vibração. Esta tem como objetivos facilitar a avaliação e comparação de dados nesta área e proporcionar um direcionamento sobre os níveis aceitáveis de exposição à vibração de corpo inteiro.

As informações a seguir estão fundamentadas na norma ISO 2631 de 1978:

Existem três casos de exposição do corpo humano às vibrações mecânicas: (1) vibrações transmitidas para todo o corpo por meio do ar ou da água; (2) vibrações transmitidas para todo o corpo via apoio corporal (de pé ou sentado); e (3) vibrações transmitidas para todo o corpo via mãos, cabeça, etc ou indireto com efeito na visão.

A trajetória da transmissão, por sua vez, pode ser amplificadora ou atenuadora de vibrações e seus efeitos no corpo humano dependem de quatro fatores, sendo eles: nível de vibração exposta, banda de frequência, direção de excitação vibratória e intervalo entre os tempos de exposição.

A normativa preconiza ainda que os efeitos da exposição do corpo humano a vibrações mecânicas pode se manifestar de três formas: por meio de mudanças de conforto (sensação subjetiva de incômodo); mudanças na *performance* (interferência causada por movimento dos ombros ou visão turva); e redução de segurança com efeito sobre a saúde (instabilidade corporal ou perda de equilíbrio e até danos permanentes de determinados órgãos internos).

Além disso, está estabelecido que quando o corpo humano é submetido a vibrações mecânicas, mesmo em baixas frequências, podem ocasionar os efeitos acima mencionados, sendo mais comuns as queixas de tontura.

Com o intuito de nortear as ações neste contexto, a normativa apresenta limites de exposição às vibrações transmitidas ao corpo humano, por superfícies sólidas, na amplitude de frequência de 1 a 80 Hz para vibração de corpo inteiro. Permite ainda que, eventualmente, seja aplicada a excitação de impacto, desde que a energia em questão esteja contida na banda de frequência pré-determinado.

Vibrações em bandas de frequência inferiores a 1 Hz, porém, são consideradas problemáticas por estarem associadas a indisposições causadas por movimentos lentos como vômito e tontura, características estas que diferem dos efeitos das vibrações de frequências mais elevadas. Cabe lembrar que o aparecimento destes sintomas depende de fatores individuais complexos, diretamente relacionados à intensidade ou duração da vibração.

O ponto de aplicação da vibração, a direção do estímulo vibratório e a presença de materiais úmidos (por exemplo, vestuário ou calçado), os quais podem modificar a resposta vibratória da pele e das camadas superficiais do corpo, também são tratados como fatores

intervenientes nas sensações e efeitos provocados pela vibração mecânica.

O corpo humano reage às vibrações de maneiras diversas dependendo da região do corpo atingida. No caso de vibração no corpo inteiro a sensibilidade às vibrações longitudinais (ao longo do eixo y, da coluna vertebral) é diferente da sensibilidade transversal (eixos x ou z, ao longo dos braços ou através do tórax). Dentro de cada direção, a sensibilidade também varia com a frequência (“resposta em frequência do corpo”), isto é, para uma determinada frequência, a aceleração tolerável (em m/s^2) é diferente da aceleração tolerável em outras frequências. O ser humano apresenta maior sensibilidade nas direções x e y quando em baixa frequência, 1 a 2 Hz. A curva padrão combinada das três direções é obtida para o caso mais crítico dos eixos x, y e z.

2.2 Treinamento vibratório de corpo inteiro com plataforma vibratória

As plataformas vibratórias são o equipamento para treinamento vibratório de corpo inteiro mais utilizado atualmente (HALLAL; MARQUES; GONÇALVES, 2010). Esse tipo de treinamento é recomendado como uma eficiente alternativa no treinamento de resistência muscular em idosas (ROELANDS et al., 2004), de força muscular em atletas de voleibol (BOSCO et al. 1999) de propriocepção em indivíduos jovens e saudáveis (CHEUNG et al., 2007); no aumento da densidade mineral óssea (DMO) e controle postural de mulheres na pós-menopausa (VERSCHUEREN et al., 2004); no aumento da DMO de idosos (LIU; SMITH; ILICH, 2011) na diminuição do déficits de equilíbrio corporal (BOGAERTS et al., 2007), no controle glicêmico em diabéticos Tipo II (BEHBOUDI et al., 2011), no incremento da potência muscular do salto vertical, força de preensão manual e flexibilidade de atletas (COCHRANE; STANNARD, 2005).

Com o aumento da disseminação das plataformas vibratórias, o número de pesquisas acerca dos efeitos do treinamento vibratório tem aumentado consideravelmente (VERSCHUEREN et al., 2004; HUANG; GRIFFIN, 2009; SILVA et al., 2009; SILVA; SCHNEIDER, 2011), objetivando uma melhor compreensão deste método de treinamento e a identificação dos possíveis efeitos, não só sobre as capacidades físicas e habilidades motoras dos indivíduos, mas também como estratégia de promoção da saúde e prevenção de doenças.

Sintomas adversos, porém, também costumam ser relatados pelas pessoas submetidas a este tipo de treinamento, principalmente nas

primeiras sessões de treino. Roelants, Delecluse e Verschueren (2004), por exemplo, observaram grande incidência de queixas de desconforto corporal nas primeiras semanas de intervenção. Bertschinger e Dosso (2008) constataram que o treinamento VCI, quando já existe uma pré-disposição, pode ocasionar microtraumas de vasos da retina ocular, resultando em hemorragia vítrea. Este tema será abordado mais detalhadamente no terceiro tópico desta revisão.

Assim, fica evidente a importância de uma aplicação correta, consciente e responsável deste método de treinamento, a fim de garantir a integridade física dos indivíduos e, de fato, promover melhoras no desempenho físico e/ou motor.

2.2.1 Características técnicas do equipamento

As plataformas vibratórias atualmente disponíveis no mercado transmitem vibração por meio de placas oscilatórias utilizando dois sistemas diferentes: (a) com a placa oscilando uniformemente para cima e para baixo e (b) alternando deslocamentos verticais entre o lado esquerdo e direito da placa (ABERCROMBY et al., 2007), conforme a figura 2.

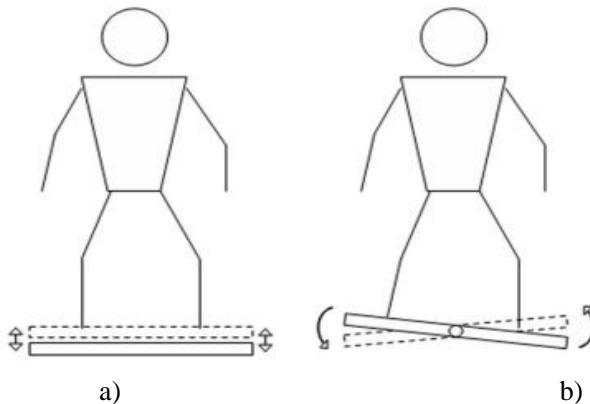


Figura 2 - Princípios de transmissão de vibrações em plataformas vibratórias. Fonte: Abercromby et al. (2007 p. 1795).

As vibrações transmitidas por este tipo de dispositivo podem produzir ondas sinusoidais com frequências entre 15 e 60 Hz e deslocamento vertical ou horizontal (amplitude) variando de 1 a 10 mm (HALLAL; MARQUES; GONÇALVES, 2010); e à aceleração, que pode chegar a 15 g ($1g = 9,81m/s^2$) (CARDINALE; WAKELING, 2005). Rehn et

al. (2007), em seu estudo de revisão, identificaram ainda frequências de 12 Hz para este tipo de treinamento.

A frequência de vibração refere-se à taxa de repetições dos deslocamentos, por isso ela é medida em Hertz (Hz), ou seja, em ciclos por segundo. A amplitude, por sua vez, pode ser calculada de duas formas: como a metade da diferença entre o maior e o menor valor do deslocamento ocorrido durante a oscilação; ou como a amplitude total de deslocamento, ou seja, a diferença entre o menor e o maior valor registrado. Em ambos os casos, é referida em milímetros (mm). Assim, quando uma plataforma for regulada para vibrar com uma amplitude de 5 mm e frequência de 40 Hz, por exemplo, significa que vai se deslocar 5 mm ao redor de um ponto fixo (um eixo) e que esse deslocamento vai se repetir 40 vezes em um segundo (1s) (BATISTA et al. 2007).

A variação dessas variáveis biomecânicas determina a intensidade da sobrecarga. Já a interação reflexa associada com parâmetros de tensão e rigidez muscular pode ser considerada como a resposta neuromuscular aos estímulos de vibração (KOMI, 2006).

Batista et al. (2007) apontam ainda a aceleração como uma forma de quantificar a intensidade da vibração imposta por um dispositivo vibratório, sendo determinada pela amplitude e pela frequência das oscilações e expressa em metros por segundo ao quadrado (m/s^2) ou em relação ao número de vezes que supera a aceleração gravitacional (g). Pode ser calculada pela seguinte equação: $a = (2f)^2 \cdot d$, onde “f” representa a frequência das oscilações e “d” seu deslocamento (GRIFFIN, 1996). Assim, um aparelho produzindo deslocamentos em forma de onda com frequência de 35 Hz e amplitude de 4 mm produz uma aceleração de 19,6 (m/s^2) ou 2 g.

Para Rittweger (2010), porém, a forma mais confiável para se medir a aceleração produzida por um equipamento vibratório é por meio de um acelerômetro. Entretanto, para evitar o aumento da potência espectral, o acelerômetro deve ser firmemente fixado sobre a pele do indivíduo.

Batista et al. (2007) afirmam que, em razão dessa forma de oscilação produzir ondas simétricas, é possível quantificar a intensidade da vibração produzida por esses aparelhos. A intensidade da vibração é determinada através da amplitude das ondas produzidas durante o deslocamento e da frequência com que os deslocamentos ocorrem, conforme ilustrado na figura 3.

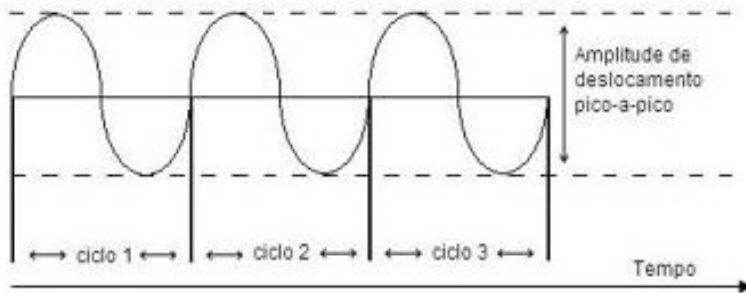


Figura 3 - Movimento oscilatório constante em forma de seno, produzido pelas plataformas vibratórias. Fonte: Batista et al., (2007 p.102).

A oscilação produzida pela plataforma vibratória propaga-se para todo o corpo do indivíduo. Contudo, as estruturas mais afetadas pela vibração são aquelas localizadas anatomicamente mais próximas ao eixo de vibração da plataforma (BATISTA et al., 2007).

2.2.2 Respostas neurais ao treinamento vibratório

No treinamento VCI com plataforma vibratória, o indivíduo se mantém em posição estática ou em movimento (BERTSCHINGER; DOSSO, 2008), em ambas as situações sem sobrecarga, sobre uma plataforma que oferece uma determinada vibração mecânica, variando de acordo com a frequência e amplitude oscilatória (BOSCO et al, 1998; TORVINEN et al. 2002).

De acordo com Cardinale e Bosco (2003), esta vibração provoca uma sequência de estímulos mecânicos que são transmitidos através das estruturas corporais e que resultam em pequenas e rápidas mudanças no complexo musculotendíneo, alterando o comprimento muscular e estimulando os receptores sensoriais do sistema neuromuscular, mais especificamente, os fusos musculares. Estes modulam a rigidez muscular através de uma atividade muscular reflexa e tentam amortecer as ondas vibratórias.

Após esta estimulação, os neurônios motores α são ativados causando contrações musculares similares ao reflexo tônico de vibração (DELECLUSE et al., 2003; JORDAN ET AL., 2005), que por sua vez, é uma resposta decorrente da aplicação de um estímulo vibratório diretamente sobre o ventre muscular ou sobre o tendão (CORMIE et al., 2006). Para estes autores o reflexo tônico de vibração é caracterizado pela ativação dos fusos musculares a partir do recrutamento de fibras aferentes do tipo

Ia e ativação das fibras musculares extrafusais através de motoneurônios α . Rittweger, Beller e Felsenberg (2000) afirmam ainda que são recrutadas principalmente fibras musculares do tipo II e que o RTV é completado pelo relaxamento sincrônico do antagonista quando o respectivo tendão é estimulado.

A esse respeito, Bishop (1974) afirma ainda que a resposta dos receptores musculares – Órgãos Tendinosos de Golgi; terminações primária e secundária do fuso muscular – para cada estímulo vibratório é diferente. A frequência do aparelho vibratório conduz as terminações primárias a dispararem potenciais de ação na mesma frequência da estrutura. Ao contrário da frequência de disparo dos OTGs e das terminações secundárias que não são influenciadas pelo estímulo vibratório. O autor concluiu que a vibração é um meio de estimular seletivamente as terminações primárias do fuso muscular.

O reflexo tônico de vibração (RTV) é influenciado, primariamente, pelas características do estímulo vibratório. A frequência vibratória do estímulo aplicado é a variável que mais interfere na força do reflexo, enquanto a amplitude determina a quantidade de alongamento aplicado nas fibras musculares com cada ciclo vibratório (CURRY; CLELLAND, 1981).

Ainda segundo estes autores, o comprimento inicial do músculo e a excitabilidade do Sistema Nervoso Central (SNC) também interferem diretamente na força do RTV. O RTV é mais expressivo na posição alongada em função do aumento da sensibilidade das fibras aferentes Ia, que por sua vez, também podem ter sua sensibilidade aumentada pela estimulação eferente gama. E embora o RTV seja iniciado imediatamente após a aplicação do estímulo vibratório, o nível de tensão no músculo que sofreu a vibração aumenta gradualmente até atingir um platô de tensão, que ocorre entre 30 a 60 segundos. Além disso, existe um período de potenciação pós-tetânica por mais de três minutos após cessar o estímulo. Durante esse período a contratilidade do músculo é aumentada.

Resumidamente, a ativação do reflexo tônico de vibração melhora a sincronia entre das unidades motoras, proporcionando maior eficiência neuromuscular (DELECLUSE et al., 2003; ROELANTS et al., 2004; BOGAERTS et al., 2007).

E assim, considerando que o músculo esquelético é um tecido especializado que modifica sua capacidade funcional global em resposta a diferentes estímulos, com a exposição regular, controlada e sistematizada aos estímulos vibratórios, ocorrem adaptações tanto neurais quanto morfológicas que contribuem para a melhoria do

desempenho da força e potência muscular, assim como do desempenho das habilidades funcionais (CARDINALE; BOSCO, 2003).

MESTER et al. (1999) declaram que através da adição de estímulo vibratório ao treinamento a demanda para o sistema neuromuscular aumenta significativamente e as adaptações associadas a isso conduzem a um notável aumento na força. Além disso, há um aumento na solitação do controle motor em função da necessidade de amortecer e regular as vibrações. Para estes autores, entretanto, o aumento do desempenho parece estar mais vinculado a uma melhora na adaptação neurofisiológica do que a mudanças morfológicas.

Como se pode ver a vibração é o principal agente estressor no processo de estimulação neuromuscular no treinamento com plataforma vibratória e, portanto, responsável pelas adaptações neurais e morfológicas que podem ocorrer nos tecidos e sistemas do organismo. Sendo assim, fica claro que é necessário expor o corpo humano a este tipo de estímulo a ponto de causar tais adaptações e conseqüentemente obter as respostas físicas esperadas com o treinamento.

Porém, considerando que a vibração pode também ser lesiva ao organismo humano, é importante atentar para a forma de aplicação do TV, por meio do controle de variáveis relacionadas à intensidade do treino, para que se possa evitar a ocorrência de efeitos adversos à saúde dos praticantes.

2.2.3 Variabilidade nos protocolos de treinamento com plataforma vibratória

Os protocolos de exercícios utilizando plataformas vibratórias podem ser manipulados por meio da escolha da amplitude e da frequência de vibração, ou seja, a intensidade do treinamento (CARDINALE; WAKELING, 2005). Além disso, o treinamento pode ter a progressão da intensidade do estímulo vibratório modificando-se o número de séries realizadas em uma sessão, o tempo do estímulo vibratório e do intervalo entre as séries, a frequência de treinamento semanal e a duração total do programa de treinamento (RITTWEGGER, 2010). Todas estas variações e progressões no treinamento dependem não só do objetivo do treinamento como também do nível de condicionamento dos indivíduos e da população em que será aplicado.

Cochrane e Stannard (2005), com o objetivo de quantificar os efeitos agudos do treinamento VCI na potência muscular, preensão manual e flexibilidade de atletas de hóquei profissional, avaliaram 19 mulheres com idade média de 21,8 anos. Os autores utilizaram um

protocolo de intervenção com frequência de vibração de 26 Hz e amplitude de 6 mm, em seis posições corporais: posição básica (apoio bipodal), agachamento estático e dinâmico, apoio manual e afundo (lado esquerdo e direito). Estes seis exercícios caracterizavam seis séries de treinamento vibratório, sendo as quatro primeiras com duração de 1 minuto e as duas últimas com duração de 30 segundos (não foi informado o período de realização da intervenção). Foram encontradas associações positivas entre o treinamento VCI e as capacidades físicas avaliadas, com melhora significativa no desempenho do salto vertical e de flexibilidade. Além disso, os autores observaram que os grupos musculares menos expostos ao treinamento VCI (membros superiores) não apresentaram alterações fisiológicas que potencializam o desempenho muscular.

Hand et al. (2009), examinaram os efeitos do treinamento em plataforma vibratória sobre o fortalecimento do manguito rotador de atletas do sexo feminino com média de idade de 21,2 anos, por meio da comparação entre o treinamento de resistência combinado com o treinamento VCI e o treinamento de resistência convencional. A frequência adotada progrediu de 1 para 20 e 50Hz, com variação de 2 a 4mm de amplitude e tempo das séries de 30s e 90s. Neste estudo, as atletas realizaram o treinamento VCI em posição de apoio manual, com os joelhos apoiados no solo. Não foram observadas diferenças significativas entre os protocolos de intervenção, porém os autores destacam a viabilidade do treinamento de VCI para esta situação específica.

Bautmans et al. (2005) investigaram a viabilidade de aplicação do treinamento VCI voltados à promoção da saúde em um lar de idosos (homens e mulheres com idade média de 77,5 anos) e os possíveis impactos sobre a capacidade funcional e desempenho muscular destes indivíduos. Adotaram um protocolo de aplicação de seis semanas (3 vezes/semana e intervalo de 48 horas), com variações de frequência de 30 a 50Hz, amplitude de 2 a 5 mm e tempo das séries entre 30 e 60s para o grupo experimental. A sessão consistiu em seis exercícios estáticos com foco nos membros inferiores (não descritos). Observaram que, além de ser um método de aplicação viável, o treinamento VCI pode melhorar o equilíbrio e a mobilidade articular destes indivíduos, não havendo evidências significativas para a no desempenho muscular.

Roelants, Delecluse e Verschueren (2004) investigaram os efeitos de 24 semanas (3 vezes/semana) do treinamento VCI na força e potência muscular no movimento de extensão do joelho e no desempenho do salto vertical em 89 mulheres com idade entre 58 e 74 anos. A amostra

foi subdividida em três grupos: treinamento VCI, treinamento de resistência muscular convencional e controle. A intensidade das sessões do treinamento VCI foi incrementada em curtos períodos quanto à amplitude (2,5 a 5 mm) e à frequência (35 a 40 Hz) e as sessões duravam em média 30 minutos, considerando o tempo de aquecimento e alongamento. Foram aplicados exercícios estáticos e dinâmicos de agachamento (aberto e fechado) com ângulo de flexão do joelho de 90°, 120° e 130°. Os autores constataram um incremento significativo em todas as variáveis analisadas nos grupos que realizaram treinamento VCI e de resistência muscular após o período de intervenção, com resposta mais expressiva nas primeiras 12 semanas. Contudo, não houve diferença significativa entre ambos os grupos.

Mais recentemente, Silva et al. (2009) investigaram o efeito do treinamento vibratório no desempenho de força e potência muscular e na funcionalidade de idosos fisicamente ativos. Avaliaram 47 idosos, de ambos os sexos, com idade média de 70 anos, participantes de um programa de condicionamento físico (PCF) com frequência de 2 vezes por semana. Os indivíduos foram divididos em grupo controle (n=23) e experimental (n=24). No GE, além do PCF, os idosos realizaram vinte e seis sessões de exercícios isométricos sobre a plataforma vibratória, incluindo exercícios de agachamento uni e bipodal, com variações no ângulo de abdução do pé e de flexão dos joelhos. A intensidade do protocolo variou de 2 para 4 e 6 mm, e de 30 para 35 e 40 Hz. Neste estudo, porém, os autores constataram que o treinamento VCI parece não ser suficiente para aumentar a força muscular e melhorar a capacidade funcional de idosos fisicamente ativos.

Bogaerts et al. (2009), além do efeito do treinamento VCI sobre a força muscular, investigaram o efeito desse método de treinamento sobre a aptidão cardiorrespiratória de 220 indivíduos com idade média de 67,1 anos. Foram compostos, aleatoriamente, três grupos: controle, treinamento convencional (exercícios de alongamento, equilíbrio, RML e aeróbio) e VCI. A intervenção teve duração de 12 meses. Para o protocolo VCI foram adotados exercícios de membros superiores e inferiores com progressão gradual da intensidade (não foram descritos frequência, amplitude e tempo de exposição por sessão). Assim como no treinamento convencional, o treinamento VCI se mostrou eficiente na melhora da aptidão cardiorrespiratória e força muscular de idosos.

Behboudi et al. (2011) realizaram uma comparação entre os efeitos do treinamento aeróbio tradicional e associado ao treinamento VCI no controle glicêmico em diabéticos Tipo II. Foram analisados 30 homens com idade entre 45 e 65 anos com diagnóstico de diabetes

aguda e/ou crônica. As sessões experimentais foram aplicadas durante oito semanas a uma frequência de 30 Hz e 2 mm de amplitude. O tempo de exposição à vibração em cada sessão aumentou de 16, para 20 e 24 minutos, com 1 minuto de intervalo para cada minuto de exposição. Durante o treinamento VCI, os sujeitos permaneciam em posição de agachamento parcial (ângulo de flexão de joelho a 110°). Após o período de intervenção, ficou constatado que o treinamento VCI se constitui em uma alternativa tão efetiva quanto os exercícios aeróbios para o controle glicêmico em pacientes com diabetes tipo II.

Considerando os estudos analisados até o momento, fica evidente que existe uma grande diversificação quanto aos protocolos de aplicação do treinamento VCI utilizando plataforma vibratória, com características bastante distintas, não só no que se refere à intensidade da vibração mecânica, como também ao posicionamento ou movimentação sobre a plataforma, com exercícios ora estáticos, ora dinâmicos; com apoio manual ou podal, entre outras variações, o que dificulta a determinação de um protocolo específico para o treinamento VCI com plataforma vibratória.

Na tabela 1 estão relacionados alguns estudos realizados sobre treinamento com plataforma vibratória, demonstrando a grande variabilidade dos protocolos de aplicação quanto à intensidade.

