

FACULDADE DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA
MESTRADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

ANA PAULA RODRIGUES MARQUES

**DESENVOLVIMENTO DE UMA PLATAFORMA VIBRATÓRIA ASSOCIADA A UM
VOLANTE DE INÉRCIA**

Porto Alegre

2017

PÓS-GRADUAÇÃO - *STRICTO SENSU*



Pontifícia Universidade Católica
do Rio Grande do Sul

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

ANA PAULA RODRIGUES MARQUES

**DESENVOLVIMENTO DE UMA PLATAFORMA VIBRATÓRIA ASSOCIADA A UM
VOLANTE DE INÉRCIA**

PORTO ALEGRE

2017

ANA PAULA RODRIGUES MARQUES

DESENVOLVIMENTO DE UMA PLATAFORMA VIBRATÓRIA ASSOCIADA A UM
VOLANTE DE INÉRCIA

Dissertação de Mestrado apresentado como
requisito para obtenção do grau de Mestre
pelo Programa de Pós-Graduação na
Faculdade de Engenharia da Pontifícia
Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientadora: Prof^a. Thaís Russomano, Ph.D.

Coorientador: Prof. Dr. Rafael Reimann Baptista

Porto Alegre

2017

Ficha Catalográfica

M357d Marques, Ana Paula Rodrigues

Desenvolvimento de uma Plataforma Vibratória associada a um
Volante de Inércia / Ana Paula Rodrigues Marques . – 2017.
90 f.

Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Elétrica, PUCRS.

Orientadora: Profa. Dra. Thaís Russomano.

Co-orientador: Prof. Dr. Rafael Reimann Baptista.

1. Plataforma Vibratória. 2. TVCI. 3. Volante de Inércia. I.
Russomano, Thaís. II. Baptista, Rafael Reimann. III. Título.



DESENVOLVIMENTO DE UMA PLATAFORMA VIBRATÓRIA ASSOCIADA A UM VOLANTE DE INÉRCIA

CANDIDATA: ANA PAULA RODRIGUES MARQUES

Esta Dissertação de Mestrado foi julgada para obtenção do título de MESTRE EM ENGENHARIA ELÉTRICA e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

DRA. THAIS RUSSOMANO - ORIENTADORA

DR. RAFAEL REIMANN BAPTISTA - CO-ORIENTADOR

BANCA EXAMINADORA

DR. DENIZAR ALBERTO DA SILVA MELO - FAENFI - PUCRS

DR. ALEXANDRE ROSA FRANCO - DO PPGE/FENG - PUCRS

PUCRS

AGRADECIMENTOS

Sou grata por eu ter força, foco e café.

Agradeço a minha mãe Olivia Rodrigues da Silva, pessoa muito esforçada e humilde, mas com uma enorme riqueza de bondade, muitas vezes não pode me dar “coisas” que o dinheiro compra, porém me deu algo que é mais importante, que são as “coisas” que o dinheiro não pode comprar e são essas que devemos dar valor, tais como seu carinho, compreensão e amor incondicional. Ao meu irmão Alexandre Rodrigues Marques muito querido e batalhador, sempre pronto a auxiliar o próximo.

Ao meu querido Mestre Prof. Júlio César Marques de Lima pelos conselhos, ensinamentos, sem sua preciosa ajuda esse trabalho não seria possível, fico grata em ter conhecido essa pessoa incrível, excelente profissional e amigo para todas as horas e foram muitas horas...

Aos meus amigos que me acompanharam nessa caminhada e toda sua compreensão quando precisei me fazer ausente, em especial a Rangele Guimarães que sempre me apoiou, incentivou e auxiliou em todos os momentos. Ao Lucio Cossio que me ajudou de todas as formas possíveis, sempre com muita atenção e carinho. Ao Henrique Cabral do LEPUC, pela disposição em ajudar no que for preciso.

A minha orientadora Prof. Dra. Thais Russomano, que acreditou em minha capacidade e sempre se pôs à disposição, fazendo tudo que estava ao seu alcance para que eu obtivesse sucesso. Ao meu coorientador Prof. Dr. Rafael Baptista pela preocupação e ajuda ao longo dessa jornada.

A PUCRS e ao MICROG, pelo acolhimento e ótima estrutura oferecida para o desenvolvimento deste trabalho, aos colegas do Centro de Microgravidade, Ingrid Lamadrid, Maju Braescher, Ana Karla, Vinicios Melo, Leandro Giacomazzi e Neri Postay, por toda cooperação e auxílio. Ao Prof. Carlos Crespo Izquierdo por sua atenção e cooperação, ao Sr. Celso Machado e a equipe da divisão de obras da PUCRS, aos Técnicos Vanderlei Ochoa, Leonardo Posser, Eduardo Fraga do Laboratório de Fabricação e ao Mozart Macagnan do Laboratório de Soldagem, por toda ajuda.

Ao Jefferson Gois da empresa Monitora RS, por sua confiança e apoio, e aos demais colegas de trabalho Ândrea Bica, Cleber Santos Oliveira, Tiago Oliveira e Evandro Barivieira pela amizade e troca de ideias.

O presente trabalho foi alcançado em cooperação com a Hewlett-Packard Brasil Ltda. e com recursos provenientes da Lei de Informática (Lei nº 8.248, de 1991).

“O homem científico não almeja resultados imediatos. Ele não espera que suas ideias mais avançadas sejam rapidamente retomadas. Seu trabalho é como o de um agricultor, voltado para o futuro. Seu dever é estabelecer bases para aqueles que estão por vir e apontar o caminho a ser seguido.”

“The scientific man does not aim at an immediate result. He does not expect that his advanced ideas will be readily taken up. His work is like that of a planter — for the future. His duty is to lay the foundation of those who are to come and point the way.”

Nikola Tesla

RESUMO

O uso de novas tecnologias, que desempenham um papel importante em promover o condicionamento físico, tem se intensificado recentemente pelo impacto positivo que causam na qualidade de vida e na saúde das pessoas. Com base nisso, o presente trabalho descreve o desenvolvimento de uma plataforma vibratória associada a um volante de inércia (PV²I), os quais permitem treinamento de vibração de corpo inteiro (TVCI) e resistido ou isoinercial. Para a confecção do protótipo, foi necessário o correto dimensionamento dos equipamentos, a partir dos valores de força oferecidos pelo volante de inércia e da faixa de amplitude, da frequência e da aceleração fornecidas pela plataforma vibratória. Foi também identificada a necessidade de adaptação de diversos equipamentos e materiais, tais como motovibrador, molas, amortecedores de vibração, mancais de rolamento, eixo, volante de inércia e inversor de frequência. Para a validação do equipamento, foram realizados testes em laboratório, com o objetivo de verificar o funcionamento da PV²I. A medição de amplitude foi feita por um relógio comparador, enquanto os dados da aceleração da plataforma foram adquiridos com o uso de um acelerômetro triaxial. A frequência aplicada à plataforma foi regulada através de um inversor de frequência. As frequências da plataforma vibratória escolhidas foram de 5Hz a 60Hz nos testes de avaliação do funcionamento do protótipo sem qualquer carga sobre a plataforma e com o motovibrador em intensidade mínima, sendo a aceleração nos três eixos (*x*, *y* e *z*) e a amplitude medidas a cada 5Hz. Após, foram realizados testes com carga de 52kg, simulando a massa de uma pessoa, e o motovibrador regulado a uma intensidade de vibração de 10% e 20%. As amplitudes de deslocamento da plataforma foram adquiridas em 15Hz, 20Hz, 25Hz, 30Hz e 35 Hz, enquanto a medida da aceleração incluiu também 40 Hz e 45Hz. Outros dois ensaios foram feitos com carga de 55kg e o motovibrador regulado a 30% e 40%. Tais escolhas foram feitas com base na literatura onde a faixa de frequência mais encontrada variam entre 15Hz e 44Hz. Os resultados demonstraram que há uma relação entre frequência e a amplitude, pois quando se altera a frequência, a amplitude também se modifica. As acelerações coletadas durante os testes serviram para fazer a análise dos níveis de vibração, tendo como base a norma ISO 2631-1 (1997), comprovando que são aceitáveis os níveis de vibração da plataforma nas configurações utilizadas nos testes.

Palavras-chaves: Plataforma Vibratória, TVCI, volante de inércia

ABSTRACT

There has been a recent increase in the use of new technologies playing an important role in promoting physical fitness, due to the positive impact they have on the health and quality of life of the individual. Taking this into consideration, the present work describes the development of a vibration platform linked to a flywheel (PV²I), which permits whole-body vibration (WBV) and resistance or isoinertial training. Correct measurement of the force values given by the flywheel and amplitude, frequency and acceleration ranges provided by the vibration platform was necessary for production of the prototype. The need to adapt various pieces of equipment and materials was also identified, such as the vibrator motor, springs, vibration dampers, roller bearings, axis, flywheel and frequency inverter. The equipment was validated through laboratory testing, aimed at verifying the performance of the PV²I. A comparator clock was used to measure amplitude, and a triaxial accelerometer provided the platform acceleration data. A frequency inverter was used to regulate the platform frequency. The vibration platform frequencies chosen for the prototype operation evaluation tests were 5Hz to 60Hz, with no platform load, the vibrator motor set at minimum intensity, with acceleration on all three axes (x, y and z) and amplitude measured every 5Hz. Tests were subsequently performed with a 52kg load, simulating the weight of a person, and the vibrator motor set at a vibration intensity of 10% and 20%. Both the platform displacement amplitude and acceleration measurements were acquired at 15Hz, 20Hz, 25Hz, 30Hz and 35Hz, and acceleration alone was also recorded at 40 Hz and 45 Hz. Two further tests were performed with a 55kg load and vibrator motor set at 30% and 40% intensity. These choices were based on findings in the literature, where the most encountered frequency ranges varied between 15Hz and 44Hz. The results demonstrate a relationship between frequency and amplitude; when one is altered the other also changes. The acceleration values collected during testing were used to analyze the vibration levels, in accordance with the ISO 2631-1 (1997) standard. The vibration levels of the platform, in the test configurations used, were confirmed as being acceptable.

Keywords: Vibrating Platform, WBVT, flywheel

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Teste de vibração no ônibus espacial Enterprise em 1978 - NASA	17
Figura 2: (a) Sistema 1 GDL; (b) Diagrama de corpo livre.....	18
Figura 3: Diagrama vetorial para a vibração forçada	19
Figura 4: Modelo físico para o desbalanceamento rotativo.....	21
Figura 5: Frequência de vibração e músculos envolvidos.....	23
Figura 6: Formação óssea.	25
Figura 7: (a) Tipos de vibração das plataformas vibratórias; (b) Deslocamento das plataformas vibratórias.	27
Figura 8: Mesa flexora com Flywheel.....	30
Figura 9: A) Rotações de tronco diagonal; B) Estocada para trás; C) Chutes unilaterais dos isquiotibiais; D) Agachamento lateral; E) Agachamento unilateral na plataforma vibratória; F) Flexão Nórdica dos isquiotibiais; G) Ponte lateral rotativa e H) Abdução e adução de quadril de forma resistida (com a ajuda de um parceiro).....	31
Figura 10: Exemplo de equipamento para agachamento com flywheel (nHANCE™ SquatUltimate).....	33
Figura 11: Curvas de ponderação em frequência W_d e W_k para vibração transmitida ao corpo inteiro.....	37
Figura 12: Gráfico guia com as zonas de precaução à saúde	40
Figura 13: Visão esquemática, através de desenho computacional da PV ² I desenvolvida	42
Figura 14: Motovibrador IP – 66.....	44
Figura 15: Molas AME-5-121	45
Figura 16: Mancal de unidade de bloco do tipo almofada	46
Figura 17: Disco de Alumínio (Volante de inércia)	48
Figura 18: Amortecedor de vibração escolhido.....	49
Figura 19: Inversor de frequência WEG – CFW08.....	50
Figura 20: Vista Explodida do Projeto da PV ² I.....	54
Figura 21: Plataforma construída deste projeto.....	54
Figura 22: Função peso W_d interpolada entre 5Hz e 50 Hz.	55
Figura 23: Função peso W_k interpolada entre 5Hz e 50 Hz.	56
Figura 24: Esquemático do sistema.....	58
Figura 25: (A) Rádio; (B) Placa com microcontrolador e rádio.....	59
Figura 26: Inversor de frequência WEG – CFW08.....	60

Figura 27: Exemplos de regulagem dos contrapesos do motovibrador de acordo com a intensidade de vibração desejada.....	60
Figura 28: Montagem do relógio comparador.....	61
Figura 29: Motovibrador regulado para mínima intensidade de vibração.....	62
Figura 30: Curva de variação da amplitude pela frequência da plataforma sem carga.	63
Figura 31: Módulo LSM6DS3 utilizado para medição de aceleração.....	64
Figura 32: Teste da plataforma com carga de 52 Kg.....	65
Figura 33: Curva de variação da amplitude pela frequência da plataforma com carga de 52Kg	66
Figura 34: Teste da plataforma com carga de 55 Kg A: Massas sobre a plataforma; B: Relógio comparador; C: Acelerômetro.	67
Figura 35: Curva de variação da amplitude pela frequência da plataforma com carga de 55Kg	68
Figura 36: Curvas das amplitudes analítica e experimental em função da frequência.....	70
Figura 37: Eixos de direção adotados para medição	71
Figura 38: Projeções do tempo máximo de exposição de acordo com a frequência utilizada (intensidade 20%).....	74
Figura 39: Projeções do tempo máximo de exposição de acordo com a frequência utilizada (intensidade 30%).....	75
Figura 40: Projeções do tempo máximo de exposição de acordo com a frequência utilizada (intensidade 40%).....	76

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Ponderação W_d e W_k para as principais bandas de frequências da norma ISO 2631-1	38
Tabela 2: Cálculo das forças exercidas de acordo com aceleração	51
Tabela 3: Valores da força (F_0) conforme variação de frequência e amplitude.....	53
Tabela 4: Média das medições de amplitude e seu desvio padrão em função da frequência aplicada a plataforma.....	62
Tabela 5: Valores de amplitude conforme a variação da frequência (motor em 10%)	65
Tabela 6: Valores de amplitude conforme a variação da frequência (motor em 20%)	66
Tabela 7: Valores de amplitude conforme a variação da frequência (motor em 30%)	67
Tabela 8: Valores de amplitude conforme a variação da frequência (motor em 40%)	68

LISTA DE QUADROS

Quadro 1: Exercícios para membros inferiores	34
Quadro 2: Exercícios para membros superiores	35
Quadro 3: Dados técnicos do motovibrador	44
Quadro 4: Valores da aceleração eficaz (RMS) de cada eixo de acordo com a frequência	64
Quadro 5: Avaliação de exposição à vibração com o motor em 20% de intensidade (m/s^2)... ..	72
Quadro 6: Avaliação de exposição à vibração com motor em 30% de intensidade (m/s^2).	72
Quadro 7: Avaliação de exposição à vibração com motor em 40% de intensidade (m/s^2).	72

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

A	Ampere
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
DMO	densidade mineral óssea
EMG	Eletromiografia
GDL	grau de liberdade
g	aceleração da gravidade na Terra
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
MicroG	Centro de Microgravidade
PV ² I	Plataforma Vibratória associada a um Volante de Inércia
PUCRS	Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
RMS	<i>Root Mean Square</i>
RV	<i>Rotational Vibration</i>
SAE	Sociedade de Engenheiros Automotivos
SV	<i>Side-alternating Vibration</i>
TVCI	Treinamento de vibração de corpo inteiro
ULLS	<i>Unilateral Lower Limb Suspension</i>
VCI	Vibração de Corpo Inteiro
VV	<i>Vertical Vibration</i>
w_n	Frequência natural do sistema

UNIDADES

CV	Cavalo-Vapor
HP	<i>Horse-Power</i>
Hz	Hertz
Kg	quilograma
Kgf/cm ²	Quilo grama força por centímetro quadrado
m/s ²	Aceleração
min	Minutos
N	Newton
rpm	rotações por minuto
s	segundo
v	Volts
W	Watts

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	OBJETIVOS.....	15
1.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	15
2	FUNDAMENTOS TEÓRICOS	16
2.1	VIBRAÇÃO MECÂNICA.....	16
2.1.1	<i>Vibração Harmônica Forçada.....</i>	<i>18</i>
2.1.2	<i>Desbalanceamento Rotativo.....</i>	<i>21</i>
2.2	VIBRAÇÃO E O CORPO HUMANO	22
2.3	VIBRAÇÃO E O SISTEMA MUSCULAR.....	23
2.4	VIBRAÇÃO E O SISTEMA ÓSSEO.....	25
2.5	PLATAFORMAS VIBRATÓRIAS	26
2.6	VOLANTE DE INÉRCIA (FLYWHEEL)	28
2.7	AVALIAÇÃO DA VIBRAÇÃO ATRAVÉS DA NORMA ISO 2631-1.....	36
2.7.1	<i>Zona de Precaução.....</i>	<i>38</i>
3	MATERIAIS E MÉTODOS	42
3.1	DIMENSIONAMENTO DO EQUIPAMENTO.....	42
3.2	MATERIAIS UTILIZADOS.....	43
3.3	DIMENSIONAMENTO DOS MATERIAIS UTILIZADOS	43
3.3.1	<i>Estrutura da Plataforma.....</i>	<i>43</i>
3.3.2	<i>Motovibrador</i>	<i>43</i>
3.3.3	<i>Molas.....</i>	<i>44</i>
3.3.4	<i>Mancais de Rolamentos</i>	<i>46</i>
3.3.5	<i>Eixo</i>	<i>46</i>
3.3.6	<i>Volante de Inércia</i>	<i>47</i>
3.3.7	<i>Cinto</i>	<i>49</i>
3.3.8	<i>Amortecedores de Vibração.....</i>	<i>49</i>
3.3.9	<i>Inversor de Frequência</i>	<i>49</i>
3.4	CÁLCULO DAS FORÇAS EXERCIDAS UTILIZANDO O VOLANTE DE INÉRCIA	50
3.5	MÉTODO DO DIMENSIONAMENTO DA PLATAFORMA.....	52
3.6	METODOLOGIA DE CÁLCULO DA ACELERAÇÃO	55

4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	58
4.1	MEDIÇÕES DOS PARÂMETROS DA PLATAFORMA	58
4.2	AVALIAÇÃO NUMÉRICA DOS PARÂMETROS DE MEDIÇÕES DA PLATAFORMA	70
4.3	ANÁLISE DA VIBRAÇÃO ATRAVÉS DA NORMA ISO 2631-1	71
	4.3.1 <i>Análise da Norma para a Plataforma Construída.....</i>	72
5	CONCLUSÃO.....	78
	REFERÊNCIAS.....	80
	ANEXO A	88

1 INTRODUÇÃO

A preocupação com a saúde e qualidade de vida da população têm sempre motivado o desenvolvimento de novas tecnologias capazes de auxiliar na busca de um melhor condicionamento e bem-estar físico (ALBASINI; KRAUSE; REMBITZKI, 2010). Dentre as tecnologias disponíveis, podemos citar as plataformas vibratórias. É de conhecimento que a vibração atua diretamente no sistema osteomuscular e, quando associada a exercícios físicos, é capaz de promover a reabilitação, condicionamento e a manutenção da estrutura muscular e óssea (FATTORINI et al., 2006; ROELANTS et al., 2004).

Plataformas vibratórias são muito utilizadas em academias e em clínicas de reabilitação (DE OLIVEIRA et al., 2011; RONNESTAD, 2004), mas o treinamento com vibração foi especialmente importante para uso como contramedida à exposição à microgravidade, onde o uso desse tipo de treinamento ajuda na manutenção da densidade óssea e na redução da atrofia muscular (DIETER, 2005; PAIVA & FILHO, 2013; DE MORAES SILVA, 2011).

Segundo Shang et al. (2013), ocorrem muitas mudanças no corpo humano devido à microgravidade, como a desregulação imunológica, a perda de condicionamento cardiovascular, a diminuição da massa óssea e a atrofia muscular. Os protocolos de treinamento físico, mais utilizados para contrabalançar essas alterações são o treino de resistência e a combinação deste com a vibração (QUIRINO & PEDRO, 2012). Exercícios de resistência com ou sem vibração mostraram-se efetivos em reduzir os efeitos do acamamento e reduzem a consequente perda muscular nos membros inferiores (MIOKOVIC et al., 2014).

Hallal, Marques e Gonçalves (2010) constataram a eficácia do treinamento vibratório associado a protocolos de exercícios, mostrando aumento na secção transversa das fibras e redução do teor de gordura no tecido muscular, bem como um aumento na força, potência e atividade dos músculos analisados (KERSCHAN-SCHIND et al., 2001; MORAS et al., 2006; CARDINALE e LIM, 2003; CORMIE et al., 2006; DAVID et al., 2008; REES et al., 2007).

Outro equipamento que foi especialmente concebido para treinamento em ambiente de microgravidade é o *flywheel* (BERG & TESCH, 1994, 1998). Cotter et al. (2015) examinaram o efeito de um programa de alta intensidade, utilizando esse dispositivo, que age independentemente da gravidade, na manutenção da função do músculo esquelético e na capacidade aeróbia, durante a suspensão unilateral de membros inferiores (ULLS). Os resultados encontrados mostraram que houve uma mitigação dos efeitos da microgravidade simulada durante o protocolo ULLS.

A pesquisa de Alkner et al. (2003) demonstrou a eficácia do treinamento resistido, com o uso de um dispositivo independente da gravidade (*flywheel*), em um grupo de 4 voluntários masculinos, os quais foram submetidos a 110 dias de confinamento (simulando uma tripulação em uma estação espacial), sugerindo que esse regime de exercícios de resistência é eficaz para manter o desempenho e produção de força máxima.

Os resultados positivos obtidos nessas pesquisas estimulam mais estudos nessa área, através do desenvolvimento de diferentes protocolos de exercícios ou da criação de novos instrumentos. Com isso, a engenharia torna-se uma aliada importante para o desenvolvimento de equipamentos, utilizados para a manutenção e promoção da saúde. Dessa forma, o objetivo do trabalho foi desenvolver um novo equipamento de vibração, combinando as características deste com a de um volante de inércia.

O protótipo de uma plataforma vibratória, associada a um volante de inércia (PV²I), permitindo a realização do treinamento de vibração dinâmica associada ao treino isoinercial para uso em Terra ou no espaço, foi criado e testado em laboratório e cujos resultados serão discutidos a seguir.

1.1 Objetivos

Desenvolver um protótipo de uma plataforma vibratória associada a um volante de inércia. Esse novo equipamento funciona independentemente da gravidade a que está exposto e vai permitir aplicar resistência ao movimento durante todo exercício em contração concêntrica e excêntrica, juntamente com a vibração de corpo inteiro (VCI).

1.2 Objetivos Específicos

- Projetar uma plataforma vibratória;
- Acoplar um volante de inércia a essa plataforma;
- Realizar testes do equipamento, para assegurar o correto funcionamento do mesmo, conforme os parâmetros definidos no projeto;
- Avaliar a plataforma vibratória tendo como base a norma ISO 2631-1 (1997).

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Vibração Mecânica

Segundo a pesquisa de Jordan et al. (2005), a vibração é definida como movimento oscilatório, sendo o estudo da vibração mecânica aplicada à saúde um campo multidisciplinar, abrangendo áreas como engenharia, ergonomia, matemática, medicina, física, fisiologia e psicologia.

Complementando essa definição, a vibração pode ser compreendida como o movimento alternado de um corpo sólido em relação ao seu centro de equilíbrio e um sistema que vibra pode se constituir tanto de movimentos oscilatórios aleatórios como de movimentos periódicos (BATISTA et al., 2007).

O movimento periódico é aquele que se repete em intervalos de tempo iguais, tendo as seguintes características (DA SILVA & BECK, 2012):

- Amplitude da vibração - é o máximo deslocamento em relação a posição de equilíbrio;
- Ciclo - é uma oscilação completa;
- Período da vibração - é o tempo necessário em segundos, para concluir um ciclo de oscilação (quando o sinal ondulatório é composto por mais de um sinal periódico);
- Frequência da vibração - é o número de ciclos percorridos por unidade de tempo;

A vibração é classificada de acordo com alguns fatores, tais como excitação externa, amortecimento, previsibilidade e linearidade (DA SILVA & BECK, 2012; RAO, 2004).

A vibração livre acontece quando um sistema, após uma perturbação inicial, continua a vibrar por conta própria, e a forçada é aquela que ocorre quando o sistema sofre a ação de forças e/ou torques aplicados externamente. Essas vibrações persistem durante a aplicação das excitações, as quais, uma vez cessadas, fazem com que o sistema entre em vibração livre (DA SILVA & BECK, 2012; RAO, 2004).

Todo sistema capaz de vibrar, possui frequências naturais de vibração, caso essa frequência natural do sistema coincidir com a frequência da excitação externa, ocorre o fenômeno conhecido como ressonância, isto é, se a velocidade angular de entrada aplicada a um sistema rotativo é a mesma ou está próxima da frequência natural do sistema (w_n) a amplitude da vibração será muito grande, podendo causar grandes deformações e falhas mecânicas e até mesmo a destruição do sistema (DA SILVA & BECK, 2012; NORTON, 2013;

RAO, 2004). Com isso, ensaios de vibração tornaram-se um procedimento padrão na concepção e desenvolvimento da maioria dos sistemas de engenharia (RAO, 2004).

Figura 1: Teste de vibração no ônibus espacial Enterprise em 1978 - NASA



Fonte: VEJA (2011)

A vibração de um sistema envolve a transferência alternada de sua energia potencial para energia cinética e vice-versa. Se o sistema for do tipo amortecido, certa quantidade de energia é dissipada em cada ciclo de vibração, devendo ser substituída por uma fonte externa, caso haja necessidade da manutenção de um regime permanente de vibração (DA SILVA & BECK, 2012).

Quando não existe perda ou dissipação de energia por atrito, a vibração é conhecida como vibração sem amortecimento, tratando-se, porém, de um caso teórico, pois, na prática, sempre existirá atrito. A vibração com amortecimento acontece onde existe perda de energia por atrito (DA SILVA & BECK, 2012; RAO, 2004). Quando a excitação é conhecida e a resposta é previsível, são denominadas vibrações determinísticas. No caso de vibrações

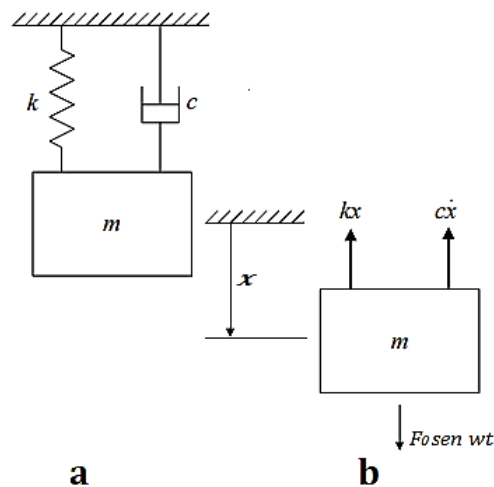
aleatórias a excitação não é previsível, elas podem ser lineares e não lineares (DA SILVA & BECK, 2012).

Coordenadas necessárias e suficientes para descrever completamente o movimento do sistema são definidas como coordenadas generalizadas. Grau de liberdade é a quantidade mínima de coordenadas generalizadas independentes, necessárias para determinar completamente o movimento do sistema (DA SILVA & BECK, 2012; RAO, 2004).

2.1.1 Vibração Harmônica Forçada

Muitas vezes encontrada em sistemas mecânicos, a excitação harmônica é geralmente produzida pelo desequilíbrio em máquinas rotativas. Considere um sistema massa-mola-amortecedor com um grau de liberdade sob atuação de uma força harmônica $F(t) = F_0 \text{sen } \omega t$, conforme mostra a Figura 2 (RAO, 2004; THOMSON, 1978).

Figura 2: (a) Sistema 1 GDL; (b) Diagrama de corpo livre



Fonte: Adaptado de THOMSON (1978)

Assim a equação diferencial do movimento deduzida do diagrama de corpo livre Figura 2b, está representada pela Equação (1).

$$m\ddot{x} + c\dot{x} + kx = F_0 \text{sen}(wt) \quad (1)$$

Onde F_0 é a amplitude de excitação, e w a frequência de excitação.

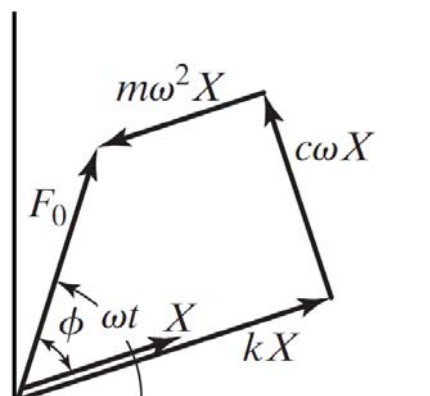
A solução da Equação (1) consiste em duas partes, a função complementar, que é a solução da equação homogênea, e a integral particular. A função complementar é uma vibração livre amortecida quando $F(t) = 0$. A solução particular para a Equação (1) depende da frequência w de excitação e é uma resposta em regime permanente, assim a solução está descrita na forma da Equação (2).

$$x = X \text{sen}(wt - \phi) \quad (2)$$

Onde X é a amplitude de oscilação e ϕ é o ângulo de fase que representa o atraso da resposta em relação a força de excitação.

Podemos determinar a amplitude e o ângulo de fase da resposta, substituindo x na Equação (1) pelo seu valor na Equação (2). No movimento harmônico as fases da velocidade e da aceleração são de 90° e 180° além do deslocamento, respectivamente. É possível representar graficamente os termos da equação diferencial conforme mostra a Figura 3 (RAO, 2004).

Figura 3: Diagrama vetorial para a vibração forçada



Fonte: Adaptado de RAO (2004)

Assim de acordo com a trigonometria este diagrama permite chegar a expressão para a amplitude da resposta permanente através da Equação (3) e do ângulo de fase, pela Equação (4).

$$X = \frac{F_0}{\sqrt{(k - m\omega^2)^2 + (c\omega)^2}} \quad (3)$$

$$\phi = \operatorname{tg}^{-1} \frac{c\omega}{k - m\omega^2} \quad (4)$$

As expressões da amplitude e do ângulo de fase podem ser expressas em termos das Equações (5), (6), (7) e (8) como:

$$\omega_n = \sqrt{\frac{K}{m}} \quad (5)$$

$$\xi = \frac{c}{c_c} \quad (6)$$

$$c_c = 2m\omega_n \quad (7)$$

$$r = \frac{w}{w_n} \quad (8)$$

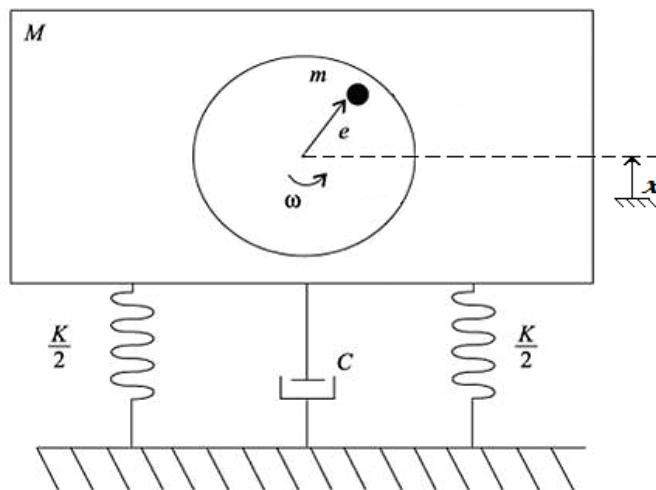
Onde w_n é a frequência natural de oscilação, ξ é o fator de amortecimento, c_c é o amortecimento crítico e r é a razão de frequência.