Tabela 1: Descrição de amplitude e frequência de diferentes protocolos de treinamento VCI com plataforma vibratória utilizados em estudos anteriores.

Autor(es)	Amplitude (mm)	Frequência (Hz)
Rittweger et al., 2002	1,5	27
Torvinen et al., 2002	2,5 - 5,0	35 - 40
Rubin et al., 2003	-	15 - 20 - 25 - 35
Ruiter et al., 2003	8,0	30
Roelants et al., 2004	2,5 - 5,0	35 - 40
Verschueren et al., 2004	1,7 - 2,5	35 - 40
Bautmans et al., 2005	2,0 - 5,0	30 - 35 - 40
Cormie et al., 2005	2,5	30
Ahlborg et al., 2006	-	25 - 30 - 35 - 40
Mansfield et al., 2006	-	2 - 20
Van Nes et al., 2006	3,0	30
Abercromby et al., 2007	4,0	30
Kiiski et al., 2008	0,05 - 0,5 - 1,0 - 3,0	10 a 90
Silva et al., 2009	2,0 - 4,0 - 6,0	30 - 35 - 40
Hand et al., 2009	4,0	50
Behboudi et al., 2011	2,0	30
Sitjà-Rabert et al. 2011	2,0 - 4,0	30 - 35
Turner et al., 2011	0,5	12

- não informado pelo(s) autor(es)

2.3 Fatores intervenientes no processo de transmissibilidade vibratória através das estruturas corporais

No treinamento com plataforma vibratória, a vibração é aplicada de forma indireta apresentando diferenças mais expressivas entre a frequência e amplitude geradas e aquela que chega aos músculos de fato. Desta forma, ambas podem ser minimizadas de forma não linear pelos tecidos moles durante a propagação vibratória até o músculo alvo (LUO; McNAMARA; MORAN, 2005).

De acordo com Rittweger (2010), a maneira como esta transmissão vibratória acontece está diretamente relacionada à rigidez e ao amortecimento musculoesquelético, devendo-se sempre considerar que a vibração é transmitida de segmento para segmento, propagando-se dos pés para os tornozelos, dos tornozelos para os joelhos e assim sucessivamente, até alcançar a cabeça.

Torvinen et al. (2002), ao investigar os efeitos de quatro meses de treinamento VCI com plataforma vibratória sobre a performance muscular e o equilíbrio corporal de 26 adultos jovens saudáveis e não atletas, de ambos os sexos, encontraram resultados que reforçam a

colocação de Rittweger (2010). Os autores constataram que o músculo situado mais próximo à plataforma vibratória, no caso o músculo sóleo, foi mais estimulado ou sofreu maior aceleração em comparação ao músculo vasto lateral, mais distante do ponto inicial da vibração.

Além da variabilidade nos protocolos de aplicação do treinamento, os quais podem ser manipulados de diversas formas quanto à amplitude, frequência de vibração e tempo de exposição, existem outros fatores intervenientes na propagação dos estímulos mecânicos ao longo das estruturas corporais, como, por exemplo, a composição corporal dos indivíduos e a postura corporal adotada sobre a plataforma vibratória. Estudos apontam ainda que a frequência de ressonância também depende da composição de massa corporal do indivíduo, da rigidez dos músculos, bem como da posição do corpo em relação à superfície vibratória (BOILEAU; RAKHEJA; WU, 2002; MANSFIELD, 2005; LUO; McNAMARA; MORAN, 2005).

Considerando que o tecido musculoesquelético é dos principais responsáveis pelo amortecimento das cargas mecânicas recebidas pelas estruturas corporais dos indivíduos, a influência da composição corporal sobre os mecanismos de propagação da vibração causada pelo treinamento VCI é de fácil compreensão. Pode-se afirmar que, quanto maior a composição de massa muscular e adiposa (componente mole), maior a capacidade de absorção dos estímulos mecânicos.

De acordo com Pain e Challis (2006), os tecidos moles do corpo humano são os principais contribuintes para as propriedades inerciais dos segmentos, com movimentos registrados nos três planos. Gruber et al. (1998), inclusive, questionaram a utilização de modelos de massa rígida para a simulação da cinética de aterrissagem após o salto vertical de mulheres e constataram que a inclusão de material correspondente aos tecidos moles no modelo de teste é potencialmente fundamental para uma reprodução mais realista da reação do corpo humano aos impactos mecânicos a que são submetidos. Neste estudo, os autores observaram que as forças de reação do solo, além do torque e força articular, são significativamente maiores nos modelos de massa rígida, ou seja, são menos amortecidos.

Gittoes, Brewin e Kerwin (2006) também realizaram um estudo com o objetivo de desenvolver e avaliar um modelo biomecânico feminino para simulação da distribuição das cargas no solo no momento da aterrissagem, bem como examinar a influência das propriedades dos tecidos moles na atenuação destas cargas. O modelo compreendeu o membro inferior por completo com uma mola acoplada entre o pé e o solo e foi constituído de massa rígida e massa oscilante.

Os autores observaram que a inclusão de propriedades dos tecidos moles no modelo de teste contribuiu para uma redução de até 8,6 vezes o peso corporal na carga de impacto e permitiu uma acurácia 52% maior para a reprodução do evento. Para eles, o sucesso do modelo de massa oscilante em replicar a cinética do desempenho de uma aterrissagem real sugere que o modelo pode ser utilizado futuramente na investigação do comportamento mecânico dos tecidos musculoesqueléticos e das estratégias de atenuação de cargas no momento do contato com o solo.

Para Dolny e Reyes (2008) e Frassbinder (2011), tendo em vista que o tecido musculoesquelético apresenta a capacidade de amortecer a vibração recebida, a postura adotada sobre a plataforma, ou seja, o posicionamento dos segmentos corporais também pode ser considerado um fator de grande influência no processo de ativação muscular.

Harazin e Grzesik (1998), inclusive, destacam que este é o fator que mais exerce influência no padrão de transmissão vibratória através das estruturas corporais. De acordo com estes autores, a superfície de contato com o plano de vibração, a posição da coluna vertebral, o grau de tensão nos diferentes grupos musculares e variações na posição dos membros superiores e inferiores podem alterar as propriedades elásticas e de amortecimento do organismo e determinar a distribuição do peso corporal sobre a superfície vibratória.

Levy e Smith (2005) afirmam ainda que tais alterações nas propriedades elásticas e de amortecimento do organismo conduzem a mudança nas frequências de ressonância e na transmissão das vibrações para o corpo em faixas de frequência particulares. No que se refere à frequência de ressonância para a vibração de todo o corpo, Mester, Kleinöder e Yue (2006) observaram que está no intervalo de 5-10Hz, devendo as frequências inferiores a 20Hz ser evitadas. Para Randall e Mathews (1997), por sua vez, o fenômeno de ressonância acontece na faixa de frequência de 8 a 16Hz.

A respeito da postura mais adequada para adotar-se sobre uma plataforma vibratória, estudos indicam que deve haver algum grau de flexão de joelhos, e conseqüentemente o quadril e os tornozelos, mantendo-os ligeiramente flexionados (MESTER; KLEINÖDER; YUE, 2005; ABERCROMBY et al., 2007; DOLNY; REYES, 2008) e o peso corporal depositado sobre o antepé, evitando a aplicação dos estímulos mecânicos diretamente sob os calcanhares (LAFORTUNE; LAKE; HENNIG; 1996; DOLNY; REYES, 2008). Para estes autores, ambas as técnicas promovem uma redução da magnitude vibratória transmitida para os segmentos do tronco e da cabeça e garantem maior segurança.

De acordo com Abercromby et al. (2007), a magnitude das vibrações mecânicas que alcançam o tronco e a cabeça, ou seja, a aceleração, pode ser reduzida por meio da flexão dos joelhos, chegando a metade de sua magnitude quando o ângulo de flexão é de 26 a 30°. Ângulos de flexão próximos a 90°, porém, podem inibir os efeitos desejados para o treinamento, não ativando os músculos do quadríceps e os ísquio-tibiais (LAMAS et al., 2010).

A contribuição da distribuição do peso corporal sobre o antepé foi também identificada por Gittoes, Brewin e Kerwin (2006). Além de constatar que o componente dos tecidos moles promove uma atenuação significativa das cargas mecânicas no momento da aterrissagem, atribuíram o sucesso do modelo desenvolvido, mais especificamente da geração de um pico de força mais prolongado, ao amortecimento do impacto primeiramente pelo antepé, para então ser transferido para o calcanhar, constituindo um sistema de alavancas.

Lafortune, Lake e Hennig (1996) acrescentam ainda que a distribuição do peso corporal sobre o antepé pode ajudar a evitar o fenômeno de ressonância, uma vez que estimula a ativação do músculo tríceps sural e, conseqüentemente, otimiza o amortecimento das vibrações. Segundo estes autores, além de propiciar uma posição mais estável sobre a plataforma, permite uma redução da transmissibilidade vibratória para o tronco e a cabeça, evitando assim o surgimento de cefaléias, entre outros sintomas de desconforto corporal.

Há também estudos que comprovaram cientificamente que a transmissibilidade de vibração para a parte superior do corpo aumenta significativamente quando os joelhos totalmente estendidos e que esse maior alcance vibratório deve ser evitado (PADDAN; GRIFFIN, 1993; MATSUMOTO; GRIFFIN, 1998; MANSFIELD; GRIFFIN, 2000; RUBIN et al., 2003).

Em estudos que abordaram especificamente a transmissão vertical da vibração vertical (HARAZIN; GRZESIK, 1993; FRITTON et al., 1997; KIISKI et al., 2008), ficou comprovado que a aceleração no segmento da cabeça também é consideravelmente influenciada pela frequência vibratória gerada, sendo mais elevada em frequências baixas, de aproximadamente 20 Hz, dependendo da postura adotada.

De fato, o corpo humano pode ser considerado um complexo aparato biomecânico e a análise de sua resposta à vibração de corpo inteiro é um grande desafio, haja vista que está sujeita a interferência de diversos fatores de confusão (KIISKI et al., 2008).

Contudo, a exploração científica a respeito de como essas interferências ocorrem e de quais são as condições de intensidade e

posicionamento que garantem, além da eficácia no treinamento, padrões de segurança mais confiáveis, ainda é demasiadamente defasada e requer maiores aprofundamentos teórico-práticos.

2.3.1 Associação entre a exposição à VCI e a incidência de sintomas de dor e/ou desconforto corporal

A vibração de corpo inteiro ocorre quando o corpo está sendo suportado por uma superfície que vibra, podendo ser produzida de três formas: ao sentarmos, deitarmos ou ficarmos em pé sobre uma superfície vibratória. Independentemente da forma como é transmitida a vibração, segundo Fernandes e Morata (2002), a ação repetida desses estressores no corpo humano pode sobrecarregar e prejudicar não somente o sistema nervoso periférico, como também o sistema nervoso central.

A norma ISO 2631 (1997), mencionada anteriormente, preconiza que a exposição à vibração de corpo inteiro pode desencadear uma complexa distribuição de movimentos oscilatórios e forças dentro do organismo, podendo, em casos mais extremos, causar sensação de desconforto e mal estar, além de influenciar o desempenho ou oferecer risco à saúde e segurança dos indivíduos.

Porém, de acordo com Fernandes e Morata (2002), é preciso considerar que há uma grande variabilidade entre indivíduos quanto à capacidade de perceber a vibração e de considerá-la desconfortável ou inaceitável, sendo alguns mais sensíveis ou mais pré-dispostos a determinados sintomas que outros. Em seu estudo para investigar as queixas de saúde e achados audiológicos de dois grupos de trabalhadores, estes autores verificaram que, comparando com a vibração aplicada pelos membros superiores e com o ruído do ambiente de trabalho, os trabalhadores expostos à vibração de corpo inteiro foram os que apresentaram maior número de queixas de saúde.

Kim, Kim e Yoon (2005), desenvolveram um modelo biomecânico do corpo humano para avaliar a transmissibilidade vibratória e as respostas dinâmicas à vibração vertical na posição sentada e verificaram que a magnitude da vibração que chega ao quadril e a cabeça é um fator de extrema importância, uma vez que tem a capacidade de afetar a sensação de conforto para caminhar, além de causar perturbações visuais.

No que se refere ao treinamento vibratório de corpo inteiro com plataformas vibratórias, Mester, Kleinöder e Yue (2005) afirmam que o corpo reage à vibração não só no aspecto biomecânico como também

psicológico. Segundo eles todos os sistemas do corpo, incluindo os sistemas neuromuscular, cardiovascular, entre outros, reagem de alguma forma à vibração, o que torna muito difícil estabelecer uma norma de segurança ou intensidade de vibração que seja condizente com todos.

Isto porque são muitos os parâmetros envolvidos nessa padronização: a frequência vibratória, a amplitude de deslocamento, a intensidade, a carga e a duração de cada série/sessão, o tempo total de exposição à vibração e a duração dos intervalos entre as sessões, a posição do corpo que interfere na transmissão dos estímulos mecânicos, e assim por diante (MESTER; KLEINÖDER; YUE, 2006). Segundo estes autores, é preciso dar especial atenção à frequência de ressonância, a qual depende do peso corporal, da rigidez dos músculos e da posição corporal.

E apesar de a exposição à VCI no treinamento com plataformas ser normalmente muito mais baixa em frequência e amplitude (resultando em menor aceleração (g)) do que a de funções laborais, a transmissão da vibração da plataforma para o pescoço e cabeça deve ser evitada (DOLNY; REYES, 2008).

Teo e Guo (2005) avaliaram os efeitos da vibração de corpo inteiro, mais especificamente os riscos de lesão, da coluna lombar. Eles utilizaram um modelo anatômico de segmento L3-L5. Os resultados do estudo apontaram que a região posterior dos discos intervertebrais da coluna lombar é mais suscetível a lesão em comparação à região anterior durante a exposição à VCI, podendo resultar em uma remodelação anormal ou até mesmo um distúrbio da coluna vertebral.

Kiiski et al. (2008) testaram uma vasta gama de amplitudes aplicáveis (de 0,05 a 3mm) e de frequências (de 10 a 90 Hz), todas na posição padrão, com os pés em médio afastamento lateral e joelhos ligeiramente flexionados (ângulo de flexão não mencionado). Os indivíduos realizaram os testes descalços, utilizando apenas meias de algodão a fim de evitar interferências de amortecimento. Os autores observaram que, apesar de não serem sintomas graves, todos os sujeitos sentiram algum tipo de desconforto, principalmente entre as frequências de vibração de 20 e 25 Hz, com amplitude de 0,5 mm ou mais. Uma das avaliadas relatou dormência nos pés a uma intensidade de vibração de 40 Hz e 3,0 mm, com esse sintoma cessado após o término da série de exercício. Além disso, três indivíduos relataram leve dor nos pés durante a noite do teste, desaparecendo após dois dias sem necessitar de tratamento médico.

Rittweger, Beller e Felsenberg (2000) avaliaram os mecanismos fisiológicos de fadiga após exercício vibratório exaustivo com

plataforma vibratória, a uma frequência de 27Hz, em 37 jovens saudáveis. Mostraram-se muito surpresos ao constatar que aproximadamente a metade dos indivíduos avaliados apresentou sinais de eritema e prurido na pele, além de um aumento no fluxo de sangue cutâneo, sugerindo que o exercício vibratório, quando realizado de forma muito intensa, pode provocar um determinado esforço cardiovascular.

Diante de tudo que foi exposto, fica evidente que o treinamento vibratório de corpo inteiro é capaz de propiciar benefícios muito significativos e pode ser utilizado para atender a diferentes objetivos. Entretanto, também fica claro que existem indicativos de que a exposição à vibração de corpo inteiro pode provocar danos ou trazer malefícios às estruturas corporais dos indivíduos, quando aplicada de maneira equivocada e sem os devidos cuidados.

Porém, na literatura pesquisada, foram encontrados poucos estudos com uma abordagem mais detalhada sobre como as interferências ocorrem, ou seja, sobre quais são as condições de intensidade, frequência e amplitude e técnicas de execução que podem maximizar o treinamento, garantindo alcançar os objetivos traçados, ou comprometê-lo, causando danos e prejuízos aos sistemas biológicos.

3 MÉTODO

3.1 Caracterização do estudo

Quanto à natureza, esta pesquisa é caracterizada como aplicada. Segundo Silva (2005), este tipo de estudo tem como característica fundamental o interesse na aplicação, utilização e consequências práticas dos conhecimentos.

No que se refere à abordagem do problema, trata-se de um estudo quantitativo. Minatto et al. (2011) afirmam que este tipo de abordagem é destinado a traduzir em números opiniões e informações para, então, classificá-las e analisá-las.

Em relação aos objetivos e aos procedimentos técnicos, é caracterizada como pesquisa descritiva correlacional. Segundo Malhotra (2001), as pesquisas descritivas são assim caracterizadas por se destinarem à descrição de algo, de um evento, fato ou fenômeno.

A pesquisa correlacional, por sua vez, tem como característica principal a exploração das relações existentes entre as variáveis investigadas, sem estabelecer uma relação de causa e efeito entre elas (THOMAS; NELSON; SILVERMAN, 2007).

3.2 Sujeitos da pesquisa

Foram avaliados 20 sujeitos de ambos os sexos, sendo 10 homens e 10 mulheres, com idade entre 20 e 35 anos, residentes na cidade de Florianópolis – SC, escolhidos de maneira intencional. Para a seleção dos sujeitos, de forma que atendessem aos objetivos do estudo e garantissem a confiabilidade das informações, foram adotados os seguintes critérios de inclusão e exclusão:

3.2.1 Critérios de Inclusão

- a) Estar em plenas condições físicas durante o período de coletas;
- b) Não praticar regularmente qualquer tipo de treinamento vibratório.

3.2.2. Critérios de exclusão

- a) Apresentar diagnóstico de labirintopatias ou vestibulopatias;

- b) Apresentar queixas de dores lombares ou nos membros inferiores nos dias de coleta;
- c) Ter sido submetido a alongamentos nos membros inferiores nas últimas 2 horas;
- d) Possuir histórico de lesões musculoesqueléticas moderadas ou graves em membros inferiores e quadril nos últimos seis meses.

A Tabela 2 apresenta as características antropométricas gerais dos participantes.

Tabela 2 – Características dos sujeitos do estudo

N	Idade (anos)	Massa (Kg)	Estatura (m)	GC (%)
20	27,8 ± 2,9	71,2 ± 14,4	1,7 ± 0,1	23,2 ± 10,4

n: número de sujeitos; GC: gordura corporal.

3.3 Instrumentos de medida

Para caracterização do perfil antropométrico da amostra, os sujeitos foram submetidos a uma avaliação antropométrica. Para a mensuração das medidas de massa corporal e da estatura dos indivíduos foi utilizada uma balança digital WISO modelo W835 (capacidade de 180 Kg e escala de 100 g) e um estadiômetro portátil Seca Modelo 220 (220 cm e precisão em 0,1 mm), respectivamente. Para a medição de dobras cutâneas foi utilizado um compasso científico da marca Lange com pressão constante de 10 g/mm² e precisão de leitura de ±1 mm.

No protocolo de treinamento vibratório de corpo inteiro, utilizou-se uma Plataforma Vibratória do Sistema *Vibe Class* de Condicionamento Físico, modelo triplanar profissional, com amplitude de vibração de 0 a 11 mm; frequência da vibração de 0 a 99 Hz; capacidade máxima de 300 Kg e sistema de vibro-oscilação alternado entre os lados direito e esquerdo da placa (Figura 4).

A plataforma foi calibrada utilizando-se acelerômetros triaxiais do tipo ICP (*Integrated Circuit Piezoelectric*) PCB-Piezotronics, da marca *Briuel & Kjaer*, modelo 4525B. Os acelerômetros foram fixados em pontos diferentes da plataforma (no centro, nas laterais, nos cantos, entre outros) e foram registrados os sinais vibratórios em diferentes frequências (Hz), coincidindo a frequência de vibração emitida e especificada pelo sistema operacional da plataforma com a frequência registrada pelos acelerômetros.



Figura 4 - Plataforma vibratória utilizada no estudo.

Para mensurar a magnitude da vibração transmitida para os segmentos corporais dos indivíduos durante o treinamento vibratório foram utilizados quatro acelerômetros triaxiais do tipo ICP (*Integrated Circuit Piezoelectric*) PCB-Piezotronics, da marca *Brüel & Kjaer*, modelo 4525B, sensibilidade de ≈ 10 mV/g, faixa de frequência ± 500 g peak, massa de 6 gramas, previamente calibrados (Figura 5).



Figura 5 - Acelerômetro B&K modelo 4525B utilizado na aquisição dos dados de acelerometria.

Para a calibração dos acelerômetros foi utilizado um calibrador de vibração PCB Piezotronic Inc. com nível de calibração de $1g @ 159,2\text{Hz}$ (1%); distorção de $<2\%$ entre (0 e 100g) e $<3\%$ entre (100 e 210g); excitação transversal $<3\%$; e temperatura de -100 à 550C .

A aquisição dos sinais foi realizada pelo módulo MCS1000-V3 da *Lynx* (Figura 6), composto por 16 canais configuráveis com tensão de saída de $\pm 10\text{V}$, possibilidade de ganho de até 600 vezes, filtragem do

tipo passa-baixa de 2ª ordem *Butterworth*, com frequência de corte de 1 a 50 Hz, determinada por capacitores.

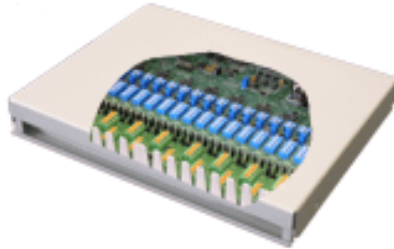


Figura 6 - Módulo MCS1000-V3 da *Lynx* utilizado na aquisição dos dados de acelerometria.

O ângulo de flexão do joelho foi monitorado com um goniômetro de 20 cm da marca Carci® em plástico transparente e sistema de transferidor de 0° a 360°.

Para verificar a ocorrência de sintomatologia dolorosa e/ou desconforto corporal relatados pelos sujeitos, utilizou-se uma ficha de avaliação do desconforto corporal (Apêndice A) que avalia quanto à presença ou não de sintomas de dor e/ou desconforto corporal, bem como do tipo e grau de cada um dos sintomas dentro de uma escala tipo *Likert* de 4 pontos, como segue: 0 = ausência de sintomas; 1 = sintoma leve; 2 = sintoma moderado; e 3 = sintoma forte. Esta ficha de avaliação foi devidamente validada para aplicação com os índices de validade e clareza de 0,92 e 0,95, respectivamente.

3.4 Coleta de dados

Para a realização deste estudo foram atendidas as exigências do Comitê de Ética em Pesquisas com Seres Humanos da Universidade Federal de Santa Catarina – CEPESH/UFSC, com aprovação sob o parecer nº 37886/12 (ANEXO A).

As coletas de dados foram realizadas nas dependências do Estúdio do Sistema *Vibe Class* de Condicionamento Físico, anexo à Academia *Company Fitness*, Florianópolis/SC, mediante agendamento prévio (Figura 7). Cada sessão de coleta teve duração de aproximadamente 60 minutos, incluindo o período de orientação e

esclarecimento sobre o protocolo de coleta, a adaptação ao instrumento e a aquisição de dados propriamente dita.



Figura 7 - Ambiente de coleta com a instrumentação utilizada no protocolo vibratório.

No momento do agendamento das coletas solicitou-se aos sujeitos que não realizassem nenhum tipo de atividade física e que não ingerissem bebida alcoólica ou qualquer tipo de líquido em excesso nas 24 horas que antecedessem a coleta de dados, bem como que se apresentassem ao local de coleta vestindo roupa confortável e calçado esportivo (tênis).

3.5 Procedimentos para a coleta dos dados

3.5.1 Coleta dos dados antropométricos

As medidas de massa corporal e estatura foram realizadas segundo o protocolo proposto por Petroski (1999). A partir destes indicadores foi calculado o índice de massa corporal (IMC). Para a estimativa do percentual de gordura (%G), adotou-se o método de sete dobras cutâneas (DC) proposto por Pollock e col. (1984), sendo estas:

subescapular, axilar média, tríceps, coxa, supra-íliaca, abdominal e peitoral.

3.5.2 Protocolo de VCI com Plataforma Vibratória

Após o esclarecimento sobre os objetivos do estudo e estando em acordo, os avaliados assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice B) e deu-se início a coleta de dados.

Primeiramente, os sujeitos foram orientados sobre os procedimentos a serem realizados, sendo fornecidas as devidas recomendações, principalmente no que se refere às variações de posicionamento corporal durante o protocolo de VCI. Em seguida, foi disponibilizado um breve período (5 minutos) de aquecimento articular e familiarização com a plataforma, onde os sujeitos puderam esclarecer possíveis dúvidas sobre os procedimentos.

Passado o período de familiarização, deu-se início ao processo de fixação dos acelerômetros nos pontos anatômicos de referência, sendo estes: (1) no tornozelo, 2cm acima do maléolo lateral; (2) na perna, 2cm proximais ao maléolo lateral da fíbula direita; (3) no processo espinhoso da L4; e (4) na face, próximo ao osso frontal do crânio. Os dispositivos foram fixados, primeiramente, com uma fita adesiva e depois foram colocadas faixas de compressão para garantir que não houvesse deslocamento dos mesmos durante a avaliação (figura 8), evitando assim a ocorrência de ruídos no sinal e espectros de potência indesejados, os quais poderiam provocar o fenômeno da ressonância e, também, mascarar os dados.



Figura 8 – Fixação dos acelerômetros em dois dos pontos anatômicos de referência: (a) ponto da cabeça; (b) ponto do tornozelo.

Em seguida, os sujeitos foram posicionados sobre a plataforma vibratória com os membros inferiores equidistantes, cabeça alinhada ao tronco e mãos na altura do quadril (sendo orientados a não depositar o peso do corpo sobre o mesmo). As articulações do tornozelo, joelho e quadril, para efeito de análise, foram dispostas ora estendidas, ora ligeiramente flexionadas, constituindo duas posições distintas: posição estendida e posição flexionada.

Na Posição Estendida (PE), os sujeitos mativeram os membros inferiores completamente estendidos, com o peso corporal distribuído sobre o retopé, enquanto na Posição Flexionada (PF), foram orientados a flexionar as articulações dos MMII e quadril, conseqüentemente inclinando o tronco um pouco a frente, e a distribuir o peso do corpo sobre o antepé (Figura 9).

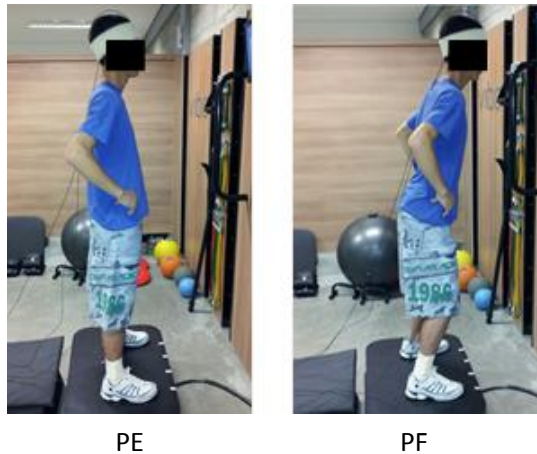


Figura 9 - Posições adotadas durante a aquisição dos dados: Posição Estendida (PE) e Posição Flexionada (PF).

O ângulo de flexão do joelho na posição flexionada foi monitorado com um goniômetro a 30°. O instrumento foi posicionado ao lado da articulação para conferência do ângulo de flexão do joelho, e em seguida foi retirado, não permanecendo no fixo ao local. Durante todo o protocolo vibratório, houve monitoramento visual da manutenção da posição selecionada.

Objetivando uma boa representatividade das várias possibilidades de aplicação do treinamento VCI com plataforma vibratória, a definição do presente protocolo VCI foi baseada nos

protocolos VCI mais utilizados e descritos na literatura. Assim, os registros dos dados da acelerometria foram realizados nas frequências de vibração de 20, 35, 50 e 70 Hz e nas amplitudes de deslocamento de 2,0 e 6,0mm.

A combinação destes itens resultou em 16 séries de 30 segundos de exposição à vibração sobre a plataforma vibratória, com intervalo de 60 segundos entre elas, totalizando 8 minutos de exposição à vibração de corpo inteiro e 15 minutos para o registro de todos os dados da acelerometria (de acordo com a normativa ISO 2631/1978, o limite de exposição diária à vibração mecânica desta intensidade deve ser de 16 minutos).

Também com o objetivo de evitar que uma ou outra variável fosse indevidamente influenciada pelas demais, interferindo nos resultados do estudo, a ordem de execução dos registros da acelerometria na plataforma vibratória nos diferentes protocolos de aplicação, considerando posicionamento corporal sobre a plataforma, frequência de vibração e amplitude de deslocamento, foi randomizada. Para tal, foram criadas aleatoriamente dez combinações de registro de dados e, no momento da coleta, os sujeitos sortearam uma sequência para registro.

Ao final de cada uma das séries, os sujeitos foram questionados a respeito dos possíveis sintomas de dor e/ou desconforto corporal com opção de resposta de acordo com a seguinte escala: 0 = ausência de sintomas; 1 = sintoma leve; 2 = sintoma moderado; e 3 = sintoma forte. A avaliação completa teve duração de aproximadamente 60 minutos.

Segue uma representação esquemática da randomização das coletas de dados (Figura 10).



Figura 10 - Representação esquemática da sequência de registro de dados (2x3x3).

3.5.3 Registro dos dados da acelerometria

Os sinais foram adquiridos a uma frequência de amostragem de 800 Hz, a fim de permitir a habilitação de 12 canais simultaneamente (3 canais por acelerômetro) conforme Figura 11, bem como de preservar a integridade do sinal, de acordo com o Teorema de *Nyquist*.



Figura 11 - Módulo de aquisição dos sinais com as configurações de aquisição.

A carga elétrica gerada pelo transdutor piezoelétrico durante o procedimento, nas três direções (x, y e z), foi transmitida por intermédio de cabos para o módulo MCS 1000-V2 da *Lynx*. Após a aquisição, os sinais foram filtrados e convertidos por meio de um conversor analógico digital modelo AC116x da *Lynx*, com 16 bits de resolução por entrada (4KHz amostras por canal).

3.6 Tratamento dos dados

Após a aquisição, os dados da acelerometria foram armazenados e exportados através do *software* AqDAnalysis 7.0.14 (Lynx Tecnologia Eletrônica LTDA), para serem tratados com a utilização do *software* Matlab R2012a. No *software* Matlab foram criadas as rotinas de programação específicas para o processamento dos dados em cada condição de análise. Todas as rotinas continham procedimentos comuns conforme segue: (1) correção do zero (offset), (2) aplicação do coeficiente de calibração; (3) verificação dos valores das variáveis a serem analisadas em cada execução do sujeito; (4) exportação dos valores para arquivos em formato *.txt.

Em seguida, os valores das dezesseis execuções de cada sujeito, para cada região corporal analisada e em cada eixo de movimento foram organizados em planilhas com a utilização do *software* Microsoft Excel 2003.

Além disso, foi calculado o valor eficaz, também conhecido como *Root Mean Square* (RMS) das séries temporais (m/s^2) e realizada a análise espectral (*Fast Fourier Transform*) com Janela de *Hamming*, representado pela Densidade Espectral de Potência (DEP). Após este procedimento, os valores espectrais dos sinais foram transformados em valores de aceleração (g), para então ser realizado o cálculo da Função de Transferência (FT), que permitiu calcular a atenuação ou o ganho da vibração entre um ponto e outro (transmissibilidade), de acordo com a seguinte equação:

$$\text{Função de Transferência: } 10\log_{10}(AP2/AP1)$$

Sendo: AP2 (aceleração no ponto 2); AP1 (aceleração no ponto 1)

Em seguida foi confeccionado o banco de dados a partir do qual foi realizada a análise estatística.

3.7 Análise estatística

Todos os procedimentos estatísticos foram realizados no *software* SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*) versão 17.0 *for Windows*.

Primeiramente, para a caracterização dos dados foi utilizada a estatística descritiva, com a identificação dos valores de média (\bar{x}) e desvio padrão (s).

A escolha dos testes inferenciais foi determinada pela distribuição dos dados (verificada através do teste de *Shapiro-Wilk*), de acordo com os objetivos específicos do estudo (Figura 12).

Para todos os testes estatísticos, foi adotado um nível de significância de 95% ($p \leq 0,05$).

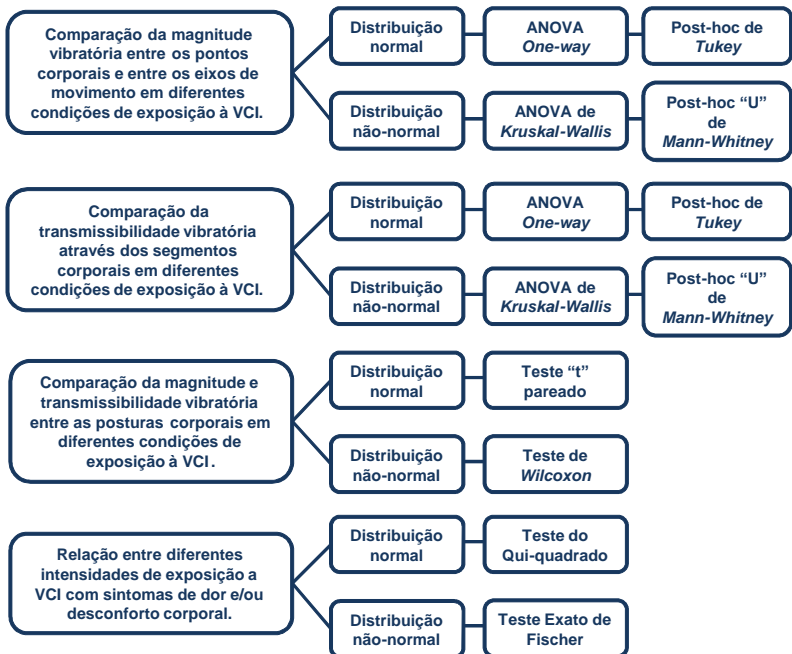


Figura 12 – Representação esquemática dos testes inferenciais utilizados para análise estatística dos dados.

4 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

A fim de responder aos objetivos específicos do estudo este capítulo foi organizado em tópicos com os respectivos resultados e discussões. Desse modo, primeiramente fez-se a caracterização e a comparação da magnitude vibratória entre os eixos de movimento e entre os pontos corporais analisados em diferentes condições de exposição à VCI com plataforma vibratória.

Em seguida, são apresentados os resultados da comparação da magnitude e transmissibilidade vibratória através dos segmentos corporais e a comparação da magnitude e transmissibilidade vibratória entre as diferentes posições corporais. Por fim, são apresentados os resultados da associação entre diferentes intensidades de exposição à VCI com sintomas de dor e/ou desconforto corporal.

As tabelas contendo a descrição completa dos dados e os resultados dos testes inferenciais do estudo estão apresentadas no APÊNDICE C deste documento.

4.1 Caracterização e comparação da magnitude vibratória entre os eixos de movimento.

Foram observadas diferenças significativas na magnitude vibratória entre os eixos vertical, lateral e anteroposterior durante a exposição à vibração de corpo inteiro em 13 das 16 condições analisadas para o ponto do tornozelo; 4 para o ponto do joelho; 9 para o ponto da coluna lombar; e 11 para o ponto da cabeça, rejeitando-se a primeira hipótese nula (H_0) deste estudo. Estes resultados estão descritos na Tabela 3 do Apêndice C.

No ponto do tornozelo, foram observadas diferenças estatisticamente significativas em quase todas as condições da PE, exceto na condição C8 ($p=0,111$), e da PF, com exceção das condições C9 e C11 ($p=0,565$ e $p=0,162$, respectivamente). Os valores de aceleração no eixo lateral diferiram significativamente do eixo vertical, sendo maior neste em relação àquele, como pode ser observado na Figura 13.

Dentre estas mesmas condições, com exceção das condições C3 e C12, foram também observadas diferenças significativas entre os eixos vertical e anteroposterior no ponto do tornozelo, sendo sempre superior para o eixo vertical. Nas condições C1, C4, C12 e C16 foram observadas ainda diferenças significativas entre os eixos lateral e

anteroposterior, com valores de aceleração mais elevados para o eixo anteroposterior.

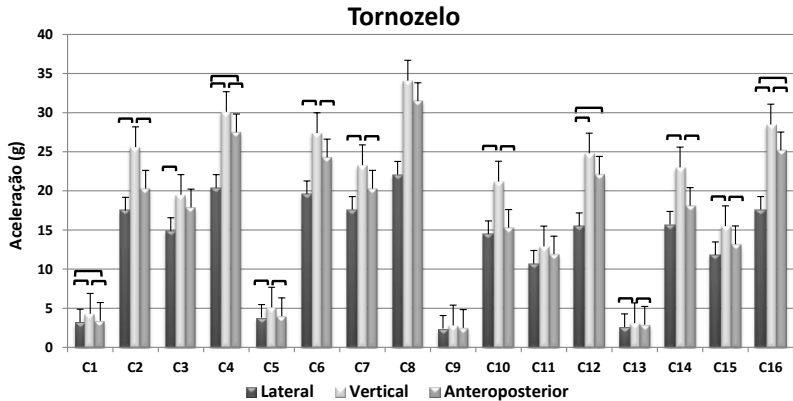


Figura 13 – Valores médios de aceleração (g) no ponto do tornozelo para os três eixos de movimento em todas as condições analisadas (C1 a C8 na PE; C9 a C16 na PF). Os colchetes ligam os eixos para os quais foram encontradas diferenças significativas.

No ponto do joelho, por sua vez, pôde-se constatar que as diferenças estatisticamente significativas entre os valores de aceleração dos eixos de movimento apareceram apenas na PE (Figura 14). Nas condições C2, C3, C5 e C6, os valores do eixo vertical foram significativamente superiores em relação ao eixo lateral; na condição C5, os valores do eixo vertical também foram significativamente maiores que o eixo anteroposterior; e na C6, eixo anteroposterior apresentou valores superiores ao eixo lateral.

A ausência de diferenças significativas entre os eixos de movimento no ponto do joelho, apenas para a PF, possivelmente está associada à maior estabilidade que esta posição corporal proporciona. Ocorre que o desalinhamento dos segmentos corporais por meio da flexão das articulações – característica principal desta posição – permite uma melhor ativação das musculaturas envolvidas e, conseqüentemente, uma propriocepção mais apurada desta região corporal (LAFORTUNE; LAKE; HENNIG, 1996). Além disso, o abaixamento do centro de gravidade do corpo também permite uma maior estabilidade e condição de equilíbrio corporal sobre a plataforma.

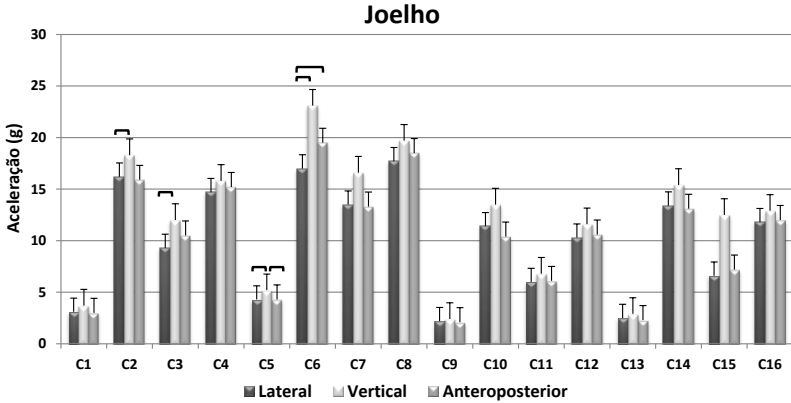


Figura 14 – Valores médios de aceleração (g) no ponto do joelho para os três eixos de movimento em todas as condições analisadas (C1 a C8 na PE; C9 a C16 na PF). Os colchetes ligam os eixos para os quais foram encontradas diferenças significativas.

Tal estabilização ocorre também em nível articular, ou seja, especificamente na articulação do joelho. Na PF, esta articulação conta com uma participação mais efetiva da cápsula articular e dos ligamentos e músculos que a circundam para manter-se mais estável. De acordo com McLeod e Hunter (1980) apud Hamill e Knutzen (2012), os ligamentos que circundam o joelho dão apoio passivo à articulação, apenas quando estão carregados em tensão; os músculos dão apoio ativo e também estão carregados em tensão; e os ossos oferecem apoio e resistência às cargas compressivas. Hamill e Knutzen (2012) acrescentam ainda que a estabilidade funcional da articulação é derivada da contenção passiva dos ligamentos, da geometria articular, dos músculos ativos e das forças compressivas que mantém os ossos unidos.

No ponto da coluna lombar (Figura 15), as diferenças significativas foram observadas na PE, condições C2, C3, C4, C6, C7 e C8 e na PF, condições C10, C14 e C15. Para todas estas, foram observados valores de aceleração no eixo vertical superiores ao eixo anteroposterior. Nas condições C2, C6 e C7, os valores para a aceleração do eixo vertical também foram significativamente maiores do que o eixo lateral. Contudo, para este ponto, foi observado um comportamento um pouco diferenciado dos demais apresentados até aqui (tornozelo e joelho), sendo que os valores encontrados para o eixo lateral foram significativamente maiores do que o eixo anteroposterior (C2, C6, C14 e C15).

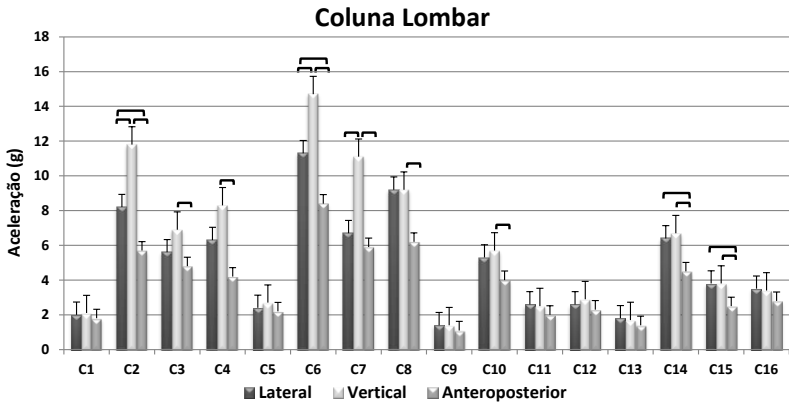


Figura 15 – Valores médios de aceleração (g) no ponto da coluna lombar para os três eixos de movimento em todas as condições analisadas (C1 a C8 na PE; C9 a C16 na PF). Os colchetes ligam os eixos para os quais foram encontradas diferenças significativas.

Os resultados encontrados para este ponto corporal, com valores de aceleração do eixo lateral superiores ao eixo anteroposterior, apesar de não ter sido encontrado nenhum estudo que explicasse ou argumentasse o comportamento observado, podem ser atribuídos ao fato de que é a partir deste ponto corporal (coluna lombar), que o corpo começou a receber de forma mais intensificada os estímulos vibratórios de ambos os membros inferiores.

Isto porque, nos pontos do tornozelo e do joelho, os acelerômetros foram fixados apenas no membro inferior direito e a plataforma vibratória utilizada apresenta um sistema de vibro-oscilação que alterna os deslocamentos verticais entre o lado esquerdo e direito da placa. Assim, o membro direito ficou mais exposto à frequência de vibração do lado direito da placa, não recebendo de forma direta a vibração do lado oposto e, conseqüentemente, não oscilando tanto lateralmente.

Contudo, no ponto da coluna lombar, o acelerômetro registrou os estímulos advindos de ambos os membros inferiores, os quais alternaram entre os lados esquerdo e direito, o que pode ter provocado este comportamento, com maiores acelerações no eixo lateral em comparação ao eixo anteroposterior.

Estudos têm sido realizados utilizando plataformas vibratórias com ambos sistemas de vibro-oscilação da placa: vibração alternada

(VA) e vibração síncrona (VS), porém ainda não se chegou a um consenso se essa diferença na característica do equipamento pode ocasionar diferentes respostas neurais. Abercromby et al., (2007) observaram respostas neuromusculares distintas no corpo humano, com ativação dos músculos vasto lateral e gastrocnêmio significativamente maior durante a exposição a vibração alternada em relação à síncrona. O contrário foi observado para o músculo tibial anterior.

Por outro lado, um estudo realizado por Bagheri et al., (2011) demonstrou respostas semelhantes para a força do salto e a taxa de produção de força do salto após uma sessão de treino com plataforma vibratória, independente do sistema de vibro-oscilação.

Ao observar o comportamento dos valores de aceleração no ponto da cabeça (Figura 16), constatou-se também que existem diferenças significativas entre os eixos vertical e lateral na maioria das condições analisadas, com exceção das condições C3, C4, C5, C8 e C9, e entre os eixos vertical e anteroposterior nas condições C2 e C14 sendo superior no eixo vertical. Neste ponto, a aceleração no eixo anteroposterior foi significativamente maior que no eixo lateral nas condições C1, C12 e C16.

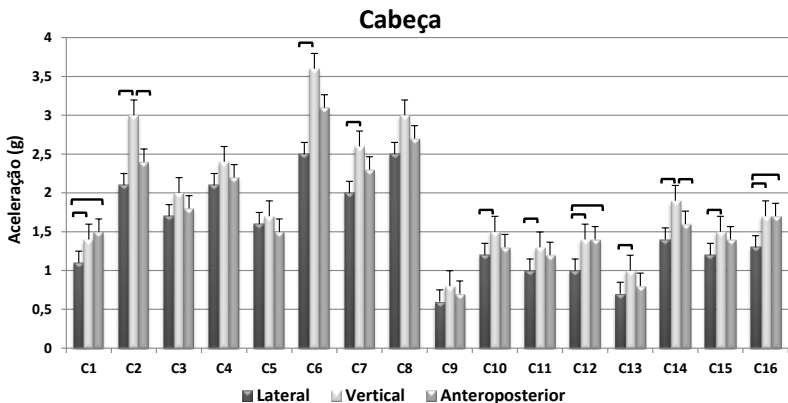


Figura 16 – Valores médios de aceleração (g) no ponto da cabeça para os três eixos de movimento em todas as condições analisadas (C1 a C8 na PE; C9 a C16 na PF). Os colchetes ligam os eixos para os quais foram encontradas diferenças significativas.