2.1.2 Desbalanceamento Rotativo

Uma fonte comum de excitação vibratória é o desbalanceamento que ocorre em máquinas rotativas. O desbalanceamento é provocado por uma massa excêntrica m , com excentricidade e que está girando com a velocidade angular ω . Esta força de desbalanceamento é dada pela Equação (9), e cujo modelo se encontra representado na Figura 4 (SOUZA; CICOGNA; CHIQUITO, 2007; RAO, 2004; THOMSON, 1978).

$$F_0(t) = mew^2 sen(\omega t) \quad (9)$$

Figura 4: Modelo físico para o desbalanceamento rotativo



Fonte: Adaptado de SOUZA, CICOGNA & CHIQUITO (2007)

A equação do movimento para o sistema apresentado na Figura 4 é descrita pela Equação (10).

$$M\ddot{x} + c\dot{x} + kx = mew^2 \text{sen}(wt) \quad (10)$$

Assim para uma máquina rotativa com desbalanceamento, podemos obter a amplitude de vibrações em regime permanente a partir da Equação (11).

$$X = \frac{\frac{F_0}{K}}{\sqrt{(1-r)^2 + (2\xi r)^2}} \quad (11)$$

2.2 Vibração e o Corpo Humano

No corpo humano, podemos definir a vibração como um estímulo produzido por um evento externo atuando sobre o corpo, que é considerado um movimento inerente aos corpos dotados de massa e elasticidade. Esse estímulo pode estar presente em atividades laborais, esportivas ou de vida diária. Os ossos, cartilagens, líquido sinovial, tecido conjuntivo e ativação muscular têm participação ativa na modulação da transmissão de forças de impacto através do corpo, causadas pela vibração (VENDRAME, 2007; BALBINOT, 2001; CARDINALE & WAKELING, 2005).

As variáveis biomecânicas que caracterizam uma vibração mecânica são amplitude, frequência, magnitude e a duração das oscilações. A amplitude é o deslocamento do movimento vibratório, a frequência de vibração é medida em Hertz (Hz) e é ela quem determina o efeito biológico da vibração. A magnitude pode ser representada pela aceleração (m/s^2) ou em relação ao número de vezes que supera a aceleração gravitacional (g) e a duração refere-se ao tempo de exposição (s) (ALBASINI; KRAUSE; REMBITZKI, 2010; BATISTA et al., 2007; COCHRANE, 2010; GRIFFIN, 2004).

Segundo Junior, Baroni e Vaz (2012), “nossos corpos estão frequentemente interagindo com situações que provocam aplicação de forças externas aos tecidos esqueléticos, gerando adaptações específicas”. Podemos usar como exemplos impactos sofridos pelo pé em uma corrida, a descida de uma trilha por um ciclista, ou o impacto do corpo direta ou indiretamente contra algum equipamento (CARDINALE & WAKELING, 2005).

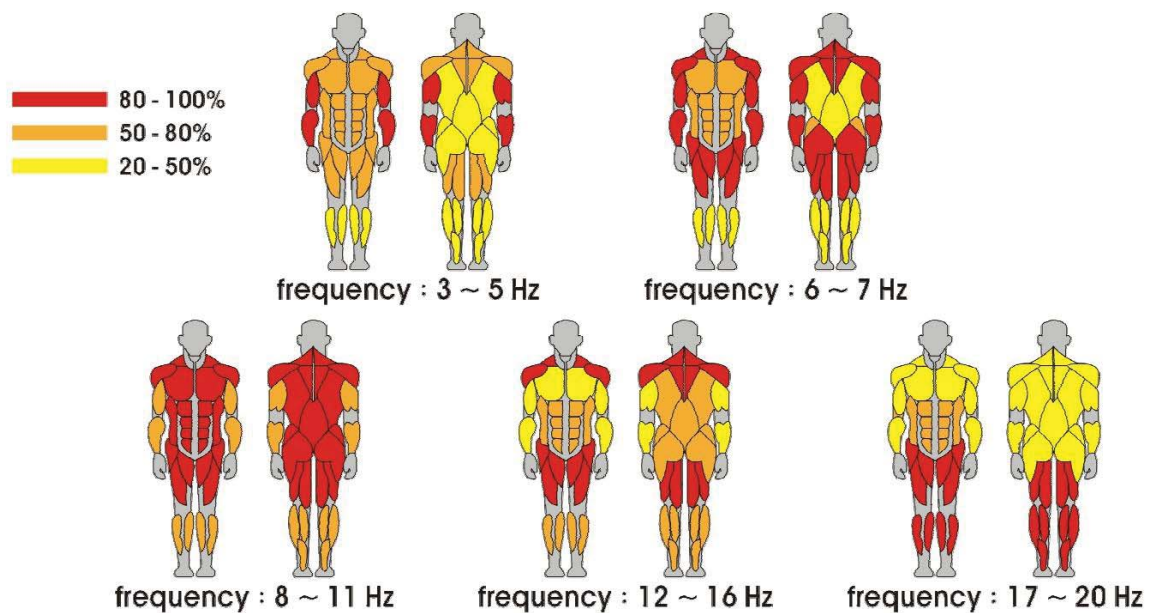
Em seu estudo sobre vibração ocupacional, Vendrame (2007) caracteriza os tipos de vibração, dizendo que, “quando a vibração incide sobre os membros superiores, é denominada

vibração de mãos e braços, segmentar, de extremidades ou localizada. Se incidir no trabalhador, quando esse se encontra na posição sentada, deitada ou em pé, é chamada de vibração de corpo inteiro”.

O corpo humano possui uma vibração natural, podendo variar de 5Hz a 20Hz, com cada parte vibrando em uma frequência característica. Se uma frequência externa coincide com a frequência natural do sistema, ocorre ressonância entre as duas e, conseqüentemente, amplificação do movimento. Nesses casos a energia vibratória é absorvida pelo corpo que tenta atenuá-la através dos tecidos e órgãos (VENDRAME, 2007; JUNIOR, 2012).

Na Figura 5 é possível ver como a vibração age no corpo humano, com o percentual de ativação dos músculos em cada parte do corpo de acordo com a frequência aplicada. Como apresentado, cada área do corpo reage de forma diferente.

Figura 5: Frequência de vibração e músculos envolvidos



Fonte: Adaptado de GARCIA (2014)

2.3 Vibração e o Sistema Muscular

Segundo Guyton e Hall (2006), os músculos esqueléticos compõem cerca de 40% do corpo humano. Essa estrutura é capaz de se remodelar para melhor atender ao que lhe é exigido, respondendo a estímulos diferentes, e com isso podendo ser alterados seu diâmetro, seu comprimento, sua força, seus suprimentos vasculares e até mesmo o tipo de suas fibras musculares.

As vibrações no corpo humano são responsáveis pela imposição da hipergravidade, devido a altas acelerações impostas ao corpo e assim conseguem respostas complexas do corpo humano, uma vez que o sistema músculo esquelético responde envolvendo fatores morfológicos e neurais (BOSCO et al., 1999; CARDINALE & BOSCO, 2003; DUCHATEAU & ENOKA, 2002). As vibrações produzem rápidas e curtas mudanças no comprimento muscular, as quais são detectadas por receptores sensoriais que em resposta modulam a rigidez muscular através de uma atividade muscular reflexa, afim de amortecer as ondas vibratórias aplicadas ao corpo. Esse fenômeno acontece, devido ao reflexo tônico de vibração (CARDINALE & BOSCO, 2003; LEMOS & PEREIRA, 2012).

Assim, o reflexo tônico de vibração acontece quando ocorre a contração de unidades motoras homônimas. Essas unidades motoras são estimuladas através das alterações induzidas pelo estímulo vibratório, o que ocasiona repetidas alterações no comprimento das fibras musculares, aumentando a taxa de disparo dos receptores de estiramento primários do fuso muscular (aférentes Ia) com consequente excitação dos motoneurônios α (eferentes) (JORDAN et al., 2005; SHINOHARA, 2005).

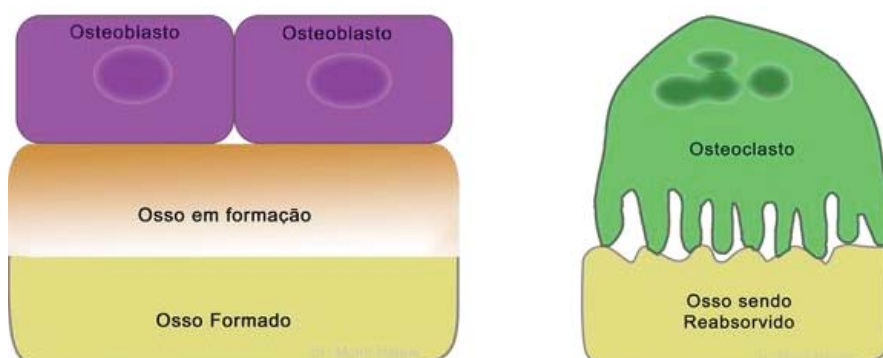
No estudo de Delecluse, Roelants e Verschueren (2003), foi investigado o efeito de 12 semanas de treinamento de vibração na força isométrica, força dinâmica e na altura do salto vertical. Foram verificados aumentos nas forças isométrica e dinâmica dos extensores de joelhos nos grupos treinamento de força (14,4% e 7,0%) e vibração (16,6% e 9,0%). Esses aumentos foram superiores aos obtidos pelos grupos placebo e controle. Além disso, o grupo que treinou com vibração obteve aumento de 7,6% na altura do salto vertical com contramovimento. Tais resultados sugerem que o treinamento de vibração pode ser tão eficiente quanto o treinamento de força, quando aplicado em indivíduos com baixo condicionamento físico.

Couto et al. (2012) propuseram outro estudo, para verificar o efeito da vibração mecânica aplicada na direção da resultante das forças musculares sobre a impulsão vertical. Como resultado, relatam que houve um aumento significativo de 8,5% na altura de salto vertical, após o treinamento com vibração, sendo que o procedimento de controle não gerou alterações significativas. Segundo esses autores, os resultados obtidos sugerem que a aplicação de vibração mecânica na direção da resultante das forças musculares de membros inferiores foi capaz de gerar aumentos agudos na impulsão vertical.

2.4 Vibração e o Sistema Ósseo

Segundo Rossi (2008), “o tecido ósseo é um sistema orgânico em constante remodelação, fruto dos processos de formação, pelos osteoblastos, e a reabsorção, realizada pelos osteoclastos”. Os osteoclastos produzem enzimas responsáveis pela dissolução e digestão da estrutura óssea durante a reabsorção. O produto da deterioração de proteínas da matriz é liberado no ambiente extracelular e excretado pela urina, e podendo ser usado para medir a taxa de reabsorção. Já os osteoblastos são responsáveis pela formação óssea. A formação óssea, nada mais é do que a síntese de colágeno e algumas outras proteínas, que são depositados na matriz e depois mineralizadas conforme apresentado na Figura 6 (ROSSI, 2008; FENG & MCDONALD, 2011; GUYTON & HALL, 2006).

Figura 6: Formação óssea.



Fonte: HATEM (2017)

O ser humano possui dois tipos de ossos na formação de seu esqueleto, os corticais (componentes densos) e os trabeculares (esponjosos), mais suscetível a doenças. Tanto os ossos corticais quanto os trabeculares possuem uma formação máxima ao longo da vida. Rossi (2008) afirma que durante as duas primeiras décadas de vida onde há o predomínio da formação, ocorre um incremento progressivo da massa óssea, e mesmo que em menor ritmo, após a soldadura das epífises o construtivo ósseo ainda é dominante.

A formação da massa óssea é gradual durante a infância e se acelera na fase da adolescência. Durante a maturidade, quase 50% da massa óssea é adquirida, devido ao acúmulo de cálcio triplicado (FENG, MCDONALD, 2011).

A atividade física e uma dieta rica em cálcio podem ser grandes aliadas no aumento da massa óssea em crianças e jovens. Fatores como o sedentarismo, tabagismo, falta de

estrógeno (menopausa), ingestão e consumo inadequados de cálcio são elementos que podem desencadear doenças como a osteoporose. (PATRICK, 1999; WEST, 1998).

No estudo de Humphries et al. (2009) relativo aos efeitos que a vibração exerce sobre a densidade mineral óssea (DMO) com ou sem um treino de resistência, realizado com 51 mulheres ativas saudáveis, não houve melhoras nessa densidade durante as 16 semanas do estudo, porém foram encontrados marcadores que demonstraram um aumento do depósito mineral ósseo e redução da reabsorção óssea, sugerindo que a vibração pode trazer benefícios a longo prazo.

Outros estudos avaliaram os efeitos da vibração no sistema ósseo, cujos resultados mostraram-se eficazes para a estimulação no seu metabolismo e com o aumento da densidade mineral óssea, através do aumento da deposição e a diminuição da reabsorção óssea. (GILSANZ et al. 2006; GUSI; RAIMUNDO; LEAL, 2006; HUMPHRIES et al., 2009; PITUKCHEEWANONT & SAFANI, 2006; VERSCHUEREN et al., 2004).

2.5 Plataformas Vibratórias

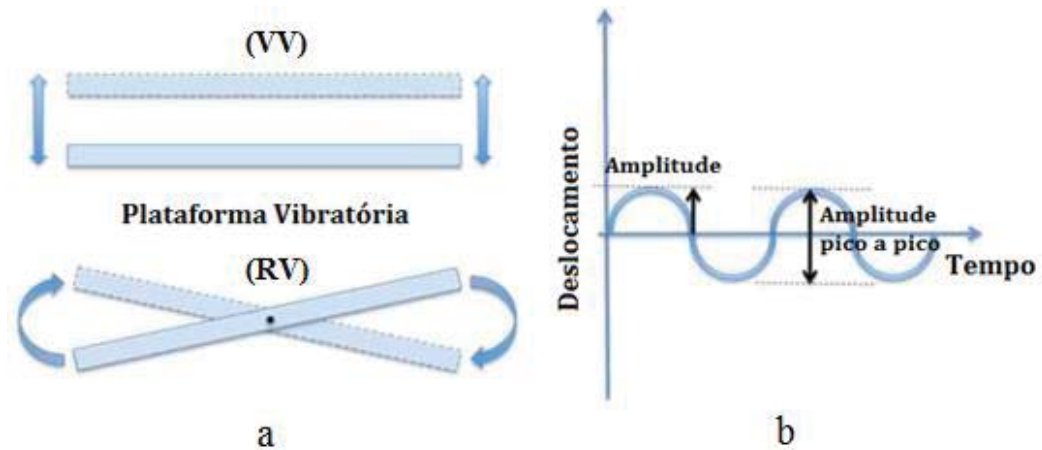
A plataforma vibratória é um equipamento que reproduz movimentos oscilatórios a partir de um sistema onde a plataforma inferior (base) fixa é conectada a plataforma superior que é móvel. Esses movimentos oscilatórios produzem ondas senoidais periódicas (ADAMS, et al. 2009; COCHRANE, 2010).

Atualmente, as plataformas vibratórias comercializadas produzem estímulo vibratório com dois tipos diferentes de oscilação: vertical ou “vertical vibration” (VV), onde a plataforma sobe e desce de forma linear e a vibração é mantida igualmente em todos os pontos da plataforma, e oscilatório ou “rotational vibration” (RV), onde a plataforma inclina-se de um lado para outro sobre um eixo central, elevando um lado do corpo enquanto o outro lado é deslocado para baixo, simulando dessa forma a marcha humana (ABERCROMBY et al., 2007; DE ZEPETNEK; GIANGREGORIO; CRAVEN, 2009).

Existem dois modelos de plataformas vibratórias, que permitem reproduzir um mesmo perfil de vibração senoidal, porém diferem no tipo de deslocamento que a vibração produz na plataforma. A marca Power Plate® produz o movimento conhecido como “vertical vibration” (VV) e a Galileo® produz um movimento conhecido por “side-alternating vibration” (SV) ou “rotational vibration” (RV) (PEL et al., 2009; ABERCROMBY et al., 2007).

Assim, dependendo do tipo de construção, os movimentos da plataforma vibratória podem ser verticais (VV) ou oscilatórios (RV), como ilustrado na Figura 7 (a), mas ambos produzem uma forma de onda senoidal como apresentado na Figura 7 (b).

Figura 7: (a) Tipos de vibração das plataformas vibratórias; (b) Deslocamento das plataformas vibratórias



Fonte: Adaptado de FRATINI (2011).

Observando a Figura 7 (a) é possível notar que a plataforma vibratória (VV) produz um movimento cuja a amplitude é igual sobre toda a superfície, enquanto que a plataforma (RV) a amplitude do movimento é maior nas extremidades do que no centro.

O movimento vibratório senoidal pode ser definido por uma amplitude (A) e uma frequência (f), sendo que a aceleração máxima é dada pela Equação (12), onde w representa a frequência angular que é obtida pela Equação (13), e A é a amplitude máxima (pico a pico).

$$a_{max} = w^2 \cdot A \quad (12)$$

Onde a_{max} é dado em m/s^2 .

$$w = 2\pi f \quad (13)$$

Onde w é dado em rad/s .