Neste ponto corporal, parece que a alternância entre os estímulos para os lados esquerdo e direito da placa vibro-oscilatória não foi suficiente para provocar maiores acelerações no eixo lateral em

relação ao anteroposterior. Este fato pode ser justificado pela colocação de Swartz, Floyd e Cendoma (2005) ao apontarem que o segmento da cabeça, por natureza, apresente uma tendência ou facilidade em oscilar mais no plano sagital, com possibilidade de flexão em um arco de 80 a 90° e extensão ao longo de 70°, do que no plano frontal, podendo flexionar lateralmente em um arco de apenas 20 a 45°. Também deve ser considerado o fato de que os indivíduos encontravam-se expostos a acelerações, podendo oscilar o peso corporal para trás e para frente ao se sentirem em situação de desequilíbrio, em busca do equilíbrio corporal.

Paddan e Griffin (1993) observaram resultados semelhantes ao avaliar o movimento da cabeça nos três eixos de movimento em posição estática durante a exposição vibratória. Os autores avaliaram 12 sujeitos do sexo masculino com idade média de 28,4 anos em três situações e posturas distintas. Os indivíduos foram submetidos a vibrações nos três eixos corporais. Durante a exposição à vibração no eixo vertical, foram avaliados com joelhos estendidos, levemente flexionados e flexionados. Nessa condição, os autores também verificaram maiores acelerações da cabeça no eixo vertical em relação aos demais, porém com picos de ressonância nos eixos lateral e anteroposterior em frequências mais baixas. De acordo com a ISO 2632/1978, o ser humano apresenta maior sensibilidade nos eixos lateral e anteroposterior em baixas frequências, o que talvez explique este comportamento.

Analisando estes resultados de maneira geral, pôde-se constatar que a maioria das diferenças ocorreu entre o eixo vertical e os demais eixos em 37 das 64 comparações realizadas, tendo este, em 31 dos casos, uma aceleração significativamente maior que o eixo lateral e, em 23 deles, maior que o eixo anteroposterior. Entre os eixos lateral e anteroposterior, por sua vez, as diferenças foram estatisticamente significativas em 12 das 64 comparações realizadas, sendo, em oito, delas maior para o eixo anteroposterior e em quatro, maior para o eixo lateral.

De acordo com a norma ISO 2631 de 1978, o corpo humano tende a reagir de forma distinta à vibração, dependendo do local onde esta é aplicada. Assim, ao ser exposto à vibração de corpo inteiro, o corpo apresenta diferentes sensibilidades às vibrações longitudinais (eixo vertical) e às transversais (eixos lateral e anteroposterior).

Considerando-se que a vibração mínima testada no presente estudo foi de 20Hz, as maiores acelerações encontradas para o eixo vertical e menores para os eixos lateral e anteroposterior confirmam o que foi preconizado por esta normativa. Nela consta que a sensibilidade varia de acordo com a frequência da vibração a que o corpo está sendo

submetido, sendo os eixos lateral e anteroposterior, mais sensíveis às vibrações de menor frequência (1 a 2 Hz), enquanto que o eixo vertical reage mais expressivamente a vibrações de frequências mais elevadas.

Ficou constatado ainda que a frequência de 35Hz foi a que mais gerou diferenças nos estímulos vibratórios entre os eixos corporais (14 em 16), não ocorrendo diferenças para esta frequência apenas no ponto do joelho na PF, conforme mencionado e discutido anteriormente. Nas frequências de 20, 50 e 70Hz, foram constatados 6, 10 e 7 ocorrências de diferenças entre os eixos, respectivamente. Estes resultados sugerem que a frequência de 35Hz é a frequência que exige do organismo uma resposta mecânica mais efetiva ou que é capaz de causar um distúrbio mais acentuado nos tecidos musculoesqueléticos.

Análises mais aprofundadas a esse respeito, por meio da análise da transmissibilidade e alcance vibratório, na tentativa de compreender tal comportamento, serão apresentadas nos tópicos seguintes. Para uma melhor visualização dos resultados aqui apresentados, os dados descritivos e os resultados dos testes inferenciais estão descritos nas Tabelas 1, 2 e 3 do Apêndice C.

A fim de facilitar a apresentação e compreensão dos resultados para os demais objetivos do estudo, as comparações apresentadas a partir deste tópico foram realizadas considerando um valor médio entre os três eixos de movimento. Para tal, confirmou-se que não haveria interferência desta fusão sobre os resultados das análises, por meio da verificação dos resultados dos testes considerando cada eixo separadamente e dos testes com valores médios entre eles (apresentados no Apêndice C), o que permite garantir a confiabilidade dos resultados apresentados a seguir.

4.2 Caracterização e comparação da magnitude vibratória entre os pontos corporais

No que se refere à comparação da magnitude vibratória entre os pontos corporais foram constatadas diferenças estatisticamente significativas entre eles em todas as condições analisadas, tanto na PE ($p < 0,001$), quanto na PF ($p < 0,001$), rejeitando-se a segunda hipótese nula (H_0) do presente estudo. Estes resultados podem ser observados na Tabela 6 do Apêndice C.

Pode-se observar na Figura 17 que, em todas as condições analisadas, a vibração sofreu uma redução em sua magnitude à medida que aumentou a distância entre o ponto corporal e a superfície vibratória, ou seja, a aceleração observada no tornozelo foi maior em

relação ao joelho, que foi maior em relação à coluna lombar que, por sua vez, foi maior em relação à cabeça.

Ao realizar uma comparação para identificar onde, de fato, estas diferenças ocorreram, verificou-se que os valores da aceleração produzida entre cada um dos sucessivos pontos apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre si na maioria das condições analisadas (representadas pelo símbolo η). Apenas nas condições C1, C5, C9 e C13, todas a 20Hz de frequência (Figura 17), não ocorreu incremento significativo, com valores de aceleração semelhantes nos pontos avaliados.

Nestas condições, especificamente, ocorreram diferenças significativas apenas quando comparados os valores de aceleração entre o ponto do tornozelo e da coluna lombar (representadas por \cup), o que talvez possa ter ocorrido por iniciar no ponto do tornozelo com um valor já reduzido, sem muita possibilidade de variação para o segmento seguinte.

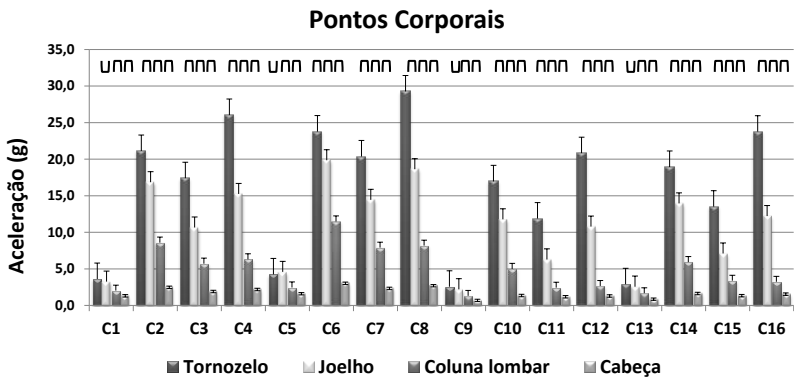


Figura 17 – Média e DP dos valores de aceleração (g) nos pontos do tornozelo, joelho, coluna lombar e cabeça, em todas as condições da PE (C1 a C8) e da PF (C9 a C16). Os colchetes η ligam os pontos para os quais foram encontradas diferenças significativas. Os colchetes \cup indicam que o ponto do tornozelo não diferiu significativamente do ponto do joelho, apenas dos demais.

Uma explicação para estes achados em relação à magnitude vibratória já havia sido apresentada por Rittweger (2010), os quais verificaram em um estudo de revisão que a vibração é transmitida de segmento para segmento e que durante este percurso os estímulos vibratórios sofrem uma expressiva redução em sua magnitude, pois ao

serem propagados através das estruturas biológicas, vão sendo amortecidos pelos tecidos musculoesqueléticos.

Estes resultados são semelhantes aos apresentados por Blootner et al. (2006), os quais investigaram os efeitos do exercício vibratório sobre os músculos dos membros inferiores de indivíduos imobilizados por acometimento do sistema musculoesquelético e deficiências funcionais. O estímulo vibratório foi aplicado na região plantar (2 séries de 6 minutos por dia durante 55 dias) com os indivíduos deitados. Dados da biópsia muscular sugeriram manutenção do tamanho das miofibrilas do músculo vasto lateral e um aumento destas no músculo sóleo nos indivíduos submetidos ao exercício vibratório, enquanto diminuiu em ambos os músculos do grupo controle. Estes dados, segundo eles, fornecem evidências de que os músculos dos membros inferiores, principalmente o músculo sóleo, são suficientemente ativados e estimulados durante o exercício vibratório, a ponto de melhorar o condicionamento muscular. Ou seja, são capazes de promover benefícios à saúde e reabilitação de indivíduos.

Lafortune, Lake e Hennig (1996) ao investigar os efeitos da magnitude do impacto e da angulação do joelho no contato inicial do pé com o solo durante a locomoção sobre as características de transmissão dos choques mecânicos ao longo do corpo, também observaram que o músculo tríceps foi o grande responsável pelo amortecimento e atenuação dos estímulos a partir da sola dos pés. Segundo eles, por meio de sua ativação e estimulação, esse grupo muscular atua como um eficiente sistema de amortecimento das vibrações transmitidas às estruturas corporais, protegendo as articulações e cartilagens articulares e minimizando as forças atuantes sobre a coluna vertebral e a cabeça.

Durante a aplicação de VCI, a energia de vibração é atenuada quando transmitida através dos tecidos corporais, especialmente para os músculos mais distantes e que, em consequência disso, os músculos mais distantes da fonte de vibração podem não sofrer os efeitos do treinamento vibratório (LUO; McNAMARA; MORAN, 2005). Afirmam ainda que essa minimização da vibração pelos tecidos moles durante a propagação vibratória até o músculo alvo ocorre de forma não linear.

Ao comparar a aceleração (g) provocada nas estruturas corporais em função da intensidade da vibração, ou seja, da frequência de vibração e da amplitude de deslocamento, constatou-se que existem diferenças estatisticamente significativas tanto quando comparadas as frequências de vibração (20Hz com 35Hz; 35Hz com 50Hz; e 50Hz com 70Hz) em uma mesma amplitude de deslocamento, como quando comparadas as duas amplitudes de deslocamento (2mm com 6mm) em

uma mesma frequência em todos os pontos corporais analisados (Tabela 7 do Apêndice C).

Para os pontos do tornozelo, joelho e cabeça, em todas estas comparações, foram encontradas diferenças significativas ($p < 0,001$) entre as acelerações produzidas em cada uma das condições, indicando que estas são significativamente diferentes entre as intensidades de frequência e amplitude analisadas.

Em todas as condições analisadas, no ponto do tornozelo, as acelerações registradas na frequência de 70Hz foram significativamente maiores que as demais e nesta mesma frequência, as acelerações a 6mm foram significativamente superiores às registradas a 2mm de amplitude. Os valores médios observados para este ponto corporal variaram entre 26,0g (2mm) e 29,3g (6mm) na PE e entre 20,8g (2mm) e 23,8g (6mm) na PF. Na sequência, para este mesmo ponto corporal, as maiores acelerações apareceram nas frequências de 35Hz (21,1g e 23,8g na PE; 17,0g e 18,9g na PF), 50Hz (17,4g e 20,4g na PE; 11,9g e 13,5g na PF) e 20Hz (3,6g e 4,2g na PE; 2,6g e 2,9g na PF).

Kiiski et al. (2008) apresentaram resultados semelhantes para a aceleração provocada pelo estímulo vibratório no ponto do tornozelo. Os autores também verificaram maiores acelerações no corpo dos indivíduos em frequências mais elevadas (entre 60 e 90Hz), seguidas da frequência de 30Hz, 50Hz, 40Hz e 20Hz (a 0,05mm de amplitude). Em maiores amplitudes (3mm), para este ponto corporal, só foram testadas as frequências de 10 e 20Hz, dificultando a comparação.

Comparações com o estudo supracitado, porém, devem ser realizadas com cautela, tendo em vista que os indivíduos realizaram todas as execuções com os joelhos levemente flexionados e sem estar utilizando calçado, apenas meias de algodão. Além disso, os autores não mencionam de que forma o peso corporal foi distribuído sobre os pés; as amplitudes por eles testadas foram diferentes das testadas no presente estudo; e os resultados foram apresentados na forma de proporção do sinal de aceleração e não de sua magnitude exata.

A partir do ponto do joelho, por sua vez, pôde-se observar uma inversão destes resultados quanto à frequência de vibração, com magnitude vibratória significativamente superior em todas as execuções realizadas na frequência de 35Hz em relação às demais ($p < 0,001$) e quanto à amplitude, onde também foram observadas acelerações significativamente maiores à 6mm em relação à amplitude de 2mm ($p < 0,001$). Para esta frequência no ponto do joelho, foram encontrados valores de 16,9g (2mm) e 19,9g (6mm) na PE e de 11,8g (2mm) e 13,9g (6mm) na PF, seguidos das frequências de 70Hz (15,3g e 18,6g na PE;

10,8g e 12,2g na PF), 50Hz (10,7g e 14,4g na PE; 6,3g e 7,1g na PF) e 20Hz (3,3g e 4,6g na PE; 2,2g e 2,6g na PF).

No ponto da coluna lombar, também foram constatadas diferenças significativas nos valores de aceleração entre as diferentes intensidades de vibração, com maior aceleração também na frequência de 35 Hz em relação às demais ($p<0,001$) e na amplitude de 6mm ($p<0,001$), com valores de 8,6g (2mm) e 11,5g (6mm) na PE e de 5,0g (2mm) e 5,9g (6mm) na PF.

Por sua vez, na comparação entre as frequências de 50 e 70Hz para o ponto da coluna lombar, foram encontrados valores de $p=0,008$ para PE.2mm; $p=0,004$ para PF.6mm; $p=0,001$ para PF.2mm; e $p=0,009$ para PF.6mm, indicando que as acelerações nestas condições diferem significativamente, apresentando, na maioria delas, maior aceleração na frequência de 70Hz, exceto para a execução realizada na PF à 6mm, onde a aceleração provocada na intensidade de 50Hz (3,4g) foi superior a 70Hz (3,2g). À frequência de 20Hz, foram observadas as menores acelerações para este ponto corporal. Kiiski et al. (2008) também constataram uma aceleração mais expressiva no ponto da coluna lombar a 30Hz e menos expressiva a 20Hz na amplitude de 3mm, porém neste estudo, para esta amplitude, não foram realizados registros a 50 e 70Hz.

Por fim, no ponto da cabeça, a aceleração provocada foi significativamente maior na frequência de 35 Hz de frequência ($p<0,001$) e na amplitude de 6mm ($p<0,001$), indicando mais uma vez que esta frequência tende a provocar uma resposta mais expressiva por parte dos tecidos musculoesqueléticos. Os valores observados para este ponto na frequência de 35Hz foram de 2,5g (2mm) e 3,0g (6mm) na PE e 1,4g (2mm) e 1,6g (6mm) na PF. Para este segmento, na frequência de 70Hz também foram observados maiores valores de aceleração (2,2g e 2,7g / PE; 1,3g e 1,5g / PF) em relação à frequência 50Hz (1,9g e 2,3g / PF; 1,2g e 1,3g / PF) e, mais uma vez, a frequência de 20 Hz provocou menor aceleração vibratória (1,3g e 1,6g / PE; 0,7g e 0,9g / PF).

Estes resultados sugerem que na frequência de 70Hz, o tecido musculoesquelético consegue causar um maior amortecimento dos estímulos mecânicos advindos da plataforma vibratória e atenuá-los com maior eficiência, não permitindo que a vibração seja transmitida em grande magnitude para os demais segmentos. Já na frequência de 35 Hz, esse amortecimento parece ser menos efetivo, uma vez que a vibração que chega aos segmentos seguintes, principalmente no segmento da cabeça, proporcionalmente falando, permanece elevada.

Em termos de aplicação prática do TV, estes resultados sugerem que frequências mais elevadas podem provocar acelerações próprias ao

treinamento, ou seja, conseguem desencadear reações suficientes para provocar adaptações neurais e morfológicas no organismo, mas diminuem a chance de expor as estruturas corporais indevidamente à vibração, garantindo assim a integridade física dos praticantes.

Pôde-se observar ainda, de maneira geral, que os valores encontrados nas condições C1 a C8 (PE) parecem ser maiores – dadas as respectivas combinações – do que os valores encontrados nas condições C9 a C16 (PF). Os parâmetros descritivos e inferenciais dos resultados apresentados neste capítulo podem ser observados nas Tabelas 5, 6 e 7 do Apêndice C.

4.3 Comparação da transmissibilidade vibratória através dos segmentos corporais.

Constatou-se que existem diferenças estatisticamente significativas dentro de uma mesma posição corporal no que se refere à forma ou intensidade como esta acontece, variando quanto à transmissibilidade entre cada segmento corporal percorrido. Assim, rejeitou-se a terceira hipótese nula (H_0) deste estudo.

Para todas as condições da PE (Figura 18) foram encontrados diferenças significativas ($p < 0,001$), enquanto na PF (Figura 19) foram encontradas diferenças significativas na maioria das condições analisadas ($p = 0,004$ para C9 e $p < 0,001$ para as demais), com exceção apenas da condição C15 desta posição (6mm e 50 Hz), entre os três momentos de transmissão com $p = 0,097$ (Tabela 9 do Apêndice C).

Para a PE, foram identificadas diferenças estatisticamente significativas na transmissibilidade vibratória entre os momentos de transferência ou transmissão T1 (do tornozelo para o joelho) e T2 (do joelho para a coluna lombar) na maioria das condições analisadas, apresentando maiores valores de transmissibilidade para o momento T2 ($p = 0,004$ para C7; $p < 0,001$ para as demais). Isso indica que no segundo momento de transmissão da vibração (T2), ocorre maior atenuação dos estímulos vibratórios. Na condição C3, não houve diferença significativa entre T1 e T2 ($p = 0,548$).

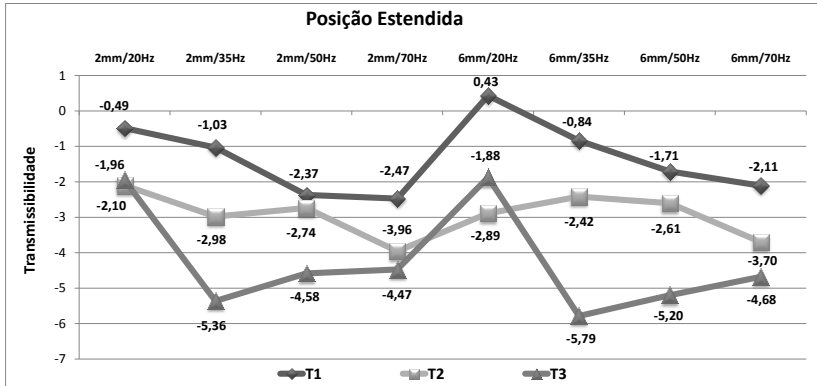


Figura 18 – Momentos de transferência (T1) ponto do tornozelo para o joelho, (T2) do ponto do joelho para a coluna lombar, e (T3) do ponto da coluna lombar para a cabeça em todas as condições da PE.

Estes resultados indicam que, durante a passagem do estímulo vibratório pelo segmento da coxa até a coluna lombar, nesta posição (PE), ocorreu uma atenuação ou amortecimento mais efetivo quando comparado ao amortecimento vibratório durante a passagem do estímulo pelo segmento da perna.

Porém, é necessário destacar que na condição C5 do primeiro momento de transferência (T1), realizada a 6mm de amplitude e 20Hz de frequência, foi observado um comportamento diferenciado das demais, tendo em vista que ocorreu uma amplificação do estímulo vibratório ao invés da atenuação esperada (Figura 18). Para Rubin et al. (2003) e Abercromby et al. (2007), esta amplificação da aceleração pode surgir a partir de uma interação complexa de ressonâncias de segmentos corporais, caracterizando um pico de ressonância.

Estes achados podem ainda indicar a ocorrência do fenômeno de ressonância na combinação desta baixa frequência e alta amplitude vibratória. Quanto às baixas frequências, tem sido reportado que são capazes e responsáveis por gerar maiores acelerações no segmento da cabeça (HARAZIN; GRZESIK, 1993; FRITTON et al., 1997; KIISKI et al., 2008). Outros estudos constataram que o fenômeno da ressonância ocorre no intervalo entre 5 e 10Hz (MESTER; KLEINÖDER; YUE, 2006) e 8 a 16Hz (RANDALL; MATHEWS, 1997). Para estes autores, frequências inferiores a 20Hz devem ser evitadas por estarem sujeitos à dissipação e facilmente atingirem esta faixa de frequência indesejada.

Kiiski et al. (2008) já haviam constatado, inclusive, que uma amplificação substancial do pico de aceleração pode ocorrer entre as

frequências de 10 e 40 Hz para o ponto do tornozelo; 10 e 25 Hz para o joelho; 10 e 20 Hz para o quadril; e a 10 Hz para a coluna vertebral. Isso explicaria a amplificação vibratória no ponto do tornozelo, uma vez que ocorreu na frequência de 20Hz, possivelmente constituindo-se em um pico de ressonância.

Entre os momentos de transferência T2 (do joelho para a coluna lombar) e T3 (da coluna lombar para a cabeça), também foram identificadas diferenças estatisticamente significativas na maioria das condições analisadas na PE, com exceção das condições C1 ($p=0,759$) e C4 ($p=0,130$). Ficou constatado ainda que nas condições C2, C3, C6, C7 e C8, a transmissibilidade foi maior para T3 em relação a T2, indicando maior atenuação do estímulo vibratório na passagem pelo tronco até alcançar a cabeça (Figura 18).

Na condição C5, mais uma vez foi constatado um comportamento contrário, com maior atenuação do estímulo vibratório na passagem do joelho para a coluna lombar. Esse comportamento pode ser consequência da amplificação da aceleração produzida nas estruturas corporais desde a passagem do estímulo pelo segmento da perna, ou ainda indicar um novo pico de ressonância para o segmento do tronco, tendo em vista que a frequência de ressonância para o quadril está entre 10 e 20Hz e a da coluna vertebral é de 10Hz (KIISKI et al., 2008), conforme já descrito.

Entre os momentos T1 e T3, ainda na Figura 17, foram constatadas diferenças significativas em todas as condições desta posição ($p=0,001$ para C5 e $p<0,001$ para as demais), sendo sempre maior para o momento T3, ou seja, a vibração foi mais atenuada nesse último momento de transmissão. Resultados semelhantes também foram observados por Kiiski et al. (2008), os quais verificaram uma menor transmissibilidade da vibração na passagem pelo segmento da perna em relação ao segmento do tronco, o que segundo eles, significa que ocorre uma maior atenuação dos estímulos vibratórios durante a propagação da vibração neste segmento em relação àquele (nesse estudo o acelerômetro foi fixado no processo espinhoso da L3).

Ao vislumbrar a Figura 18, pode-se ainda verificar que, principalmente no momento em que os estímulos vibratórios transpassam o segmento da perna, ocorre maior atenuação da vibração nas frequências de 50 e 70Hz, indicando que nestas frequências o amortecimento da vibração é mais efetivo do que em frequências mais baixas, como a de 20Hz por exemplo, onde na maioria das condições analisadas houve atenuação da vibração, porém de forma menos expressiva e, inclusive, houve uma caso de amplificação do estímulo

vibratório.

Estes achados, de certa forma confirmam o que foi constatado no capítulo anterior, onde maiores valores de aceleração foram observados para a frequência de 35 Hz a partir do ponto do joelho, demonstrando mais uma vez que em frequências mais elevadas o comportamento dos tecidos musculoesqueléticos é mais efetivo e o amortecimento dos estímulos vibratórios mais significativos.

Quanto à PF (Figura 19), em nenhum momento foi observado o comportamento de amplificação do estímulo vibratório, sugerindo que nesta posição não ocorreu o fenômeno da ressonância.

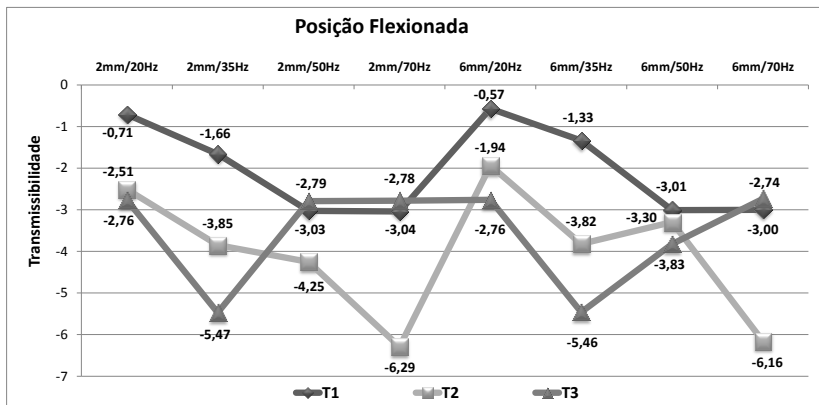


Figura 19 – Momentos de transferência (T1) ponto do tornozelo para o joelho, (T2) do ponto do joelho para a coluna lombar, e (T3) do ponto da coluna lombar para a cabeça em todas as condições da PF.

Contudo, também foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os momentos de transmissão T1 e T2 na maioria das condições analisadas ($p=0,005$ para C11; $p<0,001$ para as demais), com exceção da condição C15 ($p=0,724$). Os maiores valores de transmissibilidade foram observados no momento T2, indicando mais uma vez que é nesse momento onde ocorre a maior atenuação dos estímulos vibratórios advindos da plataforma (Tabela 9 do Apêndice C).

Na comparação entre os momentos T2 e T3, por sua vez, houve um comportamento mais variado dentre esta posição. Para as condições C9, C13 e C15 não foram observadas diferenças significativas ($p=0,234$, $p=0,954$ e $p=0,344$, respectivamente) sugerindo um grau de atenuação semelhante entre eles. Já para as condições C11 ($p=0,003$), C12 e C16 ($p<0,001$), verificou-se uma maior transmissibilidade no momento T2

em relação ao T3, enquanto que nas condições C10 e C14 ($p < 0,001$), ocorreu o oposto, com maior atenuação em T3.

Entre os momentos T1 e T3, ainda para a PF (Figura 19), diferentemente da PE (Figura 18) onde foram observadas diferenças significativas em todas as condições, foram encontradas diferenças significativas em apenas quatro delas (C9, C10, C13 e C14) com $p < 0,001$, sugerindo que ocorreu uma maior atenuação dos estímulos vibratórios ao passarem pelo tronco. Nas demais condições, não foram constatadas diferenças significativas entre estes momentos ($p = 0,892$ para C11; $p = 0,499$ para C12; $p = 0,084$ para C15; e $p = 0,176$ para C16).

A ausência de diferenças significativas entre alguns momentos de transmissão, mais frequentes na PF, sugere que os estímulos vibratórios, para tais intensidades e nesta posição, são transmitidos em proporções semelhantes entre esses segmentos. No estudo de Kiiski et al. (2008), por exemplo, os sujeitos foram avaliados em uma posição corporal com os joelhos ligeiramente flexionados e os autores constataram que para certas amplitudes e frequências a transmissibilidade também ocorreu de forma similar.

Além disso, vale ressaltar novamente as maiores atenuações da vibração nas frequências mais elevadas – principalmente a 70Hz – em especial nos momentos T1 e T2, onde os estímulos foram significativamente mais atenuados nestas frequências ao passar pelo segmento da perna em relação à frequência de 20Hz, ocorrendo as menores atenuações (Figura 19).

A partir de uma análise geral destes resultados, pôde-se constatar que a vibração emitida pela plataforma sofreu atenuação do seu sinal na maioria das condições analisadas, com exceção da condição C5 na PE, sendo mais efetiva no último momento de transferência vibratória, quando os estímulos atravessam o segmento do tronco em direção à cabeça. Estes resultados são semelhantes aos descritos por Kiiski et al. (2008), os quais constataram que as acelerações transmitidas através das estruturas corporais foram menos atenuadas no ponto do tornozelo e mais atenuadas na passagem pelo tronco.

Na posição ereta, uma ação contínua de inclinação para frente é imposta ao tronco, pois o centro de gravidade se situa a frente da coluna vertebral. Como resultado da ação de inclinação do tronco pra frente, os músculos e ligamentos posteriores são ativados para controlar e manter a postura (HAMILL; KNUTZEN, 2012). A ativação e estimulação dos músculos responsáveis por esta ação de estabilização da coluna vertebral pode estar relacionada à atenuação dos estímulos vibratórios observados.

Além disso, a região abdominal é conhecida por ser uma região corporal com grande facilidade de acúmulo de massa adiposa, tecido que também é responsável por essa atenuação, podendo auxiliar no processo de amortecimento dos estímulos vibratórios. Harazin e Grzesik (1998), ao analisar a influência de diferentes posturas corporais na transmissibilidade sobre a plataforma vibratória, também constataram que o estímulo vibratório é fortemente amortecido pelos órgãos do tórax, propagando-se em menor magnitude em direção à parte superior do corpo, não ocorrendo uma influência tal clara da postura adotada ao nível do ombro.

Para maiores esclarecimentos, os dados descritivos e os resultados dos testes inferenciais estão descritos nas Tabelas 8 e 9 do Apêndice C, respectivamente.

4.4 Caracterização e comparação da magnitude e transmissibilidade vibratória entre as diferentes posições corporais.

Na comparação da magnitude e transmissibilidade vibratória entre as diferentes posições analisadas, verificou-se que existem diferenças estatisticamente significativas entre as posições corporais em todas as condições analisadas ($p < 0,001$), com maiores magnitudes vibratórias para a posição estendida em relação à posição flexionada, porém com melhor transmissibilidade (Tabela 12 do Apêndice C). Logo, rejeitando-se a quarta hipótese nula (H_0) deste estudo.

No ponto do tornozelo (Figura 20), pôde-se identificar uma redução de 20 a 35% na magnitude dos estímulos mecânicos (aceleração) quando comparadas as PE e PF: de 3,6g para 2,6g a 2mm de amplitude e 20Hz de frequência; de 21,1g para 17,0g (2mm e 35Hz); de 17,4g para 11,9g (2mm e 50Hz); de 26,0g para 20,8g (2mm e 70Hz); de 4,2g para 2,9g (6mm e 20Hz); de 23,8g para 18,9g (6mm e 35Hz); de 20,4g para 14,2g (6mm e 50Hz); e de 29,3g para 23,8g a 6mm de amplitude e 70Hz de frequência (Tabela 11 do Apêndice C).

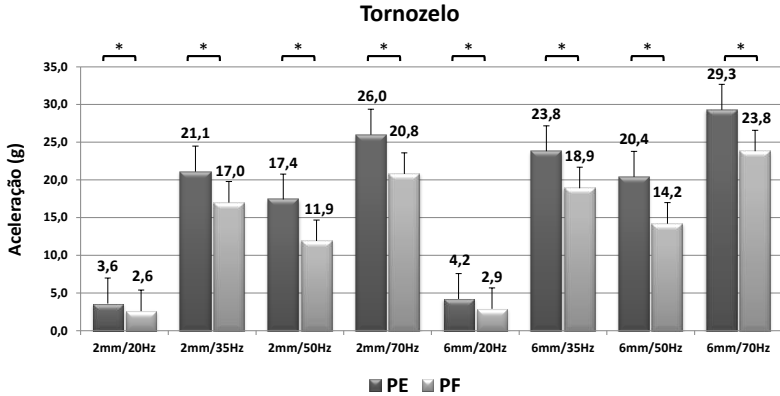


Figura 20 – Média e DP dos valores de aceleração no ponto do tornozelo para as PE e PF em todas as condições analisadas. * diferenças significativas entre as posições com $p < 0,001$.

No ponto do joelho (Figura 21) foi identificada uma redução foi de 30 a 45% na magnitude vibratória da posição flexionada em relação à posição estendida: de 3,3g para 2,2g a 2mm de amplitude e 20Hz de frequência; de 16,9g para 11,8g (2mm e 35Hz); de 10,7g para 6,3g (2mm e 50Hz); de 15,3g para 10,8g (2mm e 70Hz); de 4,6g para 2,3g (6mm e 20Hz); de 19,9g para 13,9g (6mm e 35Hz); de 14,4g para 7,5g (6mm e 50Hz); e de 18,6g para 12,2g a 6mm de amplitude e 70Hz de frequência (Tabela 11 do Apêndice C).

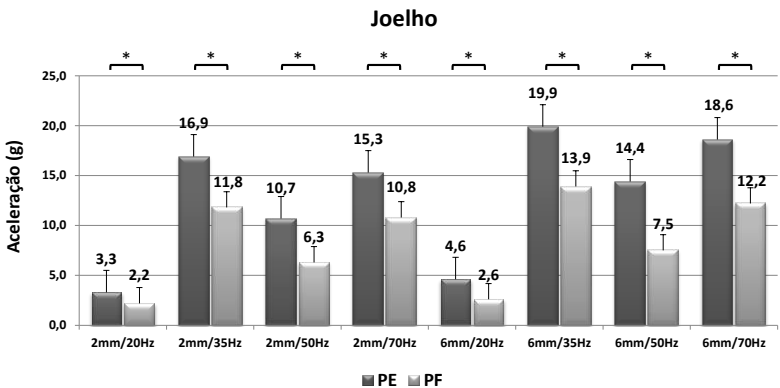


Figura 21 – Média e DP dos valores de aceleração no ponto do joelho para as PE e PF em todas as condições analisadas. * diferenças significativas entre as posições com $p < 0,001$.

Para os pontos da coluna lombar (Figura 22) e da cabeça (Figura 23), houve a maior redução na magnitude da vibração, sendo de 30 a 60% e 40 a 50%, respectivamente. Este comportamento é semelhante ao observado por Abercromby et al. (2007), os quais constataram que os estímulos mecânicos que alcançam o segmento do tronco e da cabeça são significativamente reduzidos (quase à metade) a partir da flexão dos joelhos, e conseqüentemente dos tornozelos e do quadril, quando o ângulo de flexão é de 26 a 30°, mesma angulação utilizada no presente estudo.

Tais resultados corroboram as colocações de Harazin e Grzesik (1998) e Frassbinder (2011) a respeito do padrão de transmissão vibratória através das estruturas corporais. Segundo eles, a posição corporal adotada pelo sujeito se apresenta, de fato, como um fator determinante na magnitude da vibração transmitida da plataforma para o corpo durante a exposição ao treinamento VCI, sendo fortemente influenciada pela área de contato do pé com a superfície vibratória e distribuição do peso corporal sobre a plataforma, pelo ângulo de flexão das articulações envolvidas e, conseqüentemente, pelo grau de tensão muscular em cada uma das posições.

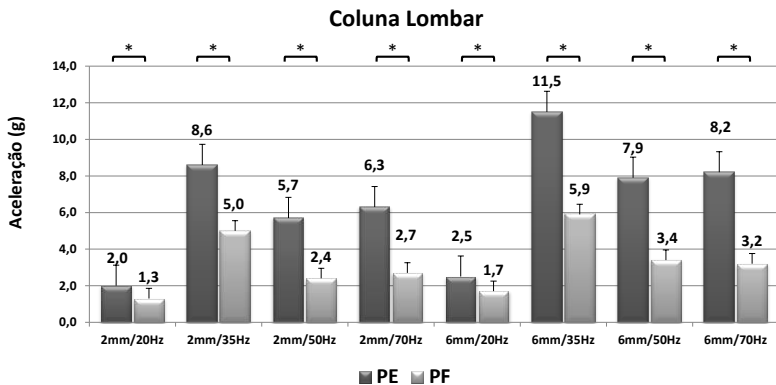


Figura 22 – Média e DP dos valores de aceleração no ponto da coluna lombar para as PE e PF em todas as condições analisadas. * diferenças significativas entre as posições com $p < 0,001$.

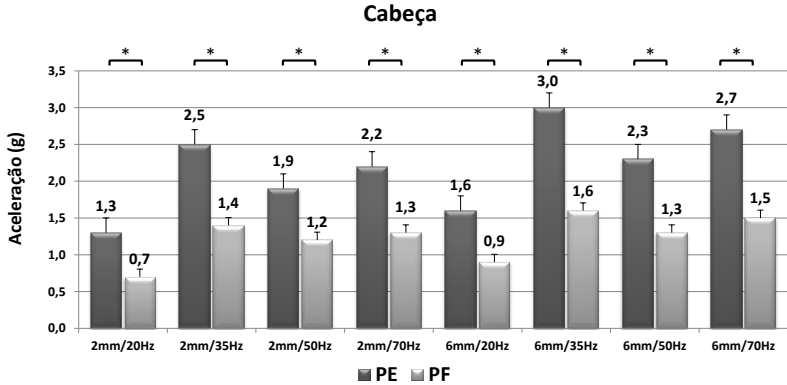


Figura 23 – Média e DP dos valores de aceleração no ponto da cabeça para as PE e PF em todas as condições analisadas. * diferenças significativas entre as posições com $p < 0,001$.

Lafortune, Lake e Hennig (1996), os quais destacaram a ação do músculo tríceps sural durante o amortecimento e atenuação dos estímulos mecânicos durante a locomoção – conforme argumentado no tópico anterior – também garantem que esta atenuação pode ser otimizada por meio do posicionamento adequado sobre a superfície vibratória, que segundo eles torna-se muito mais satisfatória e segura quando as articulações dos membros inferiores estão levemente flexionadas, causando um desalinhamento dos segmentos e, conseqüentemente, permitindo uma melhor dissipação dos estímulos.

O que fica claro e evidente é que o desalinhamento dos segmentos por meio da flexão das articulações e ativação da musculatura envolvida na manutenção da postura é capaz de promover alterações nas propriedades elásticas e de amortecimento dos tecidos musculoesqueléticos, resultando em uma diminuição significativa da aceleração transmitida e propagada para o corpo do indivíduo.

Quanto ao padrão de transmissibilidade vibratória, na comparação entre a PE e a PF, também ficou constatado que estas diferem significativamente para os três momentos de transferência vibratória entre os pontos corporais analisados: (T1) do tornozelo e o joelho; (T2) do joelho para a coluna lombar; e (T3) da coluna lombar para a cabeça (Tabela 12 do Apêndice C).

No primeiro momento de transferência (T1), do tornozelo para o joelho, houve diferenças significativas na transmissibilidade vibratória entre as posições corporais em todas as condições analisadas ($p = 0,015$).

para as execuções realizadas a 2mm e 20 Hz; $p=0,004$ para 2mm e 50Hz; $p<0,001$ para as demais condições), com valores superiores para a PF em relação à PE (Figura 24). Isto significa, de acordo com a interpretação da função de transferência aplicada nos dados analisados, que na PF ocorre uma maior atenuação dos estímulos vibratórios minimizando a sua magnitude para o segmento corporal seguinte, neste caso, o joelho.

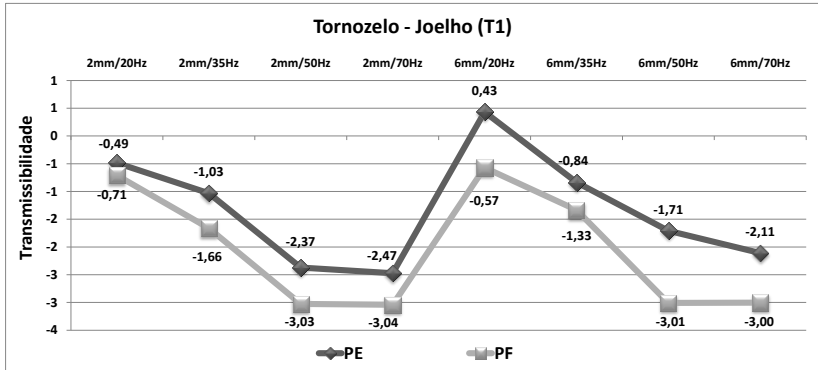


Figura 24 – Transmissibilidade vibratória do ponto do tornozelo para o joelho nas posições estendida (PE) e flexionada (PF).

No segundo momento de transmissão (T2) (Figura 25), do joelho para a coluna lombar, a transmissibilidade também diferiu significativamente entre as posições corporais na maioria das condições analisadas ($p=0,003$ a 6mm e 20Hz; $p=0,002$ a 6mm e 50Hz; $p<0,001$ para as demais), com exceção apenas da execução realizada a 2mm de amplitude e 20Hz de frequência ($p=0,212$). Foram encontrados maiores valores de transmissibilidade para a PF em praticamente todas as condições analisadas, indicando que o posicionamento corporal adotado sobre a plataforma é capaz de atenuar com maior expressividade os estímulos vibratórios (Tabela 12 do Apêndice D).

Por fim, no terceiro momento de transferência (T3) na PF foram observadas diferenças estatisticamente significativas em cinco das oito condições analisadas ($p=0,002$ a 6mm e 20Hz; $p\leq 0,001$ para as demais). As execuções realizadas a 2mm e 20Hz ($p=0,078$), a 2mm e 35Hz ($p=0,738$) e 6mm e 35Hz ($p=0,179$) não diferiram significativamente entre si.

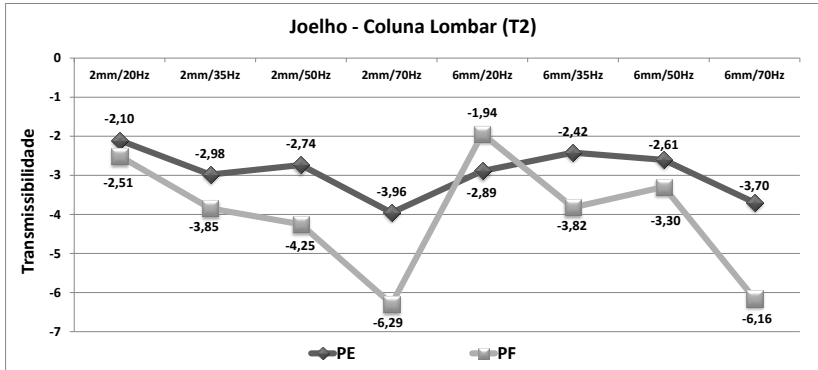


Figura 25 – Transmissibilidade vibratória do ponto do joelho para a coluna lombar nas posições estendida (PE) e flexionada (PF).

Das cinco condições onde houve diferença significativa, por sua vez, como pode ser observado na Figura 26, quatro apresentaram valores de transmissibilidade maiores para a PE em relação à PF, sugerindo que a transmissão vibratória foi menos expressiva para PE, ou seja, transferiu menor quantidade de estímulos mecânicos para a cabeçaça.

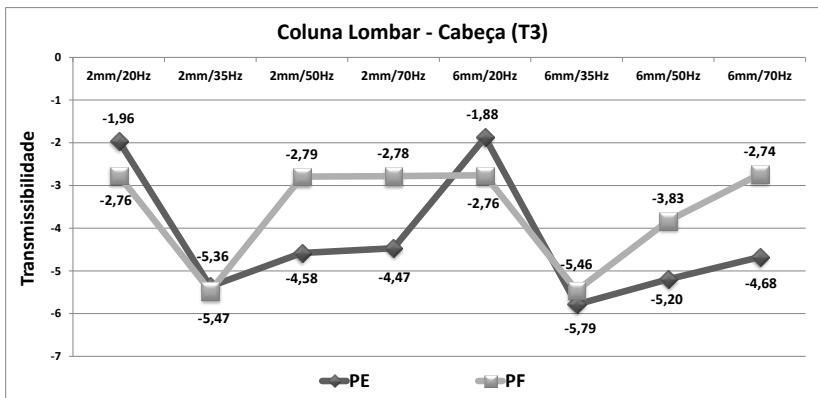


Figura 26 – Transmissibilidade vibratória do ponto da coluna lombar para a cabeçaça nas posições estendida (PE) e flexionada (PF).

Uma possível explicação para este comportamento é que, em virtude de ter ocorrido uma maior atenuação entre os dois primeiros momentos de transferência dos estímulos vibratórios, a magnitude da vibração que alcançou o ponto da coluna lombar já não era tão expressiva e, portanto, menos passível de variação. Ou seja, não havia

neste momento muito mais estímulos para transferir para o segmento seguinte, neste caso, a cabeça.

Harazin e Grzesik (1998) também constataram que a influência da postura corporal adotada é mais evidenciada no ponto do quadril. Para estes autores, este resultado está relacionado ao fato de que acima do quadril, a vibração é fortemente amortecida pelos órgãos internos do tronco, não diferindo significativamente entre as posturas corporais analisadas, as quais variaram quanto à angulação do joelho, o afastamento dos pés e à distribuição do peso corporal sobre a plataforma.

Considerando-se que os músculos funcionam como um sistema de amortecimento dos estímulos mecânicos e que o músculo tríceps sural é o músculo mais abrangente do segmento da perna, pode-se supor que ele é o principal responsável pelo mecanismo de atenuação da vibração no trecho compreendido entre o tornozelo e o joelho, o que vem concordar com as colocações de Lafortune, Lake e Hennig (1996), os quais destacaram sua ação neste processo.

Os músculos da coxa, quadríceps e isquiotibiais, também parecem contribuir fortemente para o amortecimento ou atenuação dos estímulos vibratórios advindos da plataforma. Na comparação entre os momentos de transmissibilidade dentre as posições corporais, já havia sido demonstrada a importância destes grupamentos musculares, haja vista que na passagem pelo segmento da coxa foi constatada uma maior atenuação da vibração em relação à passagem pelo tornozelo.

O que parece claro é que uma maior ativação dessa musculatura, a partir da flexão dos joelhos e do quadril, permite uma participação mais intensificada no processo de amortecimento dos estímulos vibratórios que permanecem a propagar-se após a atuação do músculo tríceps sural, diminuindo o alcance vibratório e resultando em acelerações menores nos segmentos do tronco e da cabeça.

A flexão dos joelhos aumenta a tensão sobre os músculos posteriores dos membros inferiores, influenciando positivamente a ação dos músculos flexores plantares, neste caso, o músculo tríceps sural, o que resulta em uma maior atenuação da vibração transmitida para as estruturas corporais (CONSTANTINO; POGLIACOMI; SONCINI, 2006). Segundo Lafortune, Lake e Hennig (1996), além de propiciar uma redução da transmissibilidade vibratória para o tronco e a cabeça, o desalinhamento dos segmentos corporais permite uma posição mais estável sobre a plataforma, auxiliando no equilíbrio corporal.