Na plataforma vibratória (RV), a amplitude máxima, dependerá da distância dos pés em relação ao eixo de rotação, sendo máxima na extremidade e diminuindo linearmente até zero no centro da plataforma (eixo de rotação), tornando mais difícil deduzir a aceleração.

Também pode-se obter a força gravitacional a partir da Equação (14), dividindo o valor da aceleração máxima pela constante gravitacional g ($9,81\text{m/s}^2$) (COCHRANE, 2011; FRATINI, 2011; LORENZEN, 2009).

$$G = \frac{a_{max}}{9,81} \quad (14)$$

Onde G é uma grandeza adimensional (escalar).

Na prática, a forma mais confiável de se obter o valor da aceleração produzida por um movimento vibratório é através de um acelerômetro. A aceleração é a principal referência usada em ensaios de vibração, geralmente é representada em G (BATISTA et al., 2007; DA SILVA & BECK, 2012).

É importante salientar que, quanto mais elevado for o estado de ativação muscular, mais os músculos serão afetados pela vibração. Por isso destaca-se a importância de combinar exercícios físicos com o treinamento vibratório (BATISTA et al., 2007; ROELANTS et al., 2004).

2.6 Volante de Inércia (*Flywheel*)

Volante de inércia ou *flywheel* é um dispositivo mecânico que não depende da gravidade e que utiliza a inércia de um volante rotativo para proporcionar resistência durante ações concêntricas e excêntricas. A resistência é ajustada por meio do controle de velocidade, alteração do peso, do diâmetro do volante ou a combinação desses fatores (BERG & TESCH, 1998).

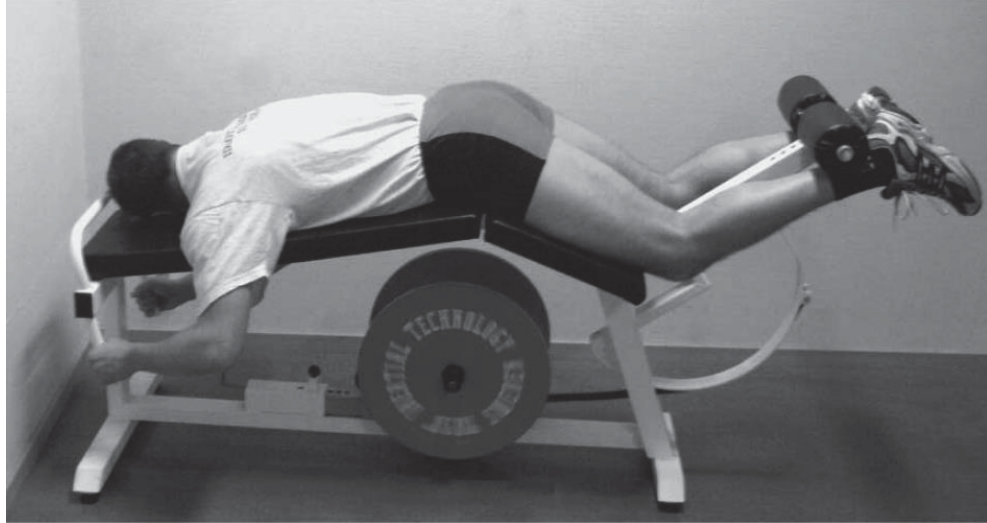
O treinamento resistido consiste em uma atividade voltada ao desenvolvimento das funções musculares, através da oposição bem-sucedida contra uma carga ou resistência externa, por meio de exercícios sistemáticos (AABERG, 2002).

Durante a fase concêntrica os músculos são solicitados para vencer a resistência inercial, após esse movimento a energia cinética acumulada será usada como carga durante a fase excêntrica. (CARUSO & HERNÁNDEZ, 2002).

A palavra isoinercial é formada pelo radical grego iso (igual) e o adjetivo inercial, referente à inércia (resistência à aceleração). A aplicação do treinamento de força contra a resistência da inércia de um volante em rotação é, chamado de treinamento isoinercial. Nesse treinamento, a força produzida é relativa à capacidade de acelerar e frear o volante, pois quanto mais rápido e forte for o movimento na ação concêntrica, maior será a força necessária para desacelerá-lo na fase excêntrica (DESMOTECBRASIL, 2015).

Askling, Karlsson e Thorstensson (2003), tiveram como objetivo avaliar se um programa de treinamento de força para o grupo muscular isquiotibiais (musculatura posterior da coxa), em um equipamento com carga excêntrica (*flywheel*), realizado com jogadores de futebol masculino de elite em uma pré-temporada, poderia afetar a ocorrência e a gravidade de lesões isquiotibiais durante a temporada de competição. Trinta jogadores de dois dos melhores times da liga da primeira divisão da Suécia foram divididos em dois grupos, um grupo recebeu treinamento de força específico para os isquiotibiais (grupo treinamento), enquanto o outro grupo não (grupo controle). O treinamento extra foi realizado 1-2 vezes por semana durante 10 semanas, utilizando uma mesa flexora (equipamento específico para exercitar o grupo muscular isquiotibiais) contendo um dispositivo especial que permite a carga excêntrica (*flywheel*) conforme mostra a Figura 8, a resistência isocinética dos isquiotibiais e a velocidade máxima de corrida foram medidas em ambos os grupos antes e após o período de treinamento, e todas as lesões de isquiotibiais foram registradas durante o período observacional de 10 meses. Os resultados mostraram que a ocorrência de lesões isquiotibiais foi claramente menor no grupo de treinamento (3/15) do que no grupo controle (10/15). Além disso, houve aumentos significativos de força e velocidade no grupo de treinamento. Estes resultados indicam que a adição de treinamento de força específico para os isquiotibiais realizados na pré-temporada com um aparelho que proporciona uma carga excêntrica seria benéfica para jogadores de futebol de elite, tanto na prevenção de lesões quanto para um melhor desempenho.

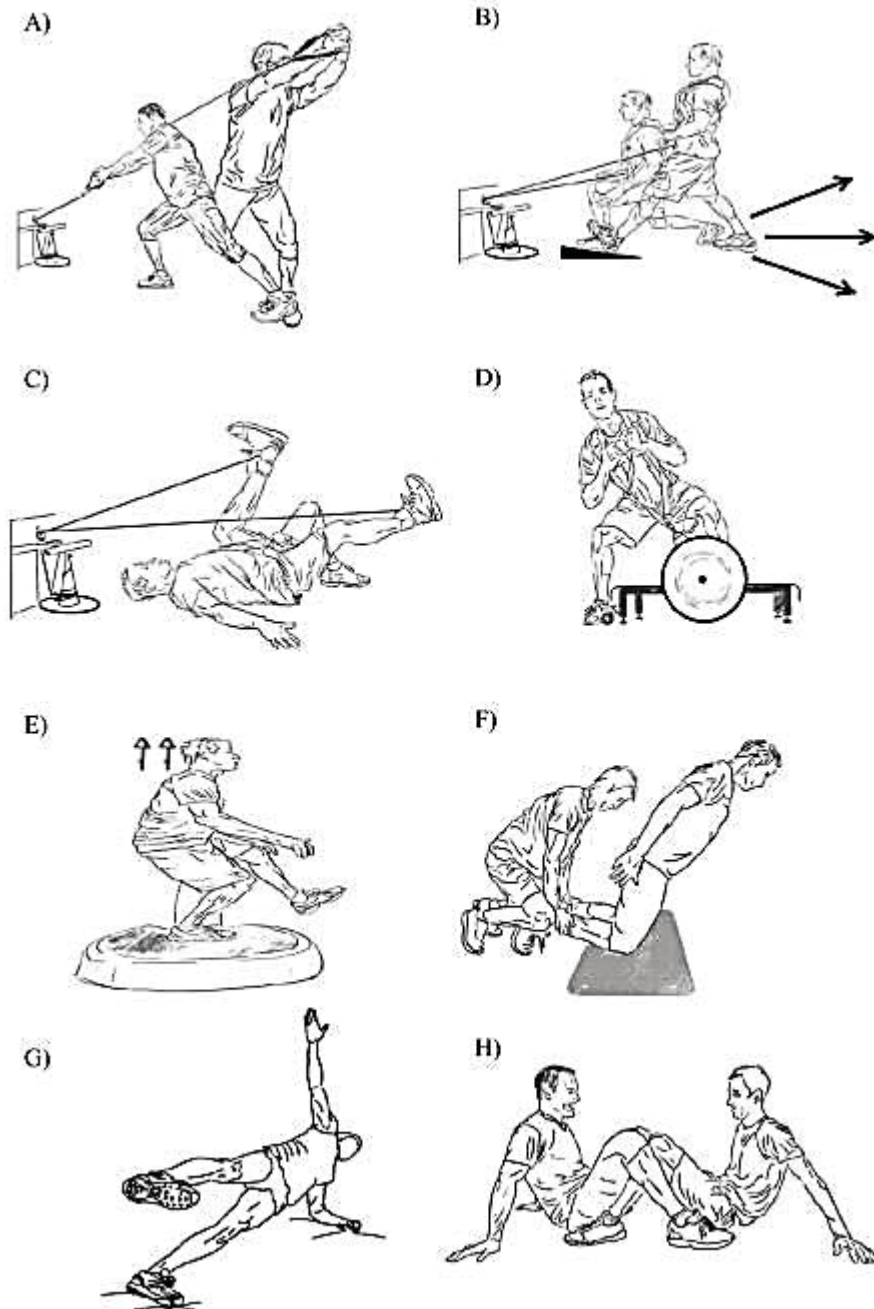
Figura 8: Mesa flexora com *Flywheel*



Fonte: ASKLING, KARLSSON & THORSTENSSON (2003)

Fajardo et al. (2016) em seu estudo apresenta a comparação entre dois tipos de treinamentos, para o aprimoramento do desempenho de jogadores profissionais de futebol, demonstrando a eficácia da adição de treinamentos isoinercial e vibratório (treinamento chamado EVT) em comparação com os exercícios tradicionais (treinamento CONV). O treinamento EVT foi composto por 8 exercícios utilizando em alguns equipamentos o *flywheel*, e um exercício sobre uma plataforma vibratória, conforme apresentado na Figura 9.

Figura 9: A) Rotações de tronco diagonal; B) Estocada para trás; C) Chutes unilaterais dos isquiotibiais; D) Agachamento lateral; E) Agachamento unilateral na plataforma vibratória; F) Flexão Nórdica dos isquiotibiais; G) Ponte lateral rotativa e H) Abdução e adução de quadril de forma resistida (com a ajuda de um parceiro)



Fonte: FAJARDO et al. (2016)

A escolha de exercícios com *flywheel* é descrita em Fajardo et al. (2016) devido aos inúmeros resultados positivos que o *flywheel* apresenta na recuperação e aprimoramento de desempenho de atletas em outros estudos. A vibração também foi escolhida pelos resultados benéficos apresentados na literatura. O treinamento CONV utilizava exercícios mais tradicionais de corrida, salto, e treinamento de força convencionais. No início do estudo foram medidos os desempenhos dos jogadores em testes de corrida, corrida com mudanças de direção, e salto, para comparação da evolução após a aplicação dos treinamentos. Dois grupos de 12 jogadores foram condicionados aos 2 tipos de treinamentos, aplicados 1 vez por semana durante 11 semanas, e a performance dos mesmos foi comparada novamente ao final deste período. Os resultados comparativos entre os dois treinamentos mostraram melhora significativa no desempenho de corrida, salto e corrida com mudanças de direção para o grupo que utilizou o treinamento EVT em comparação com o treinamento CONV. Este estudo apresenta mais evidências a respeito da utilização de treinamentos utilizando plataforma vibratória e com equipamentos com *flywheel* no condicionamento físico, e o crescente interesse pela pesquisa dos mesmos.

No estudo de Reeves et al. (2005) foi investigado os efeitos de simulações de microgravidade (acamamento), nas propriedades mecânicas do tendão humano e avaliado a eficácia de contramedidas para a prevenção de quaisquer efeitos prejudiciais. Dezoito homens (de 25 a 45 anos) foram submetidos a 90 dias de acamamento: nove realizaram exercícios resistidos durante este período (grupo BREx), e os outros nove apenas mantiveram repouso no leito (grupo BR). Foram realizados exercícios de levantamento de panturrilha (*calf raise*) e flexão de pernas (*leg-press*) a cada três dias utilizando um dispositivo independente da gravidade (*flywheel*), as contrações isométricas de flexão plantar foram medidas com um dinamômetro adaptado, e imagens de ultrassom foram utilizadas para determinar a deformação do tendão gastrocnêmio durante a contração. Os 90 dias de microgravidade simulada resultaram em uma redução da rigidez do tendão gastrocnêmio devido a alterações nas propriedades do material do tendão, embora as contramedidas do exercício atenuassem esses efeitos, não os impediram completamente, portanto, segundo os autores o protocolo de exercícios adotados não atingiu um limiar exigido, e a carga durante os exercícios, não foram suficientes para prevenir completamente as alterações nas propriedades mecânicas do tendão.

Seynnes et al. (2006), teve como objetivo avaliar as primeiras mudanças no tamanho e arquitetura muscular durante um programa de treinamento de resistência de alta intensidade de 35 dias (RT) realizado em um equipamento utilizando o volante de inércia. Sete voluntários realizaram extensão de perna bilateral três vezes por semana em um dispositivo independente

de gravidade. Foram medidos antes e depois de 10, 20, e 35 dias de RT a arquitetura muscular, contração voluntária máxima (CVM), e eletromiografia (EMG) da área de seção transversal (CSA) do quadríceps femoral (QF) na área central (C) e distal (D). Foi observado aumento significativo em QF CSA (3,5 e 5,2% nas regiões C e D, respectivamente) após 20 dias de treinamento, junto com um aumento de 2,4 e 0,7% em comprimento fascículo a partir do 10º dia de treinamento. No final do período de formação de 35 dias, o aumento total em QF CSA para regiões C e D foi de 6,5 e 1,1% e 7,4 e 0,8%, respectivamente, e o comprimento e ângulo fascículo aumentou de 9,9 e 1,2% e 7,7 e 1,3%, respectivamente.

Estudos concluíram que para maximizar os benefícios do treino de resistência, o mesmo deve incluir ações musculares concêntricas e excêntricas de alta intensidade (BAMMAN et al., 1998; COLLIANDER & TESCH, 1990; DUDLEY et al., 1991).

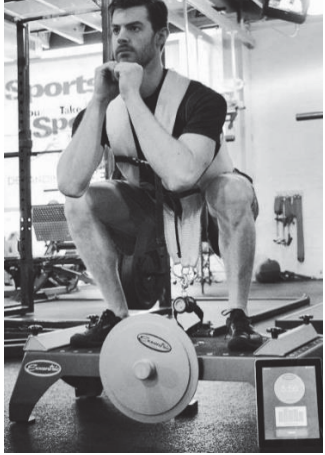

Figura 10: Exemplo de equipamento para agachamento com *flywheel* (nHANCE™ SquatUltimate)



Fonte: nHANCE™ (2015)




Utilizando o *flywheel*, é possível realizar vários tipos de exercícios, os quais estão listados na Quadro 1 e Quadro 2, que também contém o grupo muscular afetado (Músculos Agonistas) por eles, além de uma figura demonstrativa de como pode ser realizado o exercício. Como o protótipo possui apenas um tipo de puxador, alguns exercícios como o agachamento por exemplo (que necessitaria de um colete) ainda não podem ser realizados, porém é uma forma de demonstrar como é possível em um mesmo equipamento ter uma variedade de exercícios, de acordo com os acessórios utilizados.