Além disso, de acordo com Merton, William e John apud Constantino, Pogliacomì e Soncini (2006), o pé tem a capacidade de

fornecer uma grande quantidade de informação proprioceptiva em função de receptores localizados na região do médio pé, em torno da cabeça dos ossos metatarsos e do hálux, e nos músculos lumbricalis. O que pode também ter influenciado nos resultados encontrados, uma vez que, na posição flexionada, o maior contato do pé com a superfície vibratória acontece nessa região da superfície plantar. Desta forma, pode-se inferir que na posição flexionada, o indivíduo consegue ter uma maior propriocepção corporal, ativando mais eficientemente os músculos necessários para o correto amortecimento das vibrações.

Ainda a este respeito, muitos estudos têm comprovado que a transmissibilidade de vibração para a parte superior do corpo aumenta significativamente com os joelhos totalmente estendidos, e que esta situação deve sempre ser evitada (PADDAN; GRIFFIN, 1993; MATSUMOTO; GRIFFIN, 1998; HARAZIN; GRZESIK, 1998; MANSFIELD; GRIFFIN, 2000; RUBIN et al., 2003; ABERCROMBY et al., 2007; KIISKI et al., 2008).

Neste sentido, parece muito claro que a posição corporal adotada pelos indivíduos sobre a plataforma vibratória é um fator que influencia diretamente o processo de transmissibilidade das vibrações mecânicas através das estruturas corporais, evitando que maiores acelerações vibratórias alcancem os segmentos do tronco e da cabeça e, conseqüentemente minimizem as chances de ocorrência de picos de ressonância, tanto nos órgãos internos do tronco – os quais ocorrem na faixa de 3 a 6Hz – quanto da cabeça, da faixa de 30Hz.

Pode-se constatar ainda com os resultados aqui apresentados que, embora a posição corporal seja grande influenciadora no processo de atenuação dos estímulos vibratórios advindos da plataforma, esta interferência ocorre de maneira mais isolada, com maior expressividade e contribuição nos dois primeiros momentos de transmissão vibratória (T1 e T2), durante a passagem dos estímulos vibratórios pelos membros inferiores.

Entretanto, ao analisar o processo de transmissibilidade de uma maneira generalizada, ou seja, considerando-a como um todo em cada posição, verificou-se que as diferenças significativas ocorreram apenas nas condições realizadas a 2mm de amplitude e 20Hz ($p=0,001$), 2mm e 35Hz ($p<0,001$), e 6mm e 35Hz ($p<0,001$) (Tabela 3), com valores superiores para PF, indicando uma atenuação mais significativa dos estímulos vibratórios nesta posição para estas intensidades de vibração. O que nos leva a crer que a contribuição da postura corporal sobre o processo de transmissão vibratória é intensificada em frequências menores e que estas também podem ser consideradas fatores

determinantes nesse processo.

Tabela 3 – Transmissibilidade dos estímulos vibratórios em cada posição corporal.

PC	FT	2mm/ 20Hz	2mm/ 35Hz	2mm/ 50Hz	2mm/ 70Hz	6mm/ 20Hz	6mm/ 35Hz	6mm/ 50Hz	6mm/ 70Hz
PE	T1	-0,49	-1,03	-2,37	-2,47	0,43	-0,84	-1,71	-2,11
	T2	-2,10	-2,98	-2,74	-3,96	-2,89	-2,42	-2,61	-3,70
	T3	-1,96	-5,36	-4,58	-4,47	-1,88	-5,79	-5,20	-4,68
	Total	-4,55	-9,38	-9,69	-10,9	-4,33	-9,04	-9,51	-10,48
PF	T1	-0,71	-1,66	-3,03	-3,04	-0,57	-1,33	-3,01	-3,00
	T2	-2,51	-3,85	-4,25	-6,29	-1,94	-3,82	-3,30	-6,16
	T3	-2,76	-5,47	-2,79	-2,78	-2,76	-5,46	-3,83	-2,74
	Total	-5,98	-10,98	-10,07	-12,12	-5,27	-10,61	-10,13	-11,9
p-valor		0,001*	0,000*	0,381	0,070	0,077	0,000*	0,289	0,080

(PC) Posição Corporal; (FT) Função de transferência; (T1) Função de transferência do tornozelo para o joelho; (T2) Função de transferência do joelho para a coluna lombar; (T3) Função de transferência da coluna lombar para a cabeça. * diferença significativa ($p \leq 0,05$).

4.5 Associação entre a intensidade da exposição à VCI e a incidência de sintomas de dor e/ou desconforto corporal.

Ao analisar os resultados, foi constatado que existe a associação entre a intensidade da exposição à vibração de corpo inteiro e a incidência de sintomas de dor e/ou desconforto corporal, rejeitando-se enfim a quinta e última hipótese nula (H_0) deste estudo. As variáveis amplitude de vibração ($\chi^2=4,26$; $p=0,039$) e posição corporal adotada pelos sujeitos ($\chi^2=6,83$; $p=0,018$) estão associadas à incidência de relatos de dor e/ou desconforto corporal, enquanto para a variável frequência não foi observada associação ($\chi^2= 1,24$; $p=0,112$).

O que se pode observar na tabela acima, e que foi confirmado pelo teste de associação, é uma ocorrência maior de sintomas na PE. Nesta posição, a 6mm e a 50Hz e 70Hz de frequência, houve um aumento muito expressivo na incidência de queixas de dor e/ou desconforto corporal em relação à execução a 2mm de amplitude, variando de 9 para 15 (50Hz) e de 12 para 18 (70Hz).

Por outro lado, na PF, nas intensidades de 50Hz e 70Hz a 6mm, apesar de ter aumentado na frequência de 50Hz, o número de queixas foi bastante reduzido (4 e 2, respectivamente) em comparação à PE (15 e 18), o que sugere que o fator que determinou esse resultado foi principalmente a posição corporal adotada pelos sujeitos.

Tais resultados demonstram que a posição corporal adotada exerce forte influência no surgimento de sintomas de dor e/ou desconforto corporal durante a exposição à VCI, ratificando o que foi demonstrado no capítulo anterior quanto à magnitude das vibrações que alcançam o segmento da cabeça, devendo ser sempre monitorada.

Levy e Smith (2005) já haviam confirmado que as alterações nas propriedades elásticas e de amortecimento dos tecidos musculoesqueléticos produzidas por mudanças na posição corporal, a partir da flexão das articulações dos membros inferiores e do deslocamento do peso corporal para a parte anterior do pé, diminuem o risco de ocorrer o fenômeno da ressonância, que é responsável pela incidência destes sintomas, na maioria das vezes.

Apesar de não ter sido observada associação entre a frequência de vibração e a incidência de sintomas de dor e/ou desconforto corporal, identificou-se que a frequência de 35Hz parece provocar estes sintomas de forma semelhante em ambas as amplitudes de deslocamento testadas, com 11 relatos (2mm) e 12 (6mm) para PE; 6 relatos (2mm) e 5 (6mm) para PF. Neste caso, indicando que a influência de uma vibração nesta frequência sobre as estruturas corporais independe da amplitude de vibração, causando algum tipo de desconforto. Uma investigação mais aprofundada, por meio da testagem de uma gama maior de frequências, talvez contribua para a compreensão deste comportamento.

Na Tabela 4 os sintomas relatados estão apresentados de acordo com o grau, considerando-se a amplitude de deslocamento e a frequência de vibração, além da posição corporal adotada.

E conforme descrito na Tabela 5, os sintomas mais comuns foram dores nas costas (n=45), náuseas (n=27) e dores de cabeça (n=18). Cabe ainda ressaltar os relatos de desequilíbrio corporal, os quais foram mais presentes na PE (10 para 1), reafirmando o que foi discutido anteriormente no Tópico 4.1 deste documento. Ou seja, a PF parece ser capaz de otimizar a ativação e estimulação da musculatura envolvidas proporcionando maior estabilidade e equilíbrio corporal sobre a plataforma.

Tabela 4 – Grau dos sintomas de dor e/ou desconforto corporal relatados pelos sujeitos durante a exposição à VCI, nas posições corporais analisadas.

Condição	Posição Estendida				Posição Flexionada			
	Ausência (f)	Leve (f)	Moderado (f)	Forte (f)	Ausência (f)	Leve (f)	Moderado (f)	Forte (f)
2/20	13	6	1	0	19	1	0	0
2/35	9	5	6	0	14	6	0	0
2/50	11	9	0	0	20	0	0	0
2/70	8	11	1	0	17	3	0	0
6/20	16	3	1	0	15	4	0	1
6/35	8	7	5	0	15	3	2	0
6/50	5	12	3	0	16	2	2	0
6/70	2	9	7	2	18	1	1	0
Total	72	62	24	2	134	20	5	1

Tabela 5 – Sintomas de dor e/ou desconforto corporal relatados pelos sujeitos durante a exposição à VCI, nas posições corporais analisadas.

Tipo de Sintoma	PE (f)	PF (f)	TOTAL (f)
Dor nas costas	35	10	45
Náuseas	20	7	27
Dor de cabeça	15	3	18
Desequilíbrio corporal	10	1	11
Tontura	7	2	9
Dormência nas pernas	5	3	8
Dormência nas costas	3	1	4
Vertigem	2	0	2
Dor abdominal	1	0	1
Dor nos joelhos	1	0	1
Dor nos pés	1	0	1
Formigamento na cervical	1	0	1
Formigamento nas mãos	1	0	1
TOTAL	102	27	129

Outro achado importante é que na PE a presença de sintomas é muito mais evidente do que na PF, com frequências de 102 e 27, respectivamente (tabela 6). Os sintomas ocorreram, em média, três vezes mais na posição corporal com os joelhos estendidos e o peso do corpo no calcanhar, chegando, em algumas situações, a cinco vezes mais, como é o caso de dor de cabeça, onde houve 15 relatos na PE, para 3 na PF.

É sabido que cada parte do corpo humano possui uma

frequência natural, uma frequência de ressonância. Portanto, é possível que estes resultados tenham relação com a frequência de ressonância da cabeça. Para Komi (2006) está em torno de 18Hz, enquanto para Harris e Piersol (2002) se aproxima de 30Hz. Segundo eles, ao ser exposta a frequências muito próximas da sua frequência natural, ocorrem oscilações amplificadas do segmento da cabeça e seus órgãos internos, podem causar sintomas de dor ou algum tipo de desconforto.

Apesar de alguns estudos (ROELANTS; DELECLUSE; VERSCHUEREN, 2004; BAUTMANS et al., 2005; BEHBOLDI et al, 2011, entre outros) terem encontrado resultados positivos para protocolos aplicados com esta faixa de frequência, todo o conjunto de informações apresentadas até o momento sugere que frequências de 20 a 35Hz, devem ser evitadas, ou serem aplicadas apenas em amplitude mais baixas e, inevitavelmente, serem realizadas na posição correta na tentativa de minimizar possíveis efeitos adversos.

De acordo com Constantino, Pogliacomì e Soncini (2006), vibrações muito intensas podem desencadear diversos efeitos prejudiciais para o corpo humano, como dores de cabeça e hemorragia interna, entre outros e amplitudes muito elevadas também devem ser evitadas, pois tendem a provocar uma aceleração mais intensa nas estruturas corporais. Segundo eles, estes sintomas estão relacionados ainda à frequência vibratória que atinge o segmento da cabeça, devendo-se tomar um cuidado especial para que o estímulo vibratório seja o mais atenuado possível antes que alcance este segmento.

Mester et al. (1999) constataram ainda que frequências de vibração inferiores a 20Hz são mais prejudiciais à saúde, desencadeando um maior número de sintomas nas pessoas submetidas à vibração de corpo inteiro. Frequências abaixo de 20Hz, porém, não foram testadas no presente estudo.

Diante do que foi exposto, fica evidente que o treinamento VCI com plataforma vibratória requer mais cuidados do que o treinamento resistido tradicional, pois é muito fácil ultrapassar o limite que garante a segurança e a saúde dos indivíduos durante o treinamento. Neste sentido, é de extrema importância que os profissionais que atuam neste campo de intervenção tenham conhecimentos reais a respeito da forma correta de manipular a intensidade da vibração gerada pela plataforma, bem como garantir a execução correta e segura por meio do monitoramento da posição corporal adotada sobre esta.

Cabe ressaltar ainda que os resultados apresentados neste estudo não podem ser reproduzidos ou aplicados para pessoas idosas, tendo em vista que nesta população a transmissão vibratória pode ser diferenciada

em função do processo natural de envelhecimento, que tende a tornar as articulações menos complacentes, os tendões e músculos menos rígidos e diminuir consideravelmente a atividade muscular.

5. CONCLUSÕES

A partir dos resultados apresentados neste estudo, pode-se concluir que são diversos os fatores que influenciam na magnitude e transmissibilidade vibratória para as estruturas corporais dos indivíduos durante a exposição ao treinamento vibratório de corpo inteiro realizado com plataformas vibratórias.

As maiores acelerações ocorrem no eixo vertical e são gradualmente minimizadas ao percorrer os segmentos corporais, apresentando valores mais reduzidos no ponto corporal mais distante, neste caso a cabeça, em comparação ao ponto mais próximo da superfície vibratória, o tornozelo. A atenuação desta aceleração, porém, é mais expressiva na passagem pelo segmento do tronco em relação aos demais, possivelmente pela maior quantidade de tecidos moles presente nesta região corporal.

Ficou constatado ainda que a frequência de 35Hz e a amplitude de 6mm provocam acelerações mais intensas nas estruturas corporais. Nesta frequência, inclusive, parece não ocorrer uma atenuação satisfatória da vibração transmitida às estruturas, resultando em um maior alcance vibratório no segmento da cabeça. Na frequência de 20Hz, principalmente quando associada a amplitudes de vibração mais elevadas, também parece não haver uma atenuação tão significativa da aceleração corporal. Ao contrário, esta condição parece ser mais propícia ao desencadeamento do fenômeno da ressonância.

Em frequências mais elevadas (50 a 70 Hz) e com uma menor amplitude de deslocamento da placa vibratória, por sua vez, a vibração é atenuada com maior eficiência, não atingindo o segmento da cabeça, o que indica que esta intensidade de vibração fornece maior segurança e que os protocolos de treinamento devem ser manipulados, quanto à frequência e amplitude, de acordo com estes padrões.

Além disso, a posição corporal adotada pelos sujeitos sobre a plataforma vibratória se mostrou um fator extremamente importante, interferindo diretamente na magnitude das acelerações que alcançam o segmento da cabeça. A postura corporal mais adequada, que garante melhor estabilidade corporal e promove uma atenuação mais efetiva dos estímulos vibratórios, é aquela onde as articulações dos membros inferiores estão em flexão, com os segmentos corporais desalinhados, e o peso corporal está depositado sobre a parte anterior dos pés.

No que se refere à relação da intensidade vibratória e a incidência de sintomas de dor e/ou desconforto corporal, pôde-se

concluir que o posicionamento incorreto sobre a plataforma e amplitudes de vibração mais elevadas tendem a provocar uma quantidade mais expressiva de sintomas de dor e/ou desconforto corporal, possivelmente por atingir faixas de frequência propícias para o fenômeno de ressonância.

Ficou evidenciado ainda que a frequência de 35 Hz, independente da amplitude de deslocamento, tende a desencadear um número expressivo de sintomas de dor e desconforto corporal, enquanto que nas frequências de 50Hz e 70Hz, esse comportamento só é verificado quando associado a uma maior amplitude e ao posicionamento incorreto sobre a superfície vibratória. Entre os sintomas mais relatados pelos sujeitos estão dores nas costas, principalmente na região lombar, náuseas e dores de cabeça.

Desta forma, pode-se afirmar que frequências na faixa de 20 a 35Hz em amplitudes de deslocamento elevadas, como a de 6 milímetros, podem ser prejudiciais à saúde dos indivíduos e, ainda, que esse efeito deletério pode ser amplificado pelo mal posicionamento corporal sobre a plataforma vibratória, devendo, portanto, ser evitadas.

Os resultados aqui presentes fornecem informações concretas a respeito deste tipo de treinamento e indicam que a diferença entre se executar o treinamento vibratório da forma correta ou não é muito tênue. Mais que isso, apontam para a importância da prática devidamente orientada por profissionais de Educação Física, treinados e qualificados para aplicação deste tipo de intervenção, garantindo que a etapa de adaptação ao treinamento vibratório de corpo inteiro seja respeitada, que a periodização do programa seja efetuada de forma individualizada e consistente e, principalmente, que a execução dos exercícios seja minuciosamente acompanhada, a fim de evitar que erros comuns, porém lesivos à saúde, sejam praticados.

Assim, de forma eficaz e segura, o treinamento vibratório de corpo inteiro com plataforma vibratória poderá ganhar um espaço de maior destaque no mundo do fitness e aumentar consideravelmente sua inserção no mercado de trabalho, tendo cada vez mais adeptos e promovendo cada vez mais benefícios à saúde, à performance e à qualidade de vida das pessoas.

REFERÊNCIAS

ABERCROMBY, A.F.; AMONETTE, W.E.; LAYNE, C.S.; McFARLIN, B.K.; HINMAN, M.R.; PALOSKI, W.H. Vibration exposure and biodynamic responses during whole-body vibration training. **Medicine Science of Sports Exercise**, v. 39, p.1794–1800, 2007.

AHLBORG, L.; ANDERSSON, C.; JULIN, P. Whole-body vibration training compared with resistance training: effect on spasticity, muscle strength and motor performance in adults with cerebral palsy. **Journal Rehabilitation Medicine**, v.38, p.302-308, 2006.

AVELAR, N.C.P. **Caracterização e efeitos da adição de vibração de todo o corpo aos exercícios de agachamento em idosos com osteoartrite de joelho**. 2010. 112 p. Dissertação (Mestrado em Ciências Fisiológicas). Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri, Diamantina-MG, 2010.

BAGHERI, J.; VAN DEN BERG-EMONS, R.J.; PEL, J.J.; HOREMANS, H.I.; STAM, H.J. Acute effects of whole-body vibration on jump force and jump rate of force development: A comparative study of different devices. *Journal of Strength and Conditional Research*, v.26, n.3, p.691-696, 2012.

BANG, G. Plataforma Vibratória. Disponível em: http://www.tenishow.com.br/colunistas_det.php?colunista=181. Acesso em 29 de setembro de 2012.

BATISTA, M.A.B.; WALLERSTEIN, L.F.; DIAS, R.M.; SILVA, R.G.; UGRINOWITSCH, C.; TRICOLI, V. Efeitos do Treinamento com Plataformas Vibratórias. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v.15, n.3, p.103-113, 2007.

BAUTMANS, I.; HEES, E.V.; LEMPER, J.; METS, T. The feasibility of whole body vibration in institutionalised elderly persons and its influence on muscle performance, balance and mobility: a randomised controlled trial. **Biomed Central Geriatrics**, v.5, n.17, p.1-8, 2005.

BEER, E.R; JOHNSTON, E.R. Mechanical vibrations. In: *Mechanics for Engineers*. Toronto: **McGraw-Hill Book Company**; 1987: 838-888.

BEHBOUDI, L.; AZARBAYJANI, M.; AGHAALINEJAD, H.; SALAVATI, M. Effects of Aerobic Exercise and Whole Body Vibration on Glycaemia Control in Type 2 Diabetic Males. **Asian Journal of Sports Medicine**, v. 2, n.2, p. 83-90, 2011.

BERTOLO, L.A. Biomecânica - aplicações da mecânica clássica no corpo humano: Forças, Equilíbrio e Leis de Newton. In: _____ *Biofísica para fisioterapia*. Catanduvas, 70 p. Apostila. Disponível em: http://bertolo.pro.br/Biofisica/apostila_2.htm. Acesso em 17 de setembro de 2011.

BERTSCHINGER, D.R; DOSSO, A. Hémorragie intra-vitréenne et « whole-body vibration training » — une association? **Journal Francais d'Ophthalmologie**, v.31, n.17, p. 790-792, 2008.

BISHOP, B.; Vibratory Stimulation – Part I. Neurophysiology of motor responses evoked by vibratory simulation. **Physical Therapy**, v. 54, n. 12, 1974.

BLOTTNER, D.; SALANOVA, M.; PUTTMANN, B.; SCHIFFL, G.; FELSEBERG, D.; BUEHRING, B.; RITTWEGGER, J. Human skeletal muscle structure and function preserved by vibration muscle exercise following 55 days of bed rest. **European Journal of Applied Physiology**, v.97, p.261–271, 2006.

BOGAERTS, A.; DELECLUSE, C.; CLAESSENS, A.L.; COUDYZER, W.; BOONEN, S.; VERSCHUEREN, S.M. Impact of whole-body vibration training versus fitness training on muscle strength and muscle mass in older men: a 1-year randomized controlled trial. **Journal of Gerontology: Biological Medicine Science**, v. 62, n. 6, p. 630-35, 2007.

BOILEAU, P.E.; RAKHEJA, S.; WU, X. A body mass dependent mechanical impedance model for applications in vibration seat testing. **Journal of Sound and Vibration**, v.253, n.1, p. 243-264, 2002.

BOSCO, C.; COLLI, R.; INTROINI, E. et al. Adaptive responses of human skeletal muscle to vibration exposure. **Clinical Physiology**, v.19, n.2, p 183-187, 1999.

CARDINALE, M.; BOSCO, C. The use of vibration as an exercise intervention. **Exercise and Sport Science Reviews**, Baltimore, v. 31, n. 1, p. 3-7, 2003.

CARNILALE, M.; WAKELING, J. Whole body vibration exercise: are vibrations good for you? **British Journal of Sports Medicine**, v.39, p. 585-90, 2005.

CHEUNG, W.H.; MOK, H.W.; QIN, L.; SZE, P.C.; LEE, K.M.; LEUNG, K.S. High-frequency whole-body vibration improves balancing ability in elderly women. **Archive of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.88, n.7, p.852-57, 2007.

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.

COSTANTINO, C.; POGLIACOMI, P.; SONCINI, G. Effect of the vibration board on the strength of ankle dorsal and plantar flexor muscles: a preliminary randomized controlled study. **Acta Biomed**, v.77, p.10-16, 2006.

CORMIE, P.; DEANE, R.S.; TRIPLETT, N.T.; McBRIDE, J.M. Acute effects of whole-body vibration on muscle activity, strength, and power. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.20, n.2, p.257–261, 2006.

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, 1981.

DELECLUSE, C.; ROELANTS, M.; VERSCHUEREN, S. Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training. **Medicine Science of Sports Exercise**. v.35, n.6, p.1033-41, 2003.

DOLNY, D.G.; REYES, G.F.C. Whole body vibration exercise: training and benefits. **Current Sports Medicine Reports**, v.7, n.3, p.152-157, 2008.

FAGNANI, F.; GIOMBINI, A.; DI CESARE, A.; PIGOZZI, F.; DI SALVO, V. The effects of a whole-body vibration program on muscle performance and flexibility in female athletes. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**. v.85, n.12, p. 956-62, 2006.

FASSBINDER, T.B. **Efeitos agudos da exposição à vibração de corpo inteiro sobre o salto vertical em homens jovens adultos**. 2011. 32 p. Monografia (Graduação em Educação Física). Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre – RS, 2011.