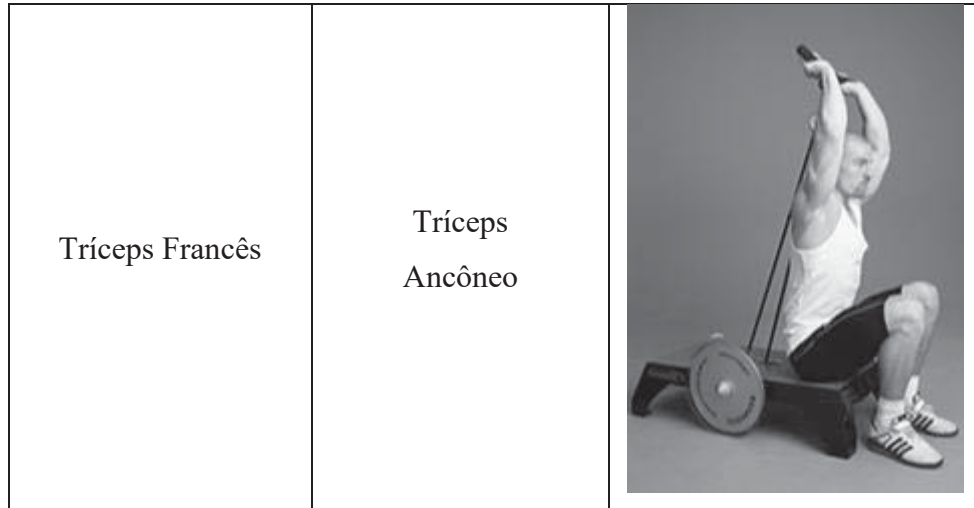
Quadro 1: Exercícios para membros inferiores

Exercícios Membros Inferiores	Principais Músculos	Exemplo
Agachamento	<p>Quadríceps: Vasto Lateral Reto Femoral Vasto Intermédio Vasto Medial Glúteo Médio Glúteo Máximo.</p>	
Stiff	<p>Isquiotibial: Bíceps femoral Semitendinoso Semimembranoso Glúteo Máximo</p>	

Adaptado de: EVANS (2007); EXXENTRIC (2017)

Quadro 2: Exercícios para membros superiores

Exercícios Membros Superiores	Principais Músculos	Exemplo
Remada Curvada	<p>Trapézio</p> <p>Rombóide</p> <p>Latíssimo do Dorso</p> <p>Infra-espinhal</p> <p>Redondo Maior</p> <p>Braquial</p>	
Remada Alta	<p>Trapézio</p> <p>Deltóide</p>	
Rosca Bíceps	<p>Bíceps, Braquial</p>	



Adaptado de: EVANS (2007); EXXENTRIC (2017)

Lembrando que muitos outros exercícios podem ser executados com o protótipo. A aplicação é muito ampla na Educação Física e isso faz com que haja a possibilidade de criar novos protocolos de exercícios que podem ser utilizados com o protótipo desenvolvido.

Importante ressaltar que o protótipo possui a capacidade de funcionar de forma independente: tanto podem ser executados exercícios apenas com o *flywheel*, como também apenas com a plataforma vibratória, além de obviamente as duas formas combinadas. Isso resultou numa adaptação dos objetivos de treinamento levando em conta a especificidade de cada indivíduo.

2.7 Avaliação da Vibração através da norma ISO 2631-1

Para a escolha do método de avaliação da vibração a norma ISO 2631-1 utiliza a relação entre o máximo valor de pico e o valor RMS, denominado Fator de crista (F_c), obtida através da Equação (15).

$$F_c = \frac{\max|a_w(t)|}{a_w} \quad (15)$$

Onde $\max|a_w(t)|$ é o maior valor instantâneo da aceleração ponderada, e a_w é o valor RMS correspondente à essa aceleração.

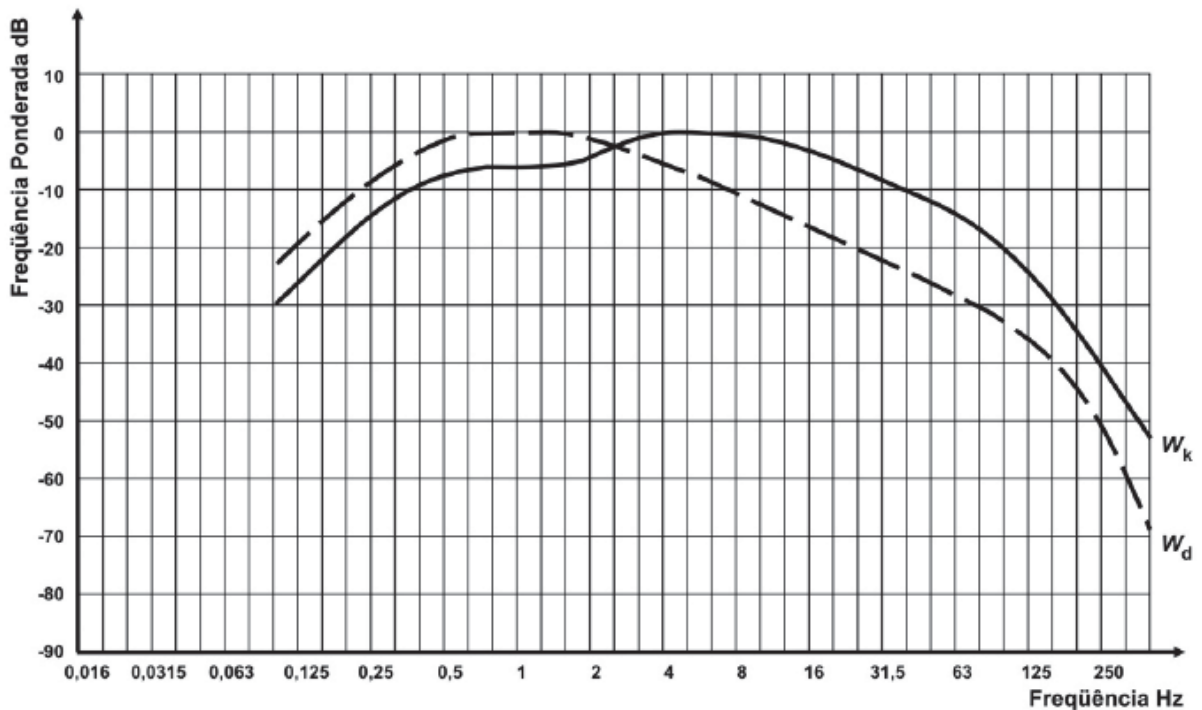
A aceleração ponderada é calculada conforme a Equação (16).

$$a_w = \left[\frac{1}{T} \int_0^T a_w^2(t) dt \right]^{\frac{1}{2}} \quad (16)$$

Onde $a_w(t)$ é a aceleração ponderada em função do tempo em m/s^2 e T é a duração da medição em segundos.

A norma define valores de ponderação pela frequência para cada eixo. Estes fatores são recomendados pois o corpo humano reage às vibrações de diferentes formas. A sensibilidade às vibrações longitudinais (eixo z) e transversais (eixos x, y) são distintas e também variam de acordo com a frequência, sendo assim para determinada frequência, a aceleração tolerável é diferente daquela em outra frequência. Essa ponderação pela frequência é feita pela aplicação dos pesos W_d para os eixos x e y , e W_k para o eixo z .

Figura 11: Curvas de ponderação em frequência W_d e W_k para vibração transmitida ao corpo inteiro



Fonte: VENDRAME (2007)

A aplicação dessa ponderação é apresentada em forma de fatores a serem aplicados em diferentes bandas de frequência, ou através da definição de um conjunto de filtros para

serem aplicados no sinal. Uma simplificação da tabela original da norma é mostrada na Tabela 1.

Tabela 1: Ponderação W_d e W_k para as principais bandas de frequências da norma ISO 2631-1

Frequência central da banda (Hz)	W_k (x1000)	W_d (x1000)
16	768	125
20	636	100
25	513	80
31,5	405	63,2
40	314	49,4

Fonte: Adaptado de ISO 2631-1 (1997)

Valores de ponderação são utilizados em cada eixo para compensar a forma como o corpo humano reage a vibração em diferentes direções. Esses valores de ponderação por eixo não são definidos para a posição em pé na análise de riscos à saúde. Será utilizado, portanto, os mesmos valores de ponderação por eixo como se o sujeito estivesse sentado. Esta ponderação indica um multiplicador de $1,4$ a ser aplicado nos valores de aceleração ponderada na frequência para os eixos x e y , e $1,0$ para o eixo z .

A aceleração total dos três eixos é definida conforme a Equação (17).

$$a_v = [k_x^2 a_{wx}^2 + k_y^2 a_{wy}^2 + k_z^2 a_{wz}^2]^{\frac{1}{2}} \quad (17)$$

Sendo k_i o fator de multiplicação por eixo, sendo o valor $1,4$ para x e y , e $1,0$ para o eixo z , e a_{wi} a aceleração ponderada pela frequência do eixo i .

2.7.1 Zona de Precaução

A avaliação de potencial de riscos à saúde é feita assumindo uma jornada padrão diária de 8h. Assim, o cálculo da exposição à vibração diária é realizado utilizando como padrão a equação da aceleração ponderada total, assumindo um tempo T_0 de 8 horas, para T sendo o tempo real de exposição na jornada, ou o tempo total de exercício como é o caso deste trabalho, definido na Equação (18).

$$A(8) = A_v \sqrt{\frac{T}{T_0}} \quad (18)$$

Como exemplo, caso seja feito um exercício em uma frequência tal que a aceleração total ponderada A_v seja de 4 m/s^2 , com duração de 20 minutos (T), a exposição de vibração diária calculada para comparação seria de $0,81 \text{ m/s}^2$.

Este valor é usado para comparar com valores aceitáveis definidos na norma ISO 2631-1(1997), porém a norma não define limites de exposição à vibração de corpo inteiro, mas fornece em seu anexo B, um gráfico guia indicando as zonas de precaução sobre os efeitos da vibração em relação à saúde conforme apresentado na Figura 12. Em 2010 houveram algumas alterações relativas a segunda edição da norma ISO 2631-1:1997/Amd 1:2010 onde envolveu o anexo B, na qual forneceram os valores que delimitam a zona de precaução (linhas tracejadas) do gráfico da Figura 12, para exposições com tempo inferior a 10min o limite superior é de 6 m/s^2 enquanto que o inferior é de 3 m/s^2 , já para exposições de 24h os valores são de $0,5 \text{ m/s}^2$ a $0,25 \text{ m/s}^2$ respectivamente (SALIBA & CORRÊA, 2012).

A norma apresenta as linhas tracejadas que definem a zona de precaução com a saúde por meio de duas equações Equação (19) e (20), que são nomeadas de equação B.1 e B.2 conforme pode ser visto no gráfico da Figura 12. É dito que essas duas equações são apresentadas em estudos diferentes para a relação de tempo da zona de precaução, embora elas sejam uma projeção pois a grande maioria dos estudos foram realizados com períodos de 4h e 8h, aonde estas diferentes equações delimitam uma zona similar.

$$a_{w1} \cdot T_1^{1/2} = a_{w2} \cdot T_2^{1/2} \quad (19)$$

$$a_{w1} \cdot T_1^{1/4} = a_{w2} \cdot T_2^{1/4} \quad (20)$$

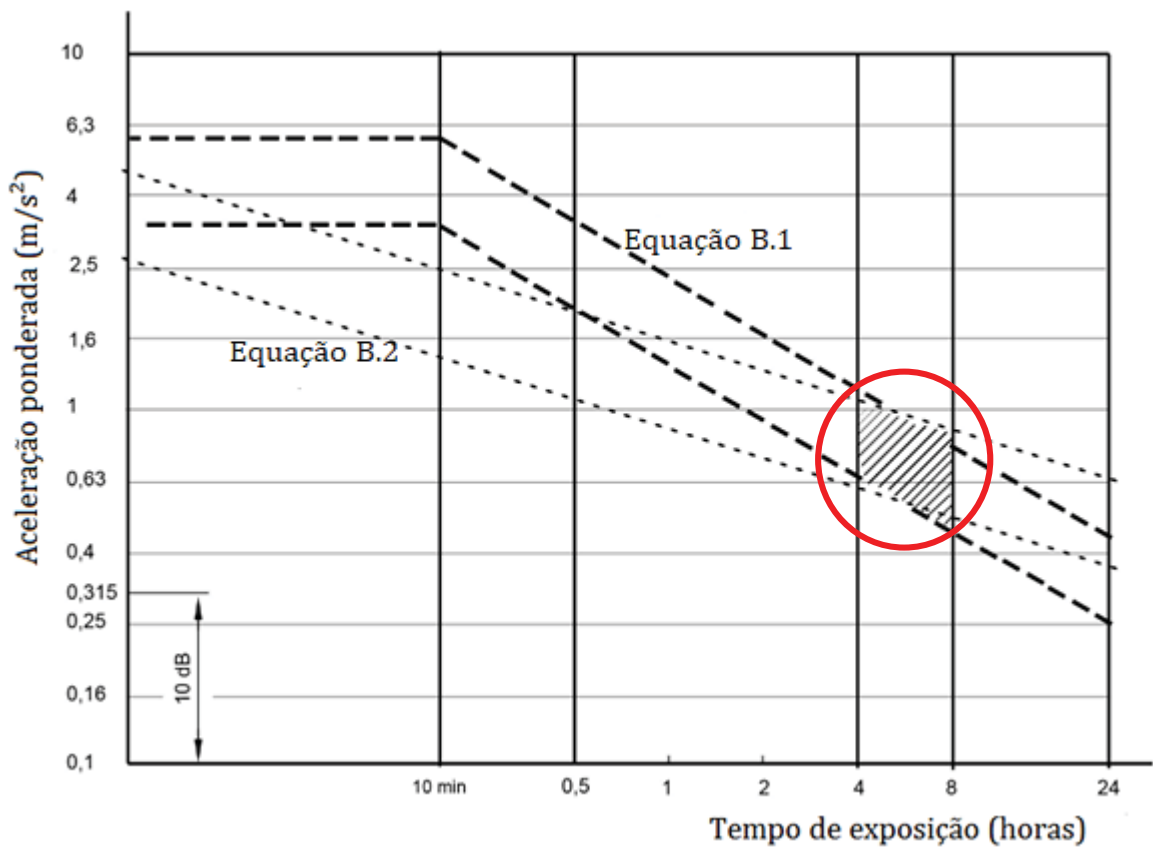
Onde a_{w1} e a_{w2} são os valores da aceleração ponderada em valores rms e, T_1 e T_2 correspondem ao tempo de duração da exposição.

Porém Griffin (1998) já havia proposto uma equação para determinar o limite superior e outra para determinar o limite inferior de exposição, como mostra as Equações (21) e (22) respectivamente (ALMEIDA; ABRAHAO; TERESO, 2015).

$$T_s(\text{min}) = 10 \cdot \left(\frac{6}{a_w}\right)^2 \quad (21)$$

$$T_i(\text{min}) = 10 \cdot \left(\frac{3}{a_w}\right)^2 \quad (22)$$

Figura 12: Gráfico guia com as zonas de precaução à saúde



Fonte: Adaptado de ISO 2631-1 (1997)

Para a avaliação de potencial de riscos à saúde é assumido uma jornada padrão de trabalho de 8 horas diárias, e portanto o valor de exposição de vibração diária deverá estar preferencialmente abaixo de $0,43 \text{ m/s}^2$, que marca o valor inferior da zona de precaução, e abaixo de $0,86 \text{ m/s}^2$, que marca o valor superior dessa zona conforme podemos observar na Figura 12 que apresenta o gráfico guia onde a área hachurada indica a zona de precaução, levando em consideração que essas orientações foram principalmente baseadas em dados disponíveis em pesquisas feitas para exposições no período de 4h a 8h, com pessoas sentadas e sobre a resposta a vibração no eixo z (ALMEIDA; ABRAHAO; TERESO, 2015; SALIBA & CORRÊA, 2012). Assim, para um período de 8h um valor abaixo de $0,43 \text{ m/s}^2$ de exposição da vibração diária é considerado bom, sem oferecer riscos conhecidos. Valores entre $0,43 \text{ m/s}^2$ e $0,86 \text{ m/s}^2$ necessitam de cuidados de operação pois podem oferecer riscos à saúde. Valores maiores de $0,86 \text{ m/s}^2$, segundo a norma, apresentam prováveis riscos à saúde.

Nos casos em que diferentes séries de exercícios, com frequências únicas, são combinadas em uma rotina diária, a magnitude da vibração equivalente $A_{w,e}$, pode ser calculada como definido na Equação (23).

$$A_{w,e} = \left[\frac{\sum a_{wi}^2 T_i}{\sum T_i} \right]^{\frac{1}{2}} \quad (23)$$

Sendo a_{wi} a aceleração total da série i de tempo de exposição T_i . Por exemplo, ao realizar uma série de exercícios de 10 minutos em uma vibração na frequência de 20Hz, e em seguida uma série de 15 minutos em uma vibração com frequência de 30Hz, ambas séries são combinadas para formar o valor equivalente $A_{w,e}$, sendo T_1 10 minutos e T_2 15 minutos, e a_{wi} a aceleração ponderada pela frequência de cada uma dessas vibrações.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Diferentes equipamentos e periféricos foram necessários para o desenvolvimento do projeto. Esse capítulo busca elencar os principais materiais utilizados, descrevendo suas características. Uma ilustração do projeto em desenho computacional final pode ser conferida na Figura 13.

Figura 13: Visão esquemática, através de desenho computacional da PV²I desenvolvida



Fonte: O Autor (2017)

3.1 Dimensionamento do Equipamento

Para o desenvolvimento do protótipo da plataforma vibratória com *flywheel*, foi necessário obedecer alguns requisitos, como estabelecer uma faixa de deslocamento, frequência e aceleração, consideradas nos estudos como sendo seguras e eficientes para a realização do TVCI.

A faixa de frequência mais encontrada na literatura científica variam de 15Hz à 44Hz. Já as amplitudes são de menos de 1mm até 10mm, e alcançando acelerações de até 15G (CARDINALE & BOSCO, 2003; CARDINALE & WAKELING, 2005; DOLNY & REYES,

2008; JORDAN et al., 2005; MARIN et al., 2013). A partir desses dados, foi possível a realização do dimensionamento tanto da estrutura do equipamento, quanto do motor responsável pelo movimento vibratório da plataforma.

3.2 Materiais Utilizados

- Estrutura da Plataforma
- Motovibrador
- Molas
- Mancal de Rolamentos
- Eixo
- Volante de Inércia
- Cinto
- Amortecedores de Vibração
- Inversor de Frequência

3.3 Dimensionamento dos Materiais Utilizados

3.3.1 Estrutura da Plataforma

Para a confecção da estrutura da base móvel inferior e base fixa da plataforma, foram utilizados tubos de aço do tipo metalon de seção quadrada com dimensões de 40 mm x 40 mm x 2 mm. O Metalon apresenta como características, boa resistência mecânica, resistência à oxidação e baixo custo, pois são feitos com aço carbono. Esses tubos são muito utilizados onde se necessita de alta resistência a esforços mecânicos, e estão presentes em diversos equipamentos para a área de fitness. Na base móvel superior da plataforma foi utilizada uma chapa de aço carbono com espessura de 3 mm (NORTON, 2013; TUBONASA, 2015).

3.3.2 Motovibrador

A escolha do motovibrador foi feita de maneira que esse atendesse as especificações que constam no dimensionamento do protótipo, levando em consideração o peso do equipamento e também o peso médio de uma pessoa que estiver utilizando a plataforma, vibrando com amplitude, frequência e torque, suficientes para atingir os requisitos especificados.

O motovibrador escolhido foi o modelo MVL MR33-200/18, com grau de proteção IP – 66 (Conforme ABNT), sendo totalmente protegido contra poeiras e jatos de água em todas as direções e cujos dados técnicos estão descritos no Quadro 3 (MVL, 2017). A Figura 14 mostra o aspecto físico desse motovibrador.

Quadro 3: Dados técnicos do motovibrador

Dados Técnicos									
Modelo	Potência	Torque	Rotação	Peso	Corrente (A)			Impacto	Frequência
MR33	CV	Cm.Kg	RPM	Kg	220V	380V	440V	Kg	Hz
	0,25	10,83	1800	11,80	1.00	0.57	0.5	196	60

Fonte: Adaptado MVL Vibradores (2017)

Figura 14: Motovibrador IP – 66



Fonte: MVL Vibradores (2017)

3.3.3 Molas

Para o apoio da plataforma superior, foram utilizadas quatro molas helicoidais em paralelo. Para isso foi adquirido quatro unidades de amortecedores de vibração, com frequência natural de 5 Hz, modelo AME-5-121 (VIBRANIHIL, 2017). Na Figura 15 podemos ver a mola utilizada e também o número de espiras que ela possui.

Figura 15: Molas AME-5-121



Fonte: O Autor (2017)

As molas são feitas de aço SAE 1080, com módulo de elasticidade transversal (G) de 80 GPa. O número de espiras ativas (N_a) é 4, diâmetro externo (D) igual a 70 mm e diâmetro do fio (d) é de 9,1 mm. Com estes dados é possível obter o valor da constante de mola (k), de acordo com a Equação (24).

$$k = \frac{d^4 G}{8D^3 N_a} \quad (24)$$

Quando várias molas são combinadas, o tipo de combinação série ou paralelo deve ser levado em consideração pois a constante de mola resultante depende do tipo de arranjo das molas. Como são utilizadas 4 molas em paralelo é necessário calcular o K_{total} dado pela Equação (25). Com molas em paralelo, a força total é dividida individualmente entre as molas e todas possuem a mesma deflexão (DA SILVA & BECK, 2012; KELLY, 2011; NORTON, 2013).

$$K_{total} = \sum_{i=1}^n K_i \quad (25)$$

3.3.4 Mancais de Rolamentos

Para acoplar o *flywheel* na plataforma, foram utilizados dois mancais de rolamento do tipo unidade de blocos de almofada, os quais podem ser vistos na Figura 16. Estes blocos empacotam mancais de esferas padronizados em uma estrutura de ferro fundido facilitando a fixação dos mancais a superfície, dando robustez ao projeto e atendendo os requisitos já mencionados.

Os mancais de elementos rolantes possuem uma série de vantagens mecânicas tais como:

- Pode resistir a cargas combinadas (radiais e axiais);
- Possui baixo atrito na partida e durante a operação;
- Não apresenta instabilidades auto excitadas;
- Apresenta pouco atrito mesmo em baixas temperaturas;
- Permite que o lubrificante seja selado dentro do mancal e ser “lubrificado por toda sua vida útil” (NORTON, 2013).

Figura 16: Mancal de unidade de bloco do tipo almofada



Fonte: O Autor (2017)

3.3.5 Eixo

O eixo é um componente muito importante para o protótipo. Caso o eixo seja estacionário (não rotativo) movimentado através de mancais, que é o caso desse protótipo, o seu dimensionamento baseia-se na teoria de vigas, de Resistência dos Materiais, levando em consideração sua deflexão (NORTON, 2013).

De acordo com a Resistência dos Materiais, a deformação no ponto central da viga bi apoiada é dada pela Equação (26), onde (f) é a força axial, (l) é o comprimento do eixo, (E) é o módulo de Young do material e (I) é o momento de inércia de área (DA SILVA & BECK, 2012).

$$x = \frac{fl^3}{48EI} \quad (26)$$

O módulo de elasticidade (módulo de Young) longitudinal (E) do aço é de $2,07 \times 10^{11}$ N/m², sendo que o eixo é feito de aço SAE 1045, comprimento de 44 cm e diâmetro de 25 mm.

O eixo possui seção circular maciça, sendo que o momento de inércia de um elemento circular é dado pela Equação (27). (HIBBELER, 2010).

$$I_x = I_y = \frac{1}{4} \pi r^4 \quad (27)$$

Com esses dados, foi possível calcular a deflexão no eixo para a força máxima aplicada, através da Equação (26). A deflexão calculada foi de aproximadamente 2 mm, o que corresponde a uma mínima deflexão no eixo, estando de acordo com o projeto.

3.3.6 Volante de Inércia

O volante de inércia (*Flywheel*) é um dispositivo usado para armazenar ou transferir momento angular. Nesse caso, foi utilizado um volante simples, formado por um disco cilíndrico de material sólido (NORTON, 2013).

Para realizar os exercícios físicos listados nos Quadros 1 e 2, o catálogo de um fabricante oferece discos com momentos de inércia na faixa de 0,025 Kgm² a 0,2 Kgm² (EXXENTRIC, 2015). Esses parâmetros foram utilizados no dimensionamento do volante, sabendo-se que o momento de inércia da massa de um disco circular sólido ao redor de seu eixo de rotação é dado pela Equação (28) (HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2007; NORTON, 2013).

$$I = \frac{mr^2}{2} \quad (28)$$

Para dimensionamento do volante (Figura 17), foi necessário escolher o seu diâmetro sendo definido um volante com 30 cm, como foi determinada a faixa de valores com momentos de inércia, pode-se calcular a massa do volante, de acordo com a Equação (28). Foi utilizado um valor três vezes maior que o menor valor de inércia indicado pelo fabricante, assim tem-se um disco que possui momento de inércia de $0,075 \text{ Kgm}^2$.

Foi importante a escolha do material a ser utilizado para a confecção do volante. Através da Equação (29), pode-se realizar o cálculo para a escolha do material, sendo que o valor escolhido para seu raio (r) é de 15 cm, a massa (m) calculada é de 6,66 Kg. Também, fez-se necessário a escolha da espessura (e) que neste caso foi de 30 mm.

$$m = \pi r^2 e \rho \quad (29)$$

Através da Equação (29), obteve-se o valor da densidade do material (ρ) de aproximadamente 3 g/cm^3 . Consultando uma tabela que contém informações sobre as propriedades dos materiais, tais como a densidade, encontramos o alumínio que possui uma densidade (ρ) $\approx 2,7 \text{ g/cm}^3$, estando de acordo com a necessidade do projeto.

Figura 17: Disco de Alumínio (Volante de inércia)



Fonte: O Autor (2017)

Para atender a faixa de momentos de inércia variando de $0,1 \text{ Kgm}^2$ a $0,2 \text{ Kgm}^2$, podem ser colocadas no volante massas simetricamente distribuídas.

3.3.7 Cinto

O cinto fixado ao eixo deve ser resistente para suportar os esforços durante o uso do equipamento. Para isso foi utilizado fita de poliéster, com largura de 2,5 cm.

3.3.8 Amortecedores de Vibração

Deve-se também levar em consideração que a vibração é transferida para estrutura da plataforma fixa, ocasionando deslocamento do equipamento em contato com o solo. Para que esse tipo de movimento indesejado seja evitado, foi necessário utilizar como apoio, quatro amortecedores de vibração, a Figura 18 apresenta as especificações do amortecedor.

Figura 18: Amortecedor de vibração escolhido.



	Tradicional	Mini
Carga Estática Kgf		200 a 500
Carga Dinâmica Kgf		500 a 2.000
Diâmetro (D) mm		90
**Parafuso (d)		3/8" 1/2" 5/8"
Altura Regulável (H) mm		40~50

Fonte: Adaptado VIBRA-STOP (2016)

3.3.9 Inversor de Frequência

Para o acionamento do motor foi utilizado um inversor de frequência o qual deve atender os requisitos do motovibrador. O dimensionamento deve ser feito em função da potência nominal do motor utilizado. Para isso é importante conhecer a faixa de potência do inversor, de acordo com os dados técnicos do motor que neste caso é:

Potência do Motor: 0.246 HP = 183,874 W

$F_p = 0,8$

Neste caso a corrente do Inversor (CI) é dada pela Equação (30). (FRANCHI, 2011).

$$CI = \frac{P}{V \cos \phi} \quad (30)$$

Assim a corrente do inversor de frequência deverá trabalhar em uma faixa que abrange de 0,5A à 1,1A. Com isso foi utilizado o Inversor de Frequência WEG modelo CFW08. A Figura 19 mostra o inversor utilizado no projeto.

Figura 19: Inversor de frequência WEG – CFW08



Fonte: WEG (2017)

3.4 Cálculo das Forças Exercidas Utilizando o Volante de Inércia

O Torque pode ser descrito como a ação de girar ou torcer de uma força F . O torque em torno de um eixo é calculado multiplicando esta força (F) pela distância (r) entre a linha da força e o eixo como apresenta a Equação (31).

$$\tau = rF \quad (31)$$

A segunda lei de Newton para rotação também mostra que o torque resultante associado às forças externas que atuam sobre um corpo rígido é igual ao produto do momento de inércia desse corpo pela sua aceleração angular. Isso é feito por analogia a segunda lei de Newton ($F = ma$), para aceleração a de um corpo de massa m produzida por uma força resultante F ao longo de um eixo. Substituímos F por τ (torque), m por I (momento de inércia), a por α (aceleração angular), e tem-se a Equação (32) (HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2007).

$$\tau = I\alpha \quad (32)$$

Uma força produz uma aceleração a_{CM} do centro de massa na direção de movimento. Se essa força agir sobre uma roda, fazendo aumentar ou diminuir sua velocidade, ela faz também com que a roda gire mais depressa ou mais devagar o que significa que ela causa uma aceleração angular α , como apresentado na Equação (33) (HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2007).

$$a_{CM} = \alpha r \quad (33)$$

Uma vez que o torque e a aceleração angular estão associados ao eixo e o momento de inércia, ao disco, utilizando as Equações (28), (31), (32) e (33), é possível calcular a força exercida, para o volante do protótipo que possui momento de inércia de $0,075 \text{ Kgm}^2$, conforme apresentado na Tabela 2.

Tabela 2: Cálculo das forças exercidas de acordo com aceleração

Aceleração (m/s^2)	Força (N)
1	479
2	959
3	1438
4	1918
5	2397
6	2877
7	3356
8	3836
9	4315
10	4795

Fonte: O Autor (2017)

3.5 Método do Dimensionamento da Plataforma

Para o dimensionamento da plataforma vibratória, foram utilizadas faixas de amplitude, frequência e aceleração consideradas seguras e eficientes.

O equipamento possui uma excitação externa que atua diretamente sobre o sistema, fornecendo a energia mecânica para manter o seu movimento. Assim o cálculo de sua estrutura pode ser realizado de acordo com a Equação (3).

Alguns cálculos são necessários, tais como, a força que age sobre a estrutura, a frequência natural, a aceleração gravitacional e a relação de frequência do protótipo.

A massa (m) do protótipo é de 59 kg e foi adquirida por meio de uma balança digital de bancada Toledo - Modelo 2098, tendo-se colocado uma massa de 52kg em cima do equipamento, assim a massa total será de 109kg, o deslocamento (X) foi medido experimentalmente. A frequência (f) é controlada pelo inversor podendo ser escolhida de acordo com a necessidade (entre 0Hz e 70Hz). Sabendo que a plataforma possui 4 molas em paralelo e sua constante k é de 199927N/m. Desconsiderando o fator de amortecimento (c), para o cálculo da força (F_o) temos a Equação (34).

$$F_o = X\sqrt{(k - mw^2)^2} \quad (34)$$

É importante determinar a frequência natural do equipamento para fins de segurança, devido a existência do fenômeno de ressonância, admitindo que a rotação máxima do motor é de 1800 RPM, sua frequência da excitação (w) é igual a 188,5 rad/s.

A frequência natural do sistema é dada pela Equação (5). A relação de frequências (r), isto é, a relação entre a frequência da excitação (w) que é obtida a partir da velocidade de rotação do motor e a frequência natural (w_n) do sistema, a qual deve ser calculada de acordo com a Equação (8), pois existirá um caso crítico do sistema onde $r = 1$.

Os resultados calculados são, $w_n = 42,43\text{rad/s}$ e $r = 4,44$, ou seja, não há risco de ressonância, pois $r > 1$.

De acordo com a Equação (35), é possível obter a aceleração (m/s^2) e com a Equação 3, obtemos a aceleração em (g).

$$A = (2\pi f)^2 X \quad (35)$$

A Tabela 3 mostra o cálculo da força que atua somente na estrutura F_o (N), a partir dos dados experimentais de frequência e amplitude:

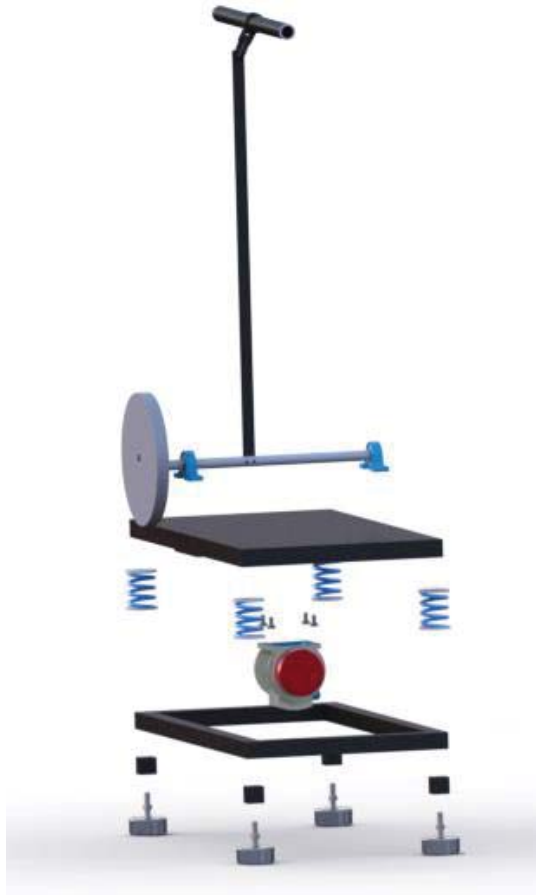
Tabela 3: Valores da força (F_o) conforme variação de frequência e amplitude.