FERNANDES, M.; MORATA, T.C. Estudo dos efeitos auditivos e extra-auditivos da exposição ocupacional a ruído e vibração. **Revista Brasileira de Otorringolaringologia**, v.68, n.5, p.705-13, 2002

FRITTON, J.C.; RUBIN, C.T.; QIN, Y.X.; McLEOD, K.J. Whole-body vibration in the skeleton: Development of a resonance-based testing device. **Annals Biomedical Engineering**, v. 25, p. 831–39, 1997.

GERGES, S.N.Y. **Ruído: Fundamentos e controle**. 2. ed. Florianópolis: Nr Editora, 2000. 676 p.

GITTOES, M.J.R.; BREWIN, M.A.; KERWIN, D.G. Soft tissue contributions to impact forces simulated using a four-segment wobbling mass model of forefoot–heel landings, **Human Movement Science**, v.25, p.775-787, 2006.

GRIFFIN, M.J. **Handbook of human vibration**. London: Academic Press, 1996.

GRIFFIN, M.J. Minimum health and safety requirements for workers exposed to hand-transmitted vibration and whole-body vibration in the European Union; a review. **Occupational & Environmental Medicine**, v.61, p.387-97, 2004.

HALLAL, C.Z.; MARQUES, N.R.; GONÇALVES, M. O uso da vibração como método auxiliar no treinamento de capacidades físicas:

uma revisão da literatura. **Motriz**, Rio Claro, v.16, n.2, p. 527-533, 2010.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K.M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. 3 ed. São Paulo: Manole, 2012. 516 p.

HAND, J.; VERSCHEURE, S. OSTERNING, L. A Comparison of Whole-Body Vibration and Resistance Training on Total Work in the Rotator Cuff. **Journal of Athletic Training**, v.44, n.5, p.469-74, 2009.

HARAZIN, B.; GRZESIK, J. The transmission of vertical whole-body vibration to the body segments of standing subjects. **Journal of Sound and Vibration**, v. 215, n. 4, p. 775–87, 1998.

HARRIS, C.; PIERSOL, A. **Shock and Vibration Handbook**. 5 ed. New York: McGraw-Hill, 2002. 1568 p.

HUANG, Y.; GRIFFIN, M.J. Nonlinearity in apparent mass and transmissibility of the supine human body during vertical whole-body vibration. **Journal of Sound and Vibration**, Southampton, v.324, p. 429–452, 2009.

INTERNATIONAL ORGANIZATION STANDARDIZATION 2631 - 1978. **Evaluation of human exposure to whole-body vibration: Part 1**. General requirements. ISO 2631- 1978.

KERSCHAN-SCHINDL, K.; GRAMPP, S.; HENK, C.; RESCH, H.; PREISINGER, E.; FIALKA-MOSER, V.; IMHOF, H. Whole-body vibration exercise leads to alterations in muscle blood volume. **Clinical Physiology**, v.21, n.3, p.377-382, 2001.

KIISKI, J.; HEINONEN, A.; JÄRVINEN, T.L. et al. Transmission of Vertical Whole Body Vibration to the Human Body. **Journal of Bone and Mineral Research**, v.23, n.8, 2008.

KITAZAKI, S.; GRIFFIN, M.J. Resonance behaviour of the seated human body and effects of posture. **Journal of Biomechanics**, v.31, p.143-49, 1998.

KOMI, P.V. **Força e potência no esporte**. 2ª ed. Porto Alegre: Artmed, 2006.

LAFORTUNE, M.A.; LAKE, M.J.; HENNIG, E.M. Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture. **Journal of Biomechanics**, v.29, p.1531–537, 1996.

LAMAS, L.; TRICOL, V.; BATISTA, M.; UGRINOWITSCH, C. Efeito agudo da vibração sobre o desempenho do agachamento em alta velocidade e salto vertical. **Revista Brasileira de Cineantropometria Desempenho Humano**. Florianópolis, v.12, n.6, p.401-407, 2010.

LÉO, J.A.; COURY, H.J.C.G. Em que os distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho (DORT) se diferenciam das lesões por esforços repetitivos (LER)? **Revista Fisioterapia em Movimento**. Curitiba, v.10, n.2, p.93-101, 1998.

LEVY, M.; SMITH, G.A. Effectiveness of vibration damping with bicycle suspension systems. **Sports Engineering**, n.8, p.99-106, 2005.

LIU, Y.; SMITH, K.B.; ILICH, J.Z. Aerobic exercise and whole-body vibration in offsetting bone loss in older adults. **Journal of Aging Research**, v.2011, p.1-9, 2011.

LUO, J.; McNAMARA, B.; MORAN, K. The use of vibration training to enhance muscle strength and power. **Sports Medicine**, v.35, p.23-41, 2005.

MALHOTRA, N.K. **Pesquisa de marketing: uma orientação aplicada**. 3. Ed. Porto Alegre: Bookman, 2001.

MANSFIELD, N.J.; GRIFFIN, M.J. Non-linearities in apparent mass and transmissibility during exposure to whole-body vertical vibration. **Journal of Biomechanics**, v.33, n.8, p.933-41, 2000.

MANSFIELD, N.J. **Human response to vibration**, CRC Press, London, 2005.

MATSUMOTO, Y.; GRIFFIN, M.J. Dynamic response of the standing human body exposed to vertical vibration: Influence of posture and vibration magnitude. **Journal of Sound and Vibration**, v. 212, n. 1, p. 85–107, 1998.

MESTER, J.; KLEINÖDER, H.; YUE, Z. Vibration training: benefits and risks. **Journal of Biomechanics**, v.39, p.1056-1065, 2006.

MINATTO, G. SILVA, S.G.; FARES, D. et al. Caracterização da Pesquisa (Tipos de Pesquisa). Capítulo 3. In:_____ SANTOS, S.G. (org) **Métodos e técnicas de pesquisa quantitativa aplicada à Educação Física**. Florianópolis: Tribo da Ilha, 2011. 237 p.

NORDLUND, M.M.; THORSTENSSON, A. Strength training effects of whole-body vibration? **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**. v.17, n.1, p. 12-7, 2007.

OHCOV - OCCUPATIONAL HEALTH CLINIC FOR ONTARIO WORKERS INC. **Whole Body Vibration**, 2005.

OLIVIERA, W.L.; SILVA, R.D.; CUSTÓDIO, I.J.O.; BARCELOS, S.A.M.G. Análise da influência da plataforma vibratória no desempenho do salto vertical em atletas de futebol: ensaio clínico randomizado. **Fisioterapia e Movimento**, Curitiba, v.24, n.2, p.265-274, 2011.

PADDAN, G.S.; GRIFFIN, M.J. The transmission of translational floor vibration to the heads of standing subjects. **Journal of Sound and Vibration**, v.160, n. 3, p.503–21. 1993.

PAIN, M.T.G.; CHALLIS, J.H. The influence of soft tissue movement on ground reaction forces, joint torques and joint reaction forces in drop landings. **Journal of Biomechanics**, v.39, p.119-124, 2006.

PETROSKI, E.L. (Org.). **Antropometria: técnicas e padronizações**. Santa Maria: Pallotti, 1999.

PIUCCO, T. **Análise das vibrações mecânicas no corpo dos judocas durante os amortecimentos de quedas**. 2010. 125 p. Dissertação (Mestrado em Educação Física). Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis – SC, 2010.

REHN, B.; LIDSTROM, J.; SKOGLUND, J.; LINDSTRÖM, B. Effects on leg muscular performance from whole-body vibration exercise: a systematic review. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 17, p. 2-11, 2007.

RITTWEGER, J.; BELLER, G.; FELSEMBERG, D.F. Acute physiological effects of exhaustive whole-body vibration exercise in man. **Clinical Physiology**, v.20, n.2, p.134-142, 2000.

RITTWEGER, J. Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. **European Journal of Applied Physiology**, v. 108, n. 5, p. 877-904, 2010.

ROBERTSON, G.; CALDWELL, G.; HAMILL, J.; KAMEN, G.; WHITTLESEY, S. **Research Methods in Biomechanics**. Champaign, IL: Human Kinetics, 2004.

ROELANTS, M.; DELECLUSE, C.; VERSCHUEREN, S.M. Whole-body-vibration training increases knee-extension strength and speed of movement in older women. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 52, p. 901–08, 2004.

RUBIN, C.; POPE, M.; FRITTON, J.C. et al. Transmissibility of 15-hertz to 35-hertz vibrations to the human hip and lumbar spine: determining the physiologic feasibility of delivering low-level anabolic mechanical stimuli to skeletal regions at greatest risk of fracture because of osteoporosis. **Spine**, v.28, p.2621–627, 2003.

RUITER, C.J.; van der LINDEN, R.M.; van der ZIJDEN, M.J.A. et al. Short-term effects of whole-body vibration on maximal voluntary isometric knee extensor force and rate of force rise. **European Journal of Applied Physiology**, v.88, p.472–475, 2003.

SILVA, R.G.; ANDREOTTI, R.; GEHRING, P.R.; et al. Efeito do treinamento vibratório na força muscular e em testes funcionais em idosos fisicamente ativos. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, Florianópolis, v.11, n.2, p. 166-173, 2009.

SILVA, P.Z.; SCHNEIDER, R.H. Efeitos da plataforma vibratória no equilíbrio em idosos. **Acta Fisiátrica**, v.18, n.1, p.21-26, 2011.

SITJÀ-RABERT, M.; MARTÍNÍNEZ-ZAPAT, M.J. FORT-VANMEERHAEG, A. et al. Whole body vibration for older persons: an open randomized, multicentre, parallel, clinical trial. **Biomed Central Geriatrics**, v.18, n.89, p.2-6, 2011.

SWARTZ, E.E. FLOYD, R. CENDOMA, M.; Cervical spine functional anatomy and the biomechanics of injury due to compressive loading. **Journal of Athletic Training**, v.40, n.3, p.155-161, 2005.

TEO, E.C.; GUO, L.X.; LEE, K.K.; ZHANG, Q.H. Vibration characteristics of human spine under axial cyclic loads: Effect of frequency and damping, **Spine**, v.30, n.6, p.631-637, 2005.

THOMAS, J.R.; NELSON, J.K.; SILVERMAN, S.J. **Métodos de pesquisa em atividade física**. 5ª ed. Porto Alegre, RS: Artmed, 2007.

TILLIN, N.A.; BISHOP, D. Factors modulating post-activation potentiation and its effect on performance of subsequent explosive activities. **Sports Medicine**, v.39, n.2, p.147-166, 2009.

TORVINEN, S.; KANNUS, P.; SIEVÄNEN, H. et al. Effect of four-month vertical whole-body vibration on performance and balance. **Medicine Science of Sports Exercise**, v.34, p. 1523-1528, 2002.

TRITSCHLER, K. **Medida e avaliação em educação física e esportes**. 5. ed. São Paulo: Manole, 2003.

TURNER, S.; TORODE, M.; CLIMSTEIN, M.; NAUGHTON, G. GREENE, D.; BAKER, M.K.; SINGH, M.A.F. A randomized controlled trial of whole body vibration exposure on markers of bone turnover in postmenopausal women. **Research Journal of Osteoporosis**, p.1-10, 2011.

Van NES, I.J.M.; LATOUR, H.; SCHILS, F.; MEIJER, R.; KUIJK, A. GEURTS, A.C. H. Long-Term Effects of 6-Week Whole-Body Vibration on Balance Recovery and Activities of Daily Living in the Postacute Phase of Stroke. **Stroke Journal of the American Heart Association**, v.37, n.9, p.2331-335, 2006.

VERSCHUEREN, S.M.P.; ROELANTS, M.; DELECLUSE, C.; et al. Effect of 6-Month Whole Body Vibration Training on Hip Density, Muscle Strength, and Postural Control in Postmenopausal Women: A Randomized Controlled Pilot Study. **Journal of Bone & Mineral Research**, v.19, n.3, p.352-59, 2004.

APÊNDICE A

FICHA DE AVALIAÇÃO

Eu _____, portador(a) da Carteira de Identidade n° _____, fui esclarecido(a) dos procedimentos a serem realizados na pesquisa intitulada “*Magnitude e transmissibilidade vibratória sobre estruturas corporais de adultos em diferentes protocolos de vibração de corpo inteiro com plataforma vibratória*” e compreendo que os resultados das medições em mim realizadas serão repassados a mim e utilizadas para a elaboração e divulgação de artigos científicos. Comprometo-me a comparecer à avaliação no Estúdio *Vibe Class* de Condicionamento Físico da Academia *Company Fitness*, na data previamente agendada.

Assinatura: _____

Florianópolis, ____/____/____

Dados de Identificação:

Pesquisador: _____ Data: ____/____/____

Nome: _____

Sexo: M () F () Idade: _____ Escolaridade: _____

Contato: _____

Seguem abaixo as fichas de avaliação que serão utilizadas para as medidas antropométricas e de sintomatologia dolorosa ou desconforto corporal, respectivamente.

**FICHA DE AVALIAÇÃO ANTROPOMÉTRICA SEGUNDO
PROTOCOLO PROPOSTO POR POLLOCK E COL. (1984) DE 7
DOBRAS CUTÂNEAS.**

VARIÁVEIS	Medidas			
Massa (kg)				
Estatura (Cm)				
IMC				
Tentativas	1^a	2^a	3^a	4^a
Subescapular				
Axilar média				
Tríceps				
Peitoral				
Supra-íliaca				
Abdominal				
Coxa				

**FICHA DE AVALIAÇÃO DA SINTOMATOLOGIA DOLOROSA
OU DESCONFORTO CORPORAL**

Marcar a intensidade do respectivo sintoma ou desconforto corporal, sendo: 0 (ausente); 1 (leve); 2 (moderado); e 3 (forte).

Sintomas	Número do Registro															
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
Dor de cabeça																
Desconforto ocular																
Tontura																
Vertigem																
Desequilíbrio corporal																
Náuseas																
Dor nas costas																
Dormência nos pés																
Dormência nas costas																
Cólica abdominal																
Dor no abdômen																
Outro sintoma																
Qual (is)?																

Anotações: _____

APÊNDICE B

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE DESPORTOS - CDS
DEPARTAMENTO DE EDUCAÇÃO FÍSICA - DEF**

**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Você está sendo convidado a participar do projeto de pesquisa intitulado ***“PLATAFORMA VIBRATÓRIA: MAGNITUDE E TRANSMISSIBILIDADE SOBRE ESTRUTURAS CORPORAIS DE ADULTOS EM DIFERENTES PROTOCOLOS”***, cujo objetivo é analisar as características das vibrações transmitidas às estruturas corporais de adultos em diferentes condições de exposição à vibração de corpo inteiro com plataforma vibratória.

Considerando que o conhecimento geral sobre os padrões de segurança na utilização de plataformas vibratórias ainda é muito limitado, tais informações são de suma importância para identificação de possíveis desconfortos corporais durante este tipo de treinamento, bem como para o estabelecimento de protocolos de aplicação mais seguros e eficazes.

Os dados referentes às medições biomecânicas serão coletados no Estúdio *Vibe Class* de Condicionamento Físico, anexo à Academia *Company Fitness*, mediante agendamento prévio. As avaliações terão duração de aproximadamente 45 minutos e não oferecem riscos ou danos à saúde dos participantes.

Os benefícios da pesquisa são fornecer informações mais concretas e consistentes sobre o treinamento vibratório de corpo inteiro com plataforma vibratória, o que pode ampliar a visão da comunidade científica sobre o tema, além de auxiliar os profissionais da área da saúde na aplicação adequada, efetiva e segura do treinamento vibratório com plataforma vibratória, otimizando assim os resultados advindos do treinamento.

Salientamos que você possui total liberdade para retirar-se do estudo a qualquer momento, se assim desejar, sem que isso lhe cause quaisquer prejuízos.

Todos os pesquisadores envolvidos neste projeto são capacitados e devidamente preparados para a realização do mesmo e estarão à disposição para auxílio imediato e esclarecimento de possíveis

dúvidas, podendo ser abordados a qualquer momento. Segue abaixo o contato da pesquisadora responsável.

Assim, solicitamos a vossa autorização para a utilização dos dados originados deste estudo para posterior produção de artigos técnicos e científicos e divulgação em revistas científicas nacionais e internacionais, sempre garantindo o sigilo das informações relacionadas à sua privacidade.

Agradecemos a vossa participação e colaboração.

TERMO DE CONSENTIMENTO

Declaro para os devidos fins que fui informado(a) sobre todos os procedimentos desta pesquisa e que recebi de forma clara e objetiva todas as informações pertinentes ao estudo. Eu compreendo que neste estudo as medições dos experimentos/procedimentos realizados em minha pessoa não representam nenhum risco à minha integridade física e psicológica.

Nome _____ por _____ extenso:

Assinatura: _____ Florianópolis,
 ____/____/____

Contato da Pesquisadora Principal:

Roberta Pires Vasconcellos
 Laboratório de Biomecânica – BIOMECC/UFSC
 Fone: (48) 3721-8530 / 9162-1232
 E-mail: rovasconcellos@yahoo.com.br

APÊNDICE C

TABELAS DE RESULTADOS DESCRITIVOS E INFERENCIAIS DO ESTUDO

Tabela 1 – Descrição em termos de média (desvio padrão) dos valores de aceleração (g) na PE e PF nos pontos do tornozelo, joelho, coluna lombar e cabeça, separados por eixo de movimento.

Ponto Corporal	Eixos de Movimento	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10	C11	C12	C13	C14	C15	C16
Tornozelo	Lateral	3,2 (1,2)	17,5 (5,9)	14,9 (4,2)	20,4 (5,5)	3,8 (1,5)	19,6 (6,8)	17,6 (5,0)	22,1 (6,1)	2,4 (1,1)	14,5 (4,5)	10,7 (3,5)	15,5 (4,6)	2,6 (1,1)	15,7 (5,3)	11,8 (4,5)	17,6 (5,2)
	Vertical	4,3 (0,9)	25,6 (4,1)	19,5 (3,2)	30,1 (3,0)	5,1 (1,7)	27,4 (4,0)	23,3 (4,4)	34,1 (4,2)	2,8 (0,9)	21,2 (4,8)	12,9 (2,4)	24,8 (4,0)	3,1 (0,9)	23,0 (5,1)	15,5 (4,2)	28,5 (3,2)
	Anteroposterior	3,4 (1,0)	20,3 (4,8)	17,9 (3,1)	27,5 (3,4)	4,0 (1,4)	24,3 (4,5)	20,3 (3,5)	31,5 (4,5)	2,5 (0,8)	15,3 (4,5)	11,9 (3,2)	22,1 (4,1)	2,9 (0,8)	18,1 (5,4)	13,2 (4,1)	25,2 (3,5)
Joelho	Lateral	3,1 (0,9)	16,2 (4,5)	9,3 (4,5)	14,7 (5,5)	4,3 (1,0)	17,0 (4,9)	13,5 (4,8)	17,7 (6,3)	2,2 (0,8)	11,4 (3,7)	6,0 (3,2)	10,3 (5,0)	2,5 (0,8)	13,4 (3,7)	6,6 (3,6)	11,8 (4,9)
	Vertical	3,7 (0,8)	18,3 (4,1)	12,0 (4,4)	15,8 (4,2)	5,2 (0,9)	23,1 (3,8)	16,6 (5,8)	19,7 (4,7)	2,4 (0,8)	13,5 (2,9)	6,8 (2,2)	11,6 (2,8)	2,9 (0,8)	15,4 (2,4)	12,5 (20,5)	12,9 (2,4)
	Anteroposterior	3,0 (1,1)	15,9 (5,7)	10,5 (5,1)	15,2 (6,2)	4,3 (1,4)	19,5 (6,6)	13,3 (6,3)	18,5 (7,9)	2,1 (0,9)	10,4 (4,6)	6,1 (3,1)	10,6 (5,0)	2,3 (0,9)	13,1 (4,7)	7,2 (3,9)	12,0 (5,3)
Coluna Lombar	Lateral	2,0 (0,7)	8,2 (4,4)	5,6 (3,6)	6,3 (4,4)	2,4 (1,1)	11,3 (5,0)	6,7 (4,6)	9,2 (6,1)	1,4 (0,7)	5,3 (2,7)	2,6 (1,7)	2,6 (2,9)	1,8 (0,8)	6,4 (3,3)	3,8 (2,2)	3,5 (3,5)
	Vertical	2,1 (0,6)	11,8 (2,5)	6,9 (2,5)	8,3 (2,5)	2,7 (0,9)	14,7 (3,2)	11,1 (2,8)	9,2 (2,7)	1,4 (0,7)	5,7 (1,8)	2,5 (1,0)	2,9 (0,8)	1,7 (0,7)	6,7 (1,8)	3,8 (1,5)	3,4 (1,3)
	Anteroposterior	1,8 (0,7)	5,7 (3,0)	4,8 (2,3)	4,2 (2,5)	2,2 (1,1)	8,4 (3,6)	5,9 (3,1)	6,2 (3,2)	1,1 (0,7)	4,0 (1,6)	2,0 (1,0)	2,3 (1,0)	1,4 (0,7)	4,5 (1,8)	2,5 (1,5)	2,8 (1,5)
Cabeça	Lateral	1,1 (0,5)	2,1 (0,6)	1,7 (0,5)	2,1 (0,7)	1,6 (0,7)	2,5 (0,8)	2,0 (0,6)	2,5 (0,7)	0,6 (0,3)	1,2 (0,3)	1,0 (0,4)	1,0 (0,3)	0,7 (0,3)	1,4 (0,3)	1,2 (0,3)	1,3 (0,3)
	Vertical	1,4 (0,5)	3,0 (0,7)	2,0 (0,5)	2,4 (0,7)	1,7 (0,7)	3,6 (0,9)	2,6 (0,7)	3,0 (0,9)	0,8 (0,3)	1,5 (0,3)	1,3 (0,3)	1,4 (0,4)	1,0 (0,3)	1,9 (0,4)	1,5 (0,3)	1,7 (0,4)
	Anteroposterior	1,5 (0,6)	2,4 (0,8)	1,8 (0,5)	2,2 (0,6)	1,5 (0,6)	3,1 (0,9)	2,3 (0,7)	2,7 (0,8)	0,7 (0,3)	1,3 (0,3)	1,2 (0,3)	1,4 (0,3)	0,8 (0,3)	1,6 (0,4)	1,6 (0,3)	1,7 (0,3)

(C1) PE.2mm.20Hz; (C2) PE.2mm.35Hz; (C3) PE.2mm.50Hz; (C4) PE.2mm.70Hz; (C5) PE.6mm.20Hz; (C6) PE.6mm.35Hz; (C7) PE.6mm.50Hz; e (C8) PE.6mm.70Hz. (C9) PF.2mm.20Hz; (C10) PF.2mm.35Hz; (C11) PF.2mm.50Hz; (C12) PF.2mm.70Hz; (C13) PF.6mm.20Hz; (C14) PF.6mm.35Hz; (C15) PF.6mm.50Hz; e (C16) PF.6mm.70Hz.

Tabela 2 – Descrição em termos de média (desvio padrão) dos valores de aceleração (g) na PE e PF nos pontos do tornozelo, joelho, coluna lombar e cabeça, com valores médios para os três eixos de movimento.