Frequência (Hz)	X (mm)	F_o (N)
15	0,01	3,24
20	0,17	124,39
25	0,05	62,79
30	1	1896,36
35	0,9	2388

Fonte: O Autor (2017)

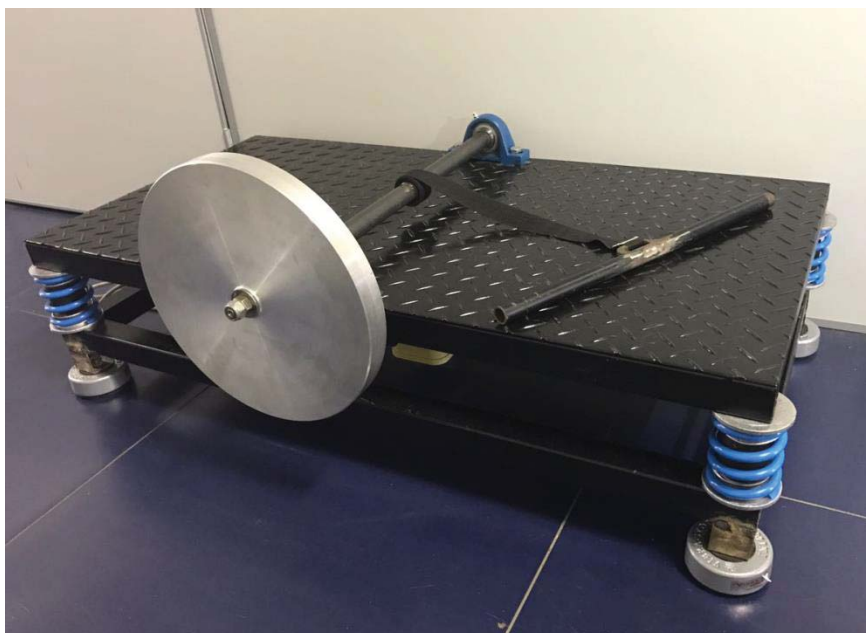
A Figura 20 apresenta uma vista explodida da PV²I, onde é possível observar todos os elementos necessários para a construção do protótipo, e suas disposições. Na Figura 21 tem-se o protótipo construído.

Figura 20: Vista Explodida do Projeto da PV²I



Fonte: O Autor (2015)

Figura 21: Plataforma construída deste projeto.



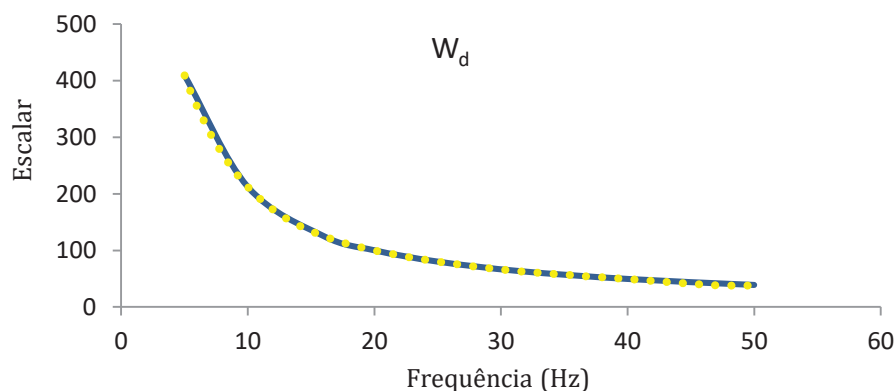
Fonte: O Autor (2017)

3.6 Metodologia de Cálculo da Aceleração

Este tópico descreve o programa escrito em linguagem C utilizado para o cálculo da aceleração aplicada a cada um dos eixos da plataforma e determinar se os limites aceitáveis pela norma estão sendo cumpridos de modo a garantir o uso seguro da plataforma vibratória. O procedimento de cálculo inicia com a busca dos dados obtidos com a placa de aquisição de dados do acelerômetro. Um conjunto de três vetores (dos eixos x, y e z) é enviado por uma conexão Bluetooth até um aplicativo de *SmartPhone* fornecido pela *ST Microelectronics*. Estes dados são então enviados a um computador e salvos em um arquivo em formato CSV. Uma nova versão deste programa irá capturar diretamente os dados enviados do acelerômetro pelo computador. No momento aguarda-se a documentação do formato do arquivo manipulado pelo aplicativo do *SmartPhone*.

Os valores fornecidos pelo acelerômetro ($\vec{A}_{xg}, \vec{A}_{yg}, \vec{A}_{zg}$) são dados em miligés ($\text{mg} = 9,8 \cdot 10^{-3} \text{m/s}^2$). Então, inicialmente é necessário fazer a conversão da aceleração nos eixos x, y e z para o SI (m/s^2). O programa então utiliza os dados convertidos ($\vec{A}_x, \vec{A}_y, \vec{A}_z$) para determinar o valor RMS da aceleração (A_{xR}, A_{yR}, A_{zR}) em cada um dos eixos. A norma diz que cada um destes escalares (o valor RMS de cada eixo) devem ser ponderados por um peso (W_d ou W_k) cujos valores, função da frequência das vibrações aplicadas na plataforma, encontram-se tabelados na norma. Como estes valores são discretos, uma função de interpolação utilizando um polinômio do sexto grau foi utilizada para obter o valor destes pesos para qualquer valor de frequência dentro do intervalo de frequência definido. As funções destes pesos (W_d e W_k) podem ser vistas na Figura 22 e Figura 23 respectivamente.

Figura 22: Função peso W_d interpolada entre 5Hz e 50 Hz.



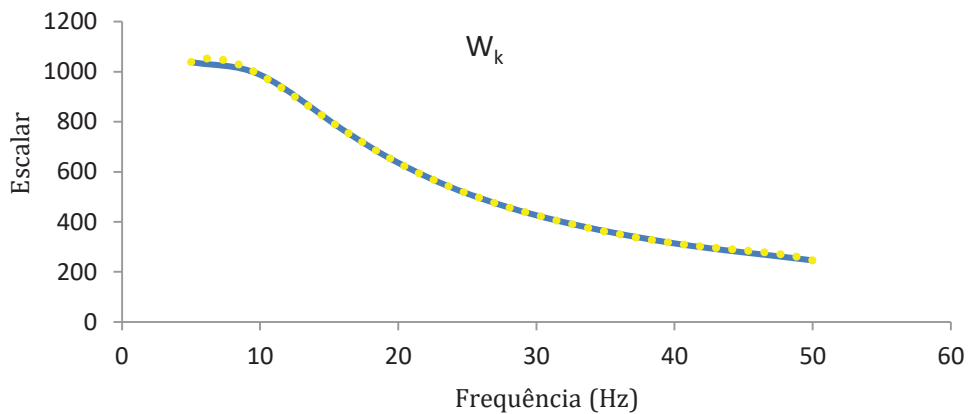
Fonte: O Autor (2017)

A curva em linha contínua representa os pontos W_d constantes na norma e a curva em linha pontilhada representa a interpolação destes pontos utilizando um polinômio do sexto grau (função da frequência f), cuja equação (36) é apresentada a seguir:

$$W_d(f) = 7 \cdot 10^{-7} f^6 - 0,0001 f^5 + 0,0109 f^4 - 0,452 f^3 + 10,536 f^2 - 136,3 f + 877,19 \quad (36)$$

Obs.: A ordem do polinômio foi escolhida para obter a melhor aproximação da função descrita na norma com o polinômio. Com isto é possível utilizar diferentes valores de frequência que não constam na norma, mas, que são possíveis de serem gerados pela plataforma.

Figura 23: Função peso W_k interpolada entre 5Hz e 50 Hz.



Fonte: O Autor (2017)

A linha contínua representa os pontos W_k constantes na norma e a curva pontilhada representa a interpolação destes pontos utilizando um polinômio do sexto grau (função da frequência f), cuja Equação (37) é apresentada a seguir:

$$W_k(f) = -2 \cdot 10^{-6} f^6 + 0,0004 f^5 - 0,0304 f^4 + 1,1425 f^3 - 22,116 f^2 + 171,05 f + 611,57 \quad (37)$$

Obs.: Os dados de aceleração ponderada (A_{xp}, A_{yp}, A_{zp}) podem ser então calculados. Os eixos x e y são ponderados por W_d e o eixo z por W_k . Segundo a norma, W_d e W_k estão na tabela multiplicados por um fator x1000. Logo no cálculo, os valores ponderados devem ser divididos por este mesmo valor.

Uma vez os valores RMS da aceleração aplicada a cada eixo (x, y e z) terem sido ponderados pelos pesos W_d e W_k , uma aceleração média é obtida através da seguinte expressão (38).

$$A_v = \sqrt{1.96A_{xp}^2 + 1.96A_{yp}^2 + A_{zp}^2} \quad (38)$$

De posse da aceleração média (A_v) é possível obter $A_{max}(T)$ que pode ser entendido como a aceleração pelo qual o sujeito é submetido quando uma aceleração média é aplicada por T minutos, quando intercalada a aplicação da terapia em intervalos de 8 horas (39).

$$A_{max}(T) = A_v \sqrt{\frac{T}{480}} \quad (39)$$

Da mesma forma, dada a aceleração média (A_v) é possível determinar os tempos $T_{sup}(T)$ e $T_{inf}(T)$, que representam os limites que definem o tempo máximo e mínimo de exposição dentro de uma zona de operação segura. Estes tempos são dados pelas Equações (40) e (41).

$$T_{sup} = 10\left(\frac{6}{A_v}\right)^2 \quad (40)$$

$$T_{inf} = 10\left(\frac{3}{A_v}\right)^2 \quad (41)$$

Segundo a norma, para determinar a aceleração absorvida (A_w) em um determinado treino para várias frequências e diferentes tempos de exposição é dado pela Equação (42), como:

$$A_w = \sqrt{\frac{\sum_n A_v^2 T_n}{\sum_n T_n}} \quad (42)$$

O programa desenvolvido está inserido no anexo A. Como descrito anteriormente, esta versão do programa utiliza os dados do acelerômetro já disponíveis em arquivo. Um módulo para recepção dos dados direto da porta Bluetooth está sendo desenvolvido.

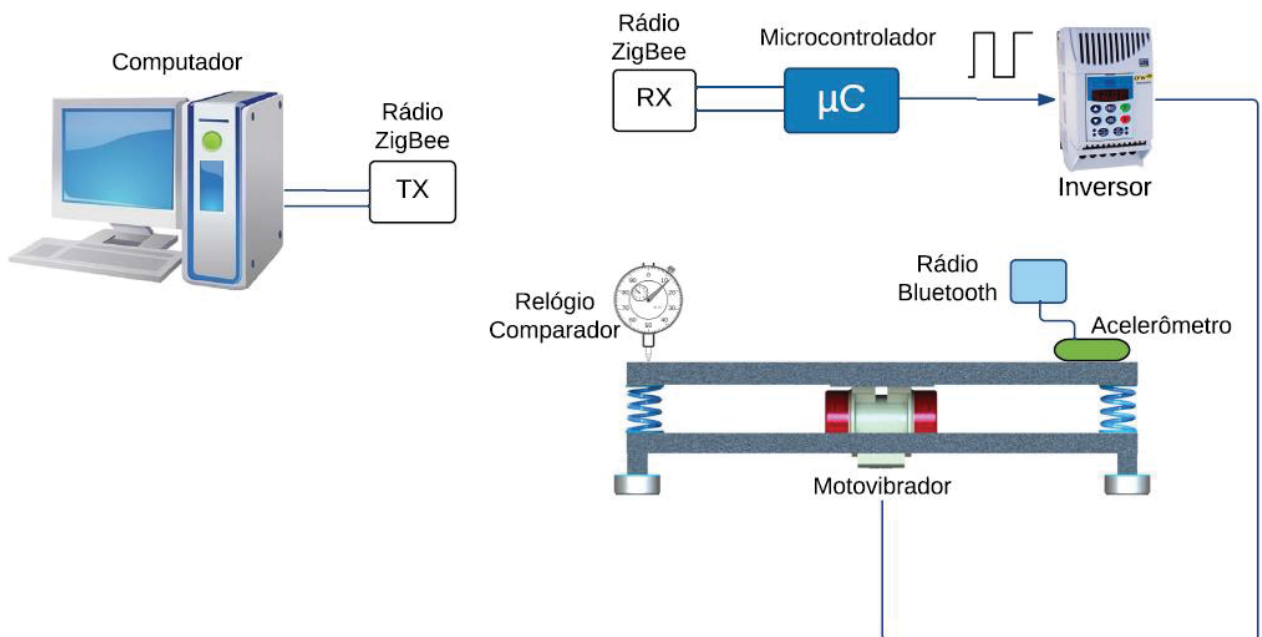
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Medições dos Parâmetros da Plataforma

A plataforma foi construída e avaliada com os parâmetros necessários para que se possa na sequência realizar testes com humanos, sendo assim optou-se por construir uma plataforma totalmente instrumentada, pronta para que quando haja permissão de realizar experimentos com humanos a mesma sirva como um instrumento pronto para a captura de dados, para a sua interpretação. Para tanto foram acrescentados a plataforma instrumentos para a medição de variáveis como amplitude do deslocamento (mm) através de um relógio comparador e aceleração (m/s^2) através de um acelerômetro.

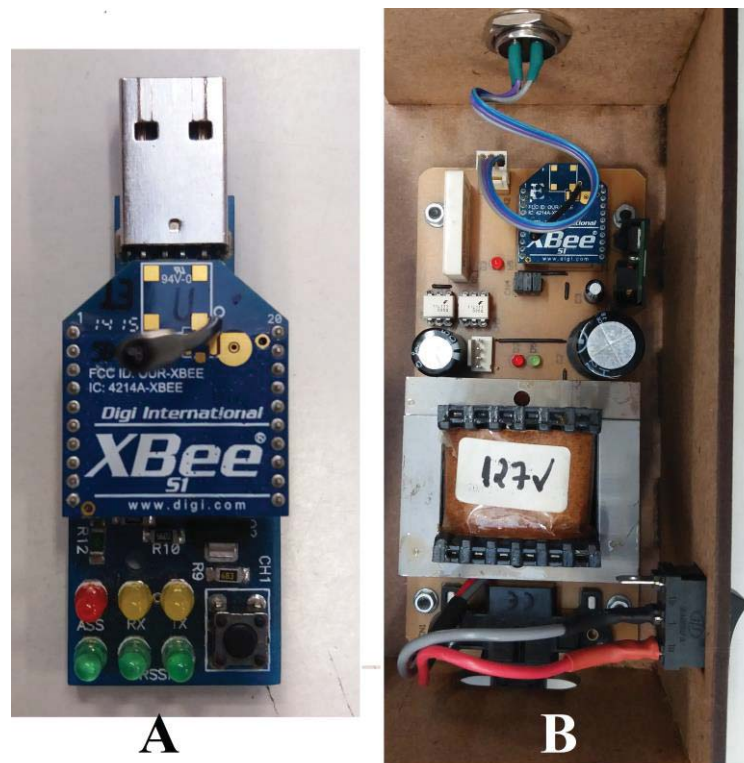
Para ajustar a frequência da vibração aplicada a plataforma foi utilizado um inversor de frequência WEG modelo CFW08, o qual vai acionar um motovibrador. A Figura 24 mostra a ideia desse sistema, onde a plataforma de vibração é um de seus elementos constituinte.

Figura 24: Esquemático do sistema



O conjunto formado pelo computador rádio ZigBee e microcontrolador implementa uma conexão entre o computador e o inversor de frequência, permitindo com facilidade fazer o ajuste de frequência desejada, bem como ligar ou desligar a plataforma. A Figura 25 mostra a construção desse conjunto.

Figura 25: (A) Rádio; (B) Placa com microcontrolador e rádio



Fonte: O Autor (2017)

A Figura 26 mostra o inversor de frequência utilizado para o controle da plataforma.