Ponto Corporal	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10	C11	C12	C13	C14	C15	C16
Tornozelo	3,6 (1,0)	21,1 (4,4)	17,4 (3,0)	26,0 (3,3)	4,2 (1,4)	23,8 (4,1)	20,4 (3,2)	29,3 (3,6)	2,6 (0,9)	17,0 (3,8)	11,9 (2,5)	20,8 (3,6)	2,9 (0,8)	18,9 (4,4)	13,5 (3,8)	23,8 (3,3)
Joelho	3,3 (0,9)	16,9 (4,5)	10,7 (4,4)	15,3 (4,7)	4,6 (1,0)	19,9 (4,8)	14,4 (5,3)	18,6 (5,8)	2,2 (0,8)	11,8 (3,4)	6,3 (2,5)	10,8 (3,7)	2,6 (0,8)	13,9 (3,3)	7,1 (3,0)	12,2 (3,5)
Coluna Lombar	2,0 (0,7)	8,6 (3,0)	5,7 (2,6)	6,3 (2,9)	2,5 (1,0)	11,5 (3,4)	7,9 (3,2)	8,2 (3,7)	1,3 (0,7)	5,0 (1,9)	2,4 (1,1)	2,7 (1,5)	1,7 (0,7)	5,9 (2,1)	3,4 (1,7)	3,2 (2,0)
Cabeça	1,3 (0,5)	2,5 (0,7)	1,9 (0,5)	2,2 (0,7)	1,6 (0,6)	3,0 (0,8)	2,3 (0,6)	2,7 (0,8)	0,7 (0,3)	1,4 (0,3)	1,2 (0,3)	1,3 (0,3)	0,9 (0,3)	1,6 (0,3)	1,3 (0,4)	1,5 (0,3)

(C1) PE.2mm.20Hz; (C2) PE.2mm.35Hz; (C3) PE.2mm.50Hz; (C4) PE.2mm.70Hz; (C5) PE.6mm.20Hz; (C6) PE.6mm.35Hz; (C7) PE.6mm.50Hz; e (C8) PE.6mm.70Hz. (C9) PF.2mm.20Hz; (C10) PF.2mm.35Hz; (C11) PF.2mm.50Hz; (C12) PF.2mm.70Hz; (C13) PF.6mm.20Hz; (C14) PF.6mm.35Hz; (C15) PF.6mm.50Hz; e (C16) PF.6mm.70Hz.

Tabela 3 – Comparação dos valores de aceleração (g) **entre os eixos de movimento** na PE e PF nos pontos do tornozelo, joelho, coluna lombar e cabeça.

Posição Corporal	Ponto Corporal	2mm/20Hz	2mm/35Hz	2mm/50Hz	2mm/70Hz	6mm/20Hz	6mm/35Hz	6mm/50Hz	6mm/70Hz
PE	Tornozelo	0,003 ^{abc}	0,000 ^{ac}	0,001 ^a	0,000 ^{abc}	0,029 ^{ac}	0,001 ^{ac}	0,000 ^{ac}	0,111
	Joelho	0,055	0,043 ^a	0,008 ^a	0,195	0,007 ^{ac}	0,000 ^{ab}	0,119	0,081
	C. Lombar	0,223	0,000 ^{abc}	0,000 ^c	0,000 ^c	0,048	0,000 ^{abc}	0,000 ^{ac}	0,000 ^c
	Cabeça	0,053 ^{ab}	0,002 ^{ac}	0,065	0,137	0,709	0,001 ^a	0,007 ^a	0,073
PF	Tornozelo	0,565	0,000 ^{ac}	0,162	0,000 ^{ab}	0,052 ^{ac}	0,000 ^{ac}	0,000 ^{ac}	0,000 ^{abc}
	Joelho	0,504	0,056	0,327	0,181	0,069	0,140	0,116	0,102
	C. Lombar	0,210	0,012 ^c	0,117	0,003	0,095	0,000 ^{bc}	0,002 ^{bc}	0,063
	Cabeça	0,056	0,014 ^a	0,018 ^a	0,001 ^{ab}	0,006 ^a	0,001 ^{ac}	0,012 ^a	0,001 ^{ab}

^a diferenças significativas ($p \leq 0,05$) entre os eixos lateral e vertical; ^b diferenças significativas entre os eixos lateral e anteroposterior; ^c diferenças significativas entre os eixos vertical e anteroposterior.

Tabela 4 – Descrição em termos de média (desvio padrão) dos valores de aceleração (g) nos pontos do tornozelo, joelho, coluna lombar e cabeça, separados por eixo de movimento e categorizados pela posição corporal adotada.

Ponto Corporal	Eixos de Movimento	Posição Corporal	2mm/ 20Hz	2mm/ 35Hz	2mm/ 50Hz	2mm/ 70Hz	6mm/ 20Hz	6mm/ 35Hz	6mm/ 50Hz	6mm/ 70Hz
Tornozelo	Lateral	PE	3,3 (1,0)	18,4 (4,3)	15,7 (2,5)	21,5 (2,7)	4,0 (1,2)	20,6 (5,1)	18,5 (2,9)	27,1 (17,2)
		PF	2,5 (0,9)	15,2 (3,1)	11,3 (2,5)	16,3 (2,9)	2,8 (0,9)	16,5 (3,8)	13,1 (2,0)	18,5 (3,2)
	Vertical	PE	4,3 (0,9)	25,6 (4,1)	19,5 (3,2)	30,1 (3,0)	5,1 (1,7)	27,4 (4,0)	23,3 (4,4)	34,1 (4,2)
		PF	2,8 (0,9)	21,2 (4,8)	12,9 (2,4)	24,8 (4,0)	3,1 (0,9)	23,0 (5,1)	16,4 (2,1)	28,5 (3,2)
	Anteroposterior	PE	3,4 (1,0)	20,3 (4,8)	17,9 (3,1)	27,5 (3,4)	4,0 (1,4)	24,3 (4,5)	20,3 (3,5)	31,5 (4,5)
		PF	2,5 (0,8)	15,3 (4,5)	11,9 (3,2)	22,1 (4,1)	2,9 (0,8)	18,1 (5,4)	13,9 (2,8)	25,2 (3,5)
Joelho	Lateral	PE	3,1 (0,9)	16,2 (4,5)	9,3 (4,5)	14,7 (5,5)	4,3 (1,0)	17,0 (4,9)	13,5 (4,8)	17,7 (6,3)
		PF	2,2 (0,8)	11,4 (3,7)	6,0 (3,2)	10,3 (5,0)	2,5 (0,8)	13,4 (3,7)	6,9 (3,3)	11,8 (4,9)
	Vertical	PE	3,7 (0,8)	18,3 (4,1)	12,0 (4,4)	15,8 (4,2)	5,2 (0,9)	23,1 (3,8)	16,6 (5,8)	19,7 (4,7)
		PF	2,4 (0,8)	13,5 (2,9)	6,8 (2,2)	11,6 (2,8)	2,9 (0,8)	15,4 (2,4)	8,0 (2,2)	12,9 (2,4)
	Anteroposterior	PE	3,1 (0,9)	16,7 (4,5)	11,1 (4,6)	15,9 (5,2)	4,5 (1,0)	20,5 (4,9)	14,0 (5,6)	19,5 (6,8)
		PF	2,2 (0,8)	11,0 (4,0)	6,4 (2,8)	11,2 (4,4)	2,4 (0,8)	13,8 (3,7)	8,0 (3,2)	12,6 (4,6)

Coluna Lombar	Lateral	PE	2,0 (0,7)	8,2 (4,4)	5,6 (3,6)	6,3 (4,4)	2,4 (1,1)	11,3 (5,0)	6,7 (4,6)	9,2 (6,1)
		PF	1,4 (0,7)	5,3 (2,7)	2,6 (1,7)	2,6 (2,9)	1,8 (0,8)	6,4 (3,3)	4,0 (2,1)	3,5 (3,5)
	Vertical	PE	2,1 (0,6)	11,8 (2,5)	6,9 (2,5)	8,3 (2,5)	2,7 (0,9)	14,7 (3,2)	11,1 (2,8)	9,2 (2,7)
		PF	1,4 (0,7)	5,7 (1,8)	2,5 (1,0)	2,9 (0,8)	1,7 (0,7)	6,7 (1,8)	4,0 (1,3)	3,4 (1,3)
	Anteroposterior	PE	1,8 (0,7)	5,7 (3,0)	4,8 (2,3)	4,2 (2,5)	2,2 (1,1)	8,4 (3,6)	5,9 (3,1)	6,2 (3,2)
		PF	1,1 (0,7)	4,0 (1,6)	2,0 (1,0)	2,3 (1,0)	1,4 (0,7)	4,5 (1,8)	2,7 (1,4)	2,8 (1,5)
Cabeça	Lateral	PE	1,1 (0,5)	2,1 (0,6)	1,7 (0,5)	2,1 (0,7)	1,6 (0,7)	2,5 (0,8)	2,0 (0,6)	2,5 (0,7)
		PF	0,6 (0,3)	1,2 (0,3)	1,0 (0,4)	1,0 (0,3)	0,7 (0,3)	1,4 (0,3)	1,2 (0,3)	1,3 (0,3)
	Vertical	PE	1,4 (0,5)	3,0 (0,7)	2,0 (0,5)	2,4 (0,7)	1,7 (0,7)	3,6 (0,9)	2,6 (0,7)	3,0 (0,9)
		PF	0,8 (0,3)	1,5 (0,3)	1,3 (0,3)	1,4 (0,4)	1,0 (0,3)	1,9 (0,4)	1,5 (0,3)	1,7 (0,4)
	Anteroposterior	PE	1,5 (0,6)	2,4 (0,8)	1,8 (0,5)	2,2 (0,6)	1,5 (0,6)	3,1 (0,9)	2,3 (0,7)	2,7 (0,8)
		PF	0,7 (0,3)	1,3 (0,3)	1,2 (0,3)	1,4 (0,3)	0,8 (0,3)	1,6 (0,4)	1,4 (0,3)	1,7 (0,3)

Tabela 5 – Descrição em termos de média (desvio padrão) dos valores de aceleração (g) nos pontos do tornozelo, joelho, coluna lombar e cabeça, com valores médios para os três eixos de movimento e categorizados pela posição corporal adotada.

Ponto Corporal	Posição Corporal	2mm/ 20Hz	2mm/ 35Hz	2mm/ 50Hz	2mm/ 70Hz	6mm/ 20Hz	6mm/ 35Hz	6mm/ 50Hz	6mm/ 70Hz
Tornozelo	PE	3,6 (1,0)	21,1 (4,4)	17,4 (3,0)	26,0 (3,3)	4,2 (1,4)	23,8 (4,1)	20,4 (3,2)	29,3 (3,6)
	PF	2,6 (0,9)	17,0 (3,8)	11,9 (2,5)	20,8 (3,6)	2,9 (0,8)	18,9 (4,4)	14,2 (2,2)	23,8 (3,3)
Joelho	PE	3,3 (0,9)	16,9 (4,5)	10,7 (4,4)	15,3 (4,7)	4,6 (1,0)	19,9 (4,8)	14,4 (5,3)	18,6 (5,8)
	PF	2,2 (0,8)	11,8 (3,4)	6,3 (2,5)	10,8 (3,7)	2,6 (0,8)	13,9 (3,3)	7,5 (2,6)	12,2 (3,5)
Coluna Lombar	PE	2,0 (0,7)	8,6 (3,0)	5,7 (2,6)	6,3 (2,9)	2,5 (1,0)	11,5 (3,4)	7,9 (3,2)	8,2 (3,7)
	PF	1,3 (0,7)	5,0 (1,9)	2,4 (1,1)	2,7 (1,5)	1,7 (0,7)	5,9 (2,1)	3,4 (1,7)	3,2 (2,0)
Cabeça	PE	1,3 (0,5)	2,5 (0,7)	1,9 (0,5)	2,2 (0,7)	1,6 (0,6)	3,0 (0,8)	2,3 (0,6)	2,7 (0,8)
	PF	0,7 (0,3)	1,4 (0,3)	1,2 (0,3)	1,3 (0,3)	0,9 (0,3)	1,6 (0,3)	1,3 (0,4)	1,5 (0,3)

Tabela 6 – Comparação dos valores de aceleração (g) **entre os pontos corporais do tornozelo e do Joelho; do Joelho e da coluna lombar; e coluna lombar e cabeça**, nas posições PE e PF.

Posição Corporal	Ponto Corporal	2mm/ 20Hz	2mm/ 35Hz	2mm/ 50Hz	2mm/ 70Hz	6mm/ 20Hz	6mm/ 35Hz	6mm/ 50Hz	6mm/ 70Hz
PE	Todos	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
	Tornozelo/Joelho	0,203	0,000*	0,000*	0,000*	0,217	0,000*	0,000*	0,000*
	Joelho/Lombar	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,001*	0,000*	0,000*	0,000*
	Lombar/Cabeça	0,001*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,001*
		2mm/ 20Hz	2mm/ 35Hz	2mm/ 50Hz	2mm/ 70Hz	6mm/ 20Hz	6mm/ 35Hz	6mm/ 50Hz	6mm/ 70Hz
PF	Todos	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
	Tornozelo/Joelho	0,229	0,004*	0,000*	0,000*	0,383	0,009*	0,000*	0,000*
	Joelho/Lombar	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
	Lombar/Cabeça	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,002*	0,000*	0,000*	0,000*

* diferenças significativas ($p \leq 0,05$) entre os pontos corporais.

Tabela 7 – Comparação dos valores de aceleração **entre as diferentes intensidades de vibração (frequência e amplitude)** nos pontos do tornozelo, joelho, coluna lombar e cabeça.

Ponto Corporal	Posição Corporal	Amplitude (2mm)			Amplitude (6mm)			20Hz	35Hz	50Hz	70Hz
		20-35Hz	35-50Hz	50-70Hz	20-35Hz	35-50Hz	50-70Hz	2-6mm	2-6mm	2-6mm	2-6mm
Tornozelo	PE	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
	PF	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
Joelho	PE	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
	PF	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
Coluna Lombar	PE	0,000*	0,000*	0,008*	0,000*	0,000*	0,004*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
	PF	0,000*	0,000*	0,001*	0,000*	0,000*	0,009*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
Cabeça	PE	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
	PF	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*

* diferença significativa ($p \leq 0,05$) entre as intensidades vibratórias.

Tabela 8 – Descrição em termos de média (desvio padrão) dos valores de transmissibilidade na PE e PF para os três momentos de transferência.

Função de Transferência	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10	C11	C12	C13	C14	C15	C16
FT1	-0,49	-1,03	-2,37	-2,47	0,43	-0,84	-1,71	-2,11	-0,71	-1,66	-3,03	-3,04	-0,57	-1,33	-3,01	-3,00
	0,54	0,85	1,35	1,09	0,72	0,66	1,04	0,95	0,60	0,68	1,29	0,99	0,57	0,61	1,17	0,85
FT2	-2,10	-2,98	-2,74	-3,96	-2,89	-2,42	-2,61	-3,70	-2,51	-3,85	-4,25	-6,29	-1,94	-3,82	-3,30	-6,16
	0,73	0,62	0,80	0,77	0,98	0,57	0,66	0,67	1,35	0,94	1,35	1,45	1,13	0,69	0,86	1,31
FT3	-1,96	-5,36	-4,58	-4,47	-1,88	-5,79	-5,20	-4,68	-2,76	-5,47	-2,79	-2,78	-2,76	-5,46	-3,83	-2,74
	0,63	0,86	1,08	1,04	0,66	0,64	0,79	0,76	1,82	1,50	1,89	1,80	1,73	1,18	1,37	1,97
Total	-4,5	-9,4	-9,7	-10,9	-4,3	-9,0	-9,5	-10,5	-6,0	-11,0	-10,1	-12,1	-5,3	-10,6	-10,1	-11,9

(C1) PE.2mm.20Hz; (C2) PE.2mm.35Hz; (C3) PE.2mm.50Hz; (C4) PE.2mm.70Hz; (C5) PE.6mm.20Hz; (C6) PE.6mm.35Hz; (C7) PE.6mm.50Hz; e (C8) PE.6mm.70Hz. (C9) PF.2mm.20Hz; (C10) PF.2mm.35Hz; (C11) PF.2mm.50Hz; (C12) PF.2mm.70Hz; (C13) PF.6mm.20Hz; (C14) PF.6mm.35Hz; (C15) PF.6mm.50Hz; e (C16) PF.6mm.70Hz. (FT1) Função de transferência na passagem do tornozelo para o joelho; (FT2) do joelho para a coluna lombar; (FT3) da coluna lombar para a cabeça.

Tabela 9 – Comparação dos valores de transmissibilidade vibratória **entre os momentos de transferência vibratória** através dos segmentos corporais na posição estendida e posição flexionada.

Posição Corporal	FT	2mm/ 20Hz	2mm/ 35Hz	2mm/ 50Hz	2mm/ 70Hz	6mm/ 20Hz	6mm/ 35Hz	6mm/ 50Hz	6mm/ 70Hz
PE	Todos	0,000*	0,000*	0,000*	0,000 *	0,000*	0,000 *	0,000*	0,000*
	½	0,000*	0,000*	0,548	0,000 *	0,000*	0,000 *	0,004*	0,000*
	2/3	0,759	0,000*	0,000*	0,130	0,001 *	0,000 *	0,000*	0,001*
	1/3	0,000*	0,000*	0,000*	0,000 *	0,001 *	0,000 *	0,000*	0,000*
		2mm/ 20Hz	2mm/ 35Hz	2mm/ 50Hz	2mm/ 70Hz	6mm/ 20Hz	6mm/ 35Hz	6mm/ 50Hz	6mm/ 70Hz
PF	Todos	0,000*	0,000*	0,004 *	0,000 *	0,000*	0,000*	0,097	0,000 *
	½	0,000*	0,000*	0,005 *	0,000 *	0,000*	0,000*	0,724	0,000 *
	2/3	0,954	0,000*	0,003 *	0,000 *	0,234	0,000*	0,344	0,000 *
	1/3	0,000 *	0,000*	0,892	0,499	0,000 *	0,000*	0,084	0,176

(FT) Função de transferência; (1/2) Comparação entre a função de transferência no momento T1 e no momento T2; (2/3) Comparação entre a função de transferência no momento T2 e no momento T3; (1/3) Comparação entre a função de transferência no momento T1 e no momento T3.

* diferença significativa ($p \leq 0,05$) entre os segmentos corporais dentro de uma mesma posição corporal.

Tabela 10 – Comparação dos valores de aceleração (g) **entre as posições corporais PE e PF** nos pontos do tornozelo, joelho, coluna lombar e cabeça, separados por eixo de movimento.

Região Corporal	Eixo de Movimento	2mm/20Hz	2mm/35Hz	2mm/50Hz	2mm/70Hz	6mm/20Hz	6mm/35Hz	6mm/50Hz	6mm/70Hz
Tornozelo	Lateral	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
	Vertical	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
	Anteroposterior	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,001*	0,000*
Joelho	Lateral	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,001*	0,000*
	Vertical	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,001*	0,000*
	Anteroposterior	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,002*	0,000*
Coluna Lombar	Lateral	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
	Vertical	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
	Anteroposterior	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
Cabeça	Lateral	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
	Vertical	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
	Anteroposterior	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*

* diferenças significativas ($p \leq 0,05$) entre os grupos analisados.

Tabela 11 – Comparação dos valores de aceleração (g) **entre as posições corporais PE e PF** nos pontos do tornozelo, joelho, coluna lombar e cabeça com valores médios para os três eixos de movimento.

Ponto Corporal	2mm/ 20Hz	2mm/ 35Hz	2mm/ 50Hz	2mm/ 70Hz	6mm/ 20Hz	6mm/ 35Hz	6mm/ 50Hz	6mm/ 70Hz
Tornozelo	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
Joelho	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
Coluna Lombar	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
Cabeça	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*

* diferenças significativas ($p \leq 0,05$) entre os grupos analisados.

Tabela 12 – Comparação dos valores de **transmissibilidade vibratória** entre as posições corporais PE e PF.

FT	2mm/ 20Hz	2mm/ 35Hz	2mm/ 50Hz	2mm/ 70Hz	6mm/ 20Hz	6mm/ 35Hz	6mm/ 50Hz	6mm/ 70Hz
T1	0,015*	0,000*	0,004*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
T2	0,212	0,000*	0,000*	0,000*	0,003*	0,000*	0,002*	0,000*
T3	0,078	0,738	0,001*	0,000*	0,002*	0,179	0,001*	0,001*

(FT) Função de Transferência; (T1) FT na passagem do tornozelo para o joelho; (T2) FT na passagem do joelho para a coluna lombar; (T3) FT na passagem da coluna lombar para a cabeça.

* diferença significativa ($p \leq 0,05$) entre os segmentos corporais dentro de uma mesma posição corporal.

ANEXO A

Plataforma Brasil - Ministério da Saúde

Universidade Federal de Santa Catarina - UFSC

PROJETO DE PESQUISA

Título: Magnitude e transmissibilidade vibratória sobre estruturas corporais de adultos em diferentes protocolos de vibração de corpo inteiro com plataforma vibratória.

Área Temática:

Pesquisador: Saray Giovana dos Santos

Versão: 1

Instituição:

CAAE: 03071412.9.0000.0121

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

Número do Parecer: 37886

Data da Relatoria: 11/06/2012

Apresentação do Projeto:

O presente projeto intitulado *“Magnitude e Transmissibilidade Vibratória Sobre Estruturas Corporais de Adultos em Diferentes Protocolos de Vibração de Corpo Inteiro Com Plataforma Vibratória”*, refere-se a Projeto de Dissertação apresentado ao Programa de Pós-Graduação do Departamento de Educação Física da Universidade Federal de Santa Catarina.

Objetivo da Pesquisa:

O presente projeto investiga os fatores que interferem na transmissão vibratória através das estruturas corporais de adultos em diferentes protocolos de vibração de corpo inteiro com plataforma vibratória. O objetivo principal foi definido como: analisar as características das vibrações transmitidas às estruturas corporais de adultos em diferentes protocolos de vibração de corpo inteiro com plataforma vibratória.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os pesquisadores informam que as avaliações as quais os sujeitos serão submetidos não oferecem riscos ou danos à saúde dos participantes.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Trata-se de um estudo descritivo do tipo correlacional com uma amostra composta por 30 sujeitos, de ambos os sexos, com idade entre 20 e 45 anos. Como instrumentos de coleta de dados serão utilizados: balança digital, estadiômetro, compasso científico, paquímetro, plataforma vibratória, 4 acelerômetros triaxiais e entrevista semi-estruturada. A metodologia proposta envolve inicialmente avaliações antropométricas para determinação do percentual de gordura segundo protocolo proposto por Petroski (1999). Para a estimativa do percentual de gordura (%G), adotar-se-á o método de dobras cutâneas (DC) proposto por Pollock e col. 1984).

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os documentos solicitados encontram-se anexados ao presente processo.

Recomendações:

Não se aplica.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Informamos que o presente processo apresenta a documentação exigida pelo Comitê de Ética, bem como, o TCLE encontra-se anexado ao processo. Ainda, o desenho da pesquisa se encontra bem construído e delineado. Consoante a esses aspectos ressalta-se que os pesquisadores apontam que os benefícios da pesquisa dizem respeito a produção de informações mais consistentes sobre o treinamento vibratório de corpo inteiro com plataforma vibratória. Essas informações podem auxiliar os profissionais da área da saúde na aplicação adequada e segura do treinamento com plataforma vibratória. Dessa forma, somos de parecer favorável ao processo em questão.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não