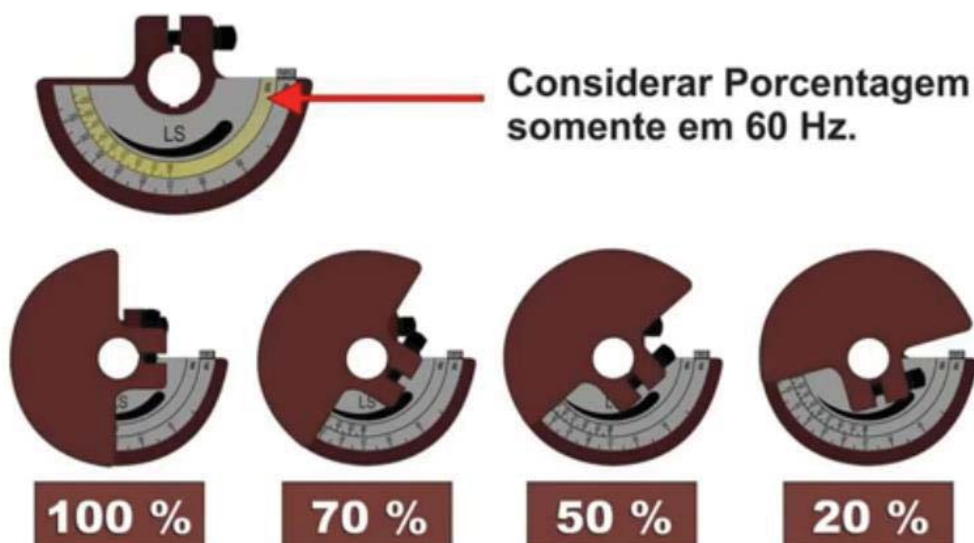
Figura 26: Inversor de frequência WEG – CFW08



Fonte: O Autor (2017)

Para iniciar as medições foi necessário a escolha da intensidade de vibração do motovibrador. Esse ajuste é feito regulando os contrapesos excêntricos das duas extremidades do motor, pois a vibração é produzida por meio desses pesos fixados nas extremidades do eixo do motor, conforme mostra a Figura 27.

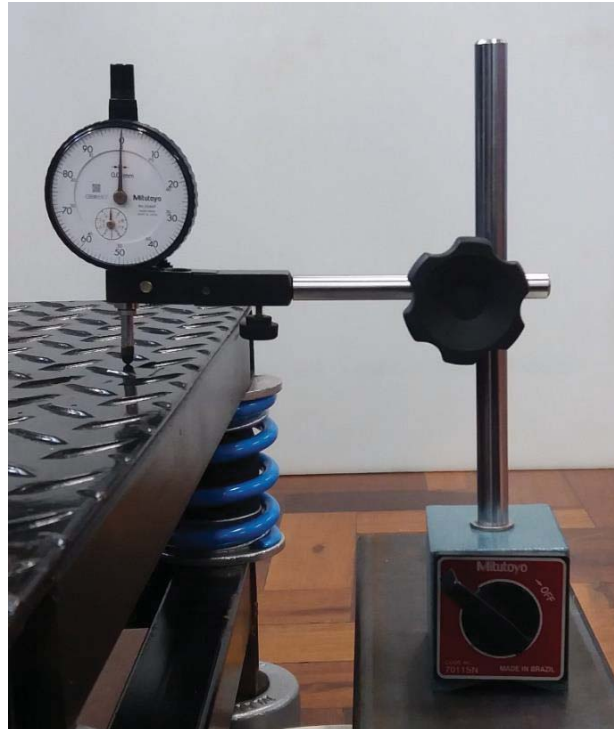
Figura 27: Exemplos de regulagem dos contrapesos do motovibrador de acordo com a intensidade de vibração desejada



Fonte: MVL Vibradores (2017)

As medidas da amplitude da plataforma foram feitas com o uso de um relógio comparador Mitutoyo 10mm resolução 0,01mm - Modelo 2046 F, conforme ilustra a Figura 28.

Figura 28: Montagem do relógio comparador



Fonte: O Autor (2017)

Foram realizadas dez medições da amplitude de pico, para cada valor de frequência escolhida. A Tabela 4 apresenta a média dessas dez medições e seu desvio padrão em função da frequência aplicada a plataforma, sem carga e o motovibrador funcionando com intensidade de vibração mínima, conforme apresentado na Figura 29.

Figura 29: Motovibrador regulado para mínima intensidade de vibração



Fonte: O Autor (2017)

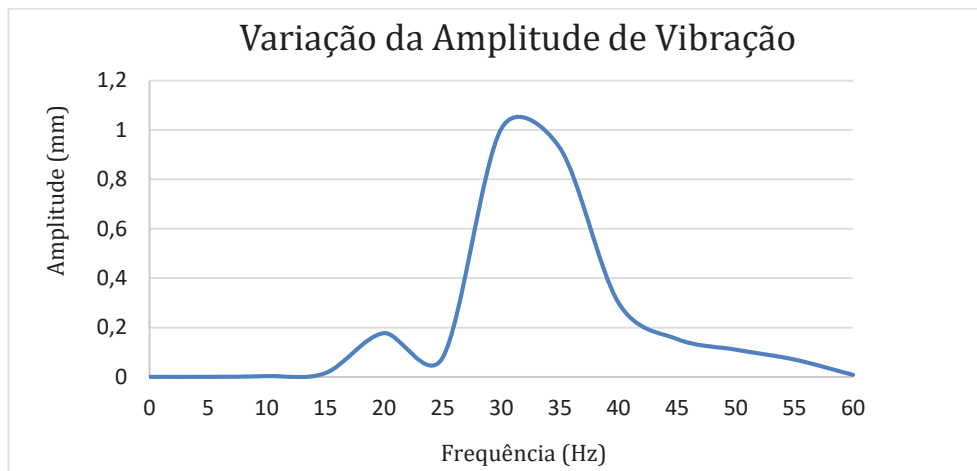
A Figura 30 apresenta um gráfico com o comportamento do sistema, em função da frequência e amplitude de deslocamento da plataforma. Esse ensaio foi feito sem carga, variando-se a frequência entre 5Hz e 60Hz em passos de 5Hz.

Tabela 4: Média das medições de amplitude e seu desvio padrão em função da frequência aplicada a plataforma

Frequência (Hz)	\bar{X} (mm)	Desvio Padrão
5	0	0
10	0,003	0,004
15	0,015	0,012
20	0,177	0,043
25	0,077	0,036
30	1,004	0,082
35	0,927	0,075
40	0,3	0,094
45	0,153	0,042
50	0,11	0,033
55	0,07	0,031
60	0,008	0,005

Fonte: O Autor (2017)

Figura 30: Curva de variação da amplitude pela frequência da plataforma sem carga.



Fonte: O Autor (2017)

Assim foi possível notar que frequência e a amplitude estão relacionadas, pois quando alteramos a frequência a amplitude também se altera. O gráfico mostra o comportamento do protótipo sem carga, podemos observar que na frequência de 30 Hz a amplitude atingiu seu valor máximo.

Para medir a aceleração do sistema, foi utilizado o módulo LSM6DS3 o qual pode ser visto na Figura 31, esse módulo é composto por dois sensores um acelerômetro digital e um giroscópio digital 3D. O acelerômetro é triaxial, ou seja, é capaz de realizar a medição da vibração em três eixos: x , y e z . Esse sensor possui fundo de escala de $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ e $\pm 16g$ (STMICROELECTRONICS, 2017).

A conexão desse acelerômetro é feita por Bluetooth e os dados são capturados em celular tipo smartphone, através de um aplicativo fornecido pela ST para plataforma Android e iPhone. Uma vez capturado o sinal medido o mesmo é enviado pelo aplicativo na forma de uma planilha de dados que pode ser lida por programas com o Excel, pois a saída está em formato CVS (texto).

Figura 31: Módulo LSM6DS3 utilizado para medição de aceleração.



Fonte: O Autor (2017)

As acelerações devem ser expressas com o valor RMS ou valor eficaz, pois é a medida mais importante, por levar em consideração o histórico no tempo da onda e com isso obtendo a média da energia contida no movimento vibratório (VENDRAME, 2007).

O Quadro 4 mostra as medidas de aceleração para cada eixo, variando-se a frequência entre 5Hz e 60Hz em passos de 5Hz

Quadro 4: Valores da aceleração eficaz (RMS) de cada eixo de acordo com a frequência

Frequência (Hz)	Aceleração x (m/s ²)	Aceleração y (m/s ²)	Aceleração z (m/s ²)
5	0,519	0,088	9,653
10	0,519	0,088	9,653
15	0,529	0,098	9,653
20	0,588	0,098	9,653
25	1,334	0,686	9,653
30	0,902	0,255	9,653
35	0,833	0,235	9,81
40	0,735	0,166	9,957
45	0,735	0,206	10,104
50	1,726	0,412	9,937
55	1,667	0,412	9,937
60	0,180	0,062	0,997

Fonte: O Autor (2017)

Foram adquiridas 10 medidas de amplitude de pico com carga de 52 Kg sobre a plataforma, as frequências utilizadas para adquirir essas medidas foram 15, 20, 25, 30 e 35 Hz. A Figura 32 mostra como foi disposta a carga sobre a plataforma.

Figura 32: Teste da plataforma com carga de 52 Kg



Fonte: O Autor (2017)

A Tabela 5 apresenta a amplitude medida de acordo com a variação de frequências com o motovibrador regulado a 10% da intensidade de vibração e na Tabela 6 é apresentada as medidas feitas com o motovibrador regulado a 20% da intensidade.

Tabela 5: Valores de amplitude conforme a variação da frequência (motor em 10%)

Frequência (Hz)	\bar{X} (mm)	Desvio Padrão
15	0,044	0,006
20	0,12	0,006
25	0,139	0,009
30	0,092	0,007
35	0,165	0,011

Fonte: O Autor (2017)

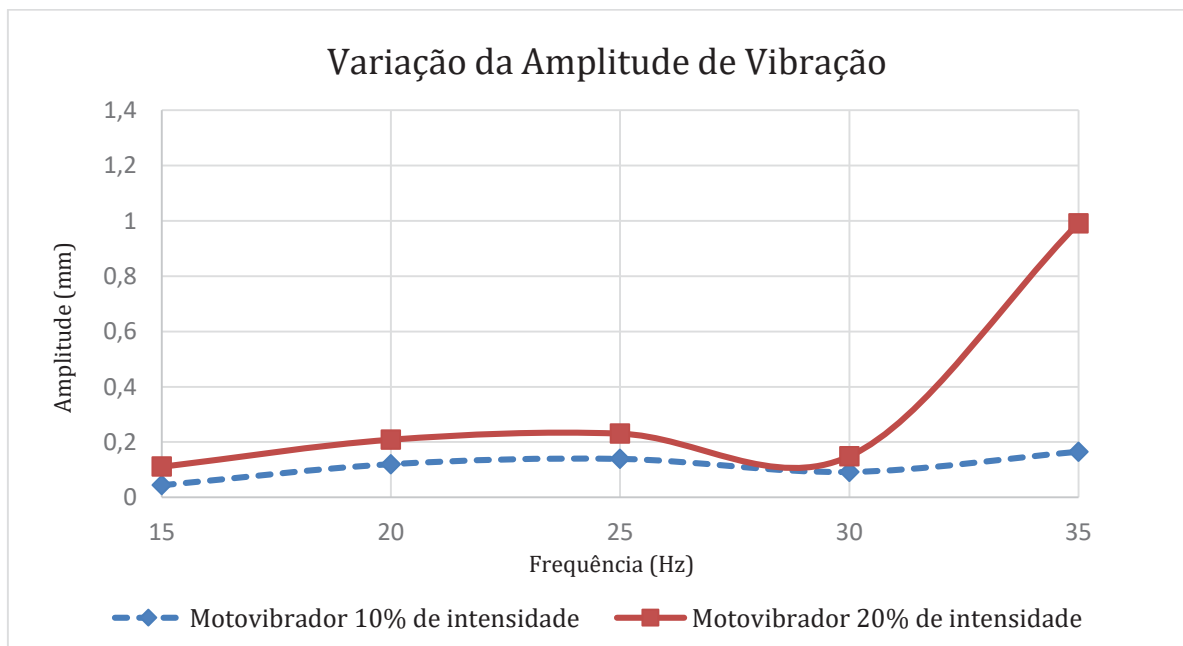
Tabela 6: Valores de amplitude conforme a variação da frequência (motor em 20%)

Frequência (Hz)	\bar{X} (mm)	Desvio Padrão
15	0,111	0,009
20	0,209	0,013
25	0,231	0,019
30	0,149	0,016
35	0,993	0,007

Fonte: O Autor (2017)

Na Figura 33 podemos ver as curvas de variação da amplitude de vibração de acordo com a mudança de frequência e o comparativo das curvas de acordo com a intensidade do motovibrador.

Figura 33: Curva de variação da amplitude pela frequência da plataforma com carga de 52Kg

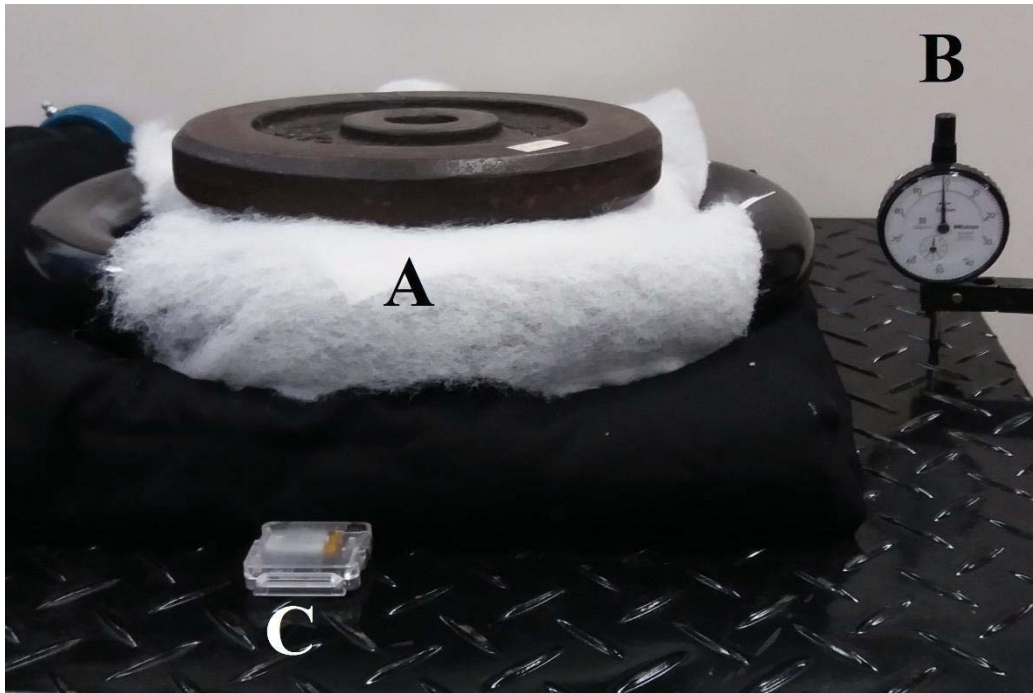


Fonte: O Autor (2017)

Foi realizada a mesma medição, porém com o motovibrador regulado a 30% e 40% da intensidade de vibração, porém com essas intensidades foi necessário colocar um tecido dobrado sobre a plataforma e então colocadas as massas sobre o tecido, pois com uma maior intensidade de vibração notamos o deslocamento das massas sobre a plataforma, e utilizando o tecido como amortecedor não ocorre esse deslocamento indesejado. A Figura 34 mostra a montagem do experimento

A massa do tecido é de 3Kg assim a carga de ensaio passou a ser de 55 Kg. Foram também adquiridas 10 medidas de amplitude de pico. As frequências utilizadas para adquirir essas medidas foram 15, 20, 25 e 30 e 35Hz.

Figura 34: Teste da plataforma com carga de 55 Kg A: Massas sobre a plataforma; B: Relógio comparador; C: Acelerômetro.



Fonte: O Autor (2017)

Na Tabela 7 podemos ver a amplitude medida de acordo com a variação de frequências com o motovibrador regulado a 30% da intensidade de vibração e na Tabela 8 com o motovibrador a 40% da intensidade.

Tabela 7: Valores de amplitude conforme a variação da frequência (motor em 30%)

Frequência (Hz)	\bar{X} (mm)	Desvio Padrão
15	0,336	0,021
20	1,18	0,087
25	0,215	0,010
30	0,332	0,016
35	0,097	0,006

Fonte: O Autor (2017)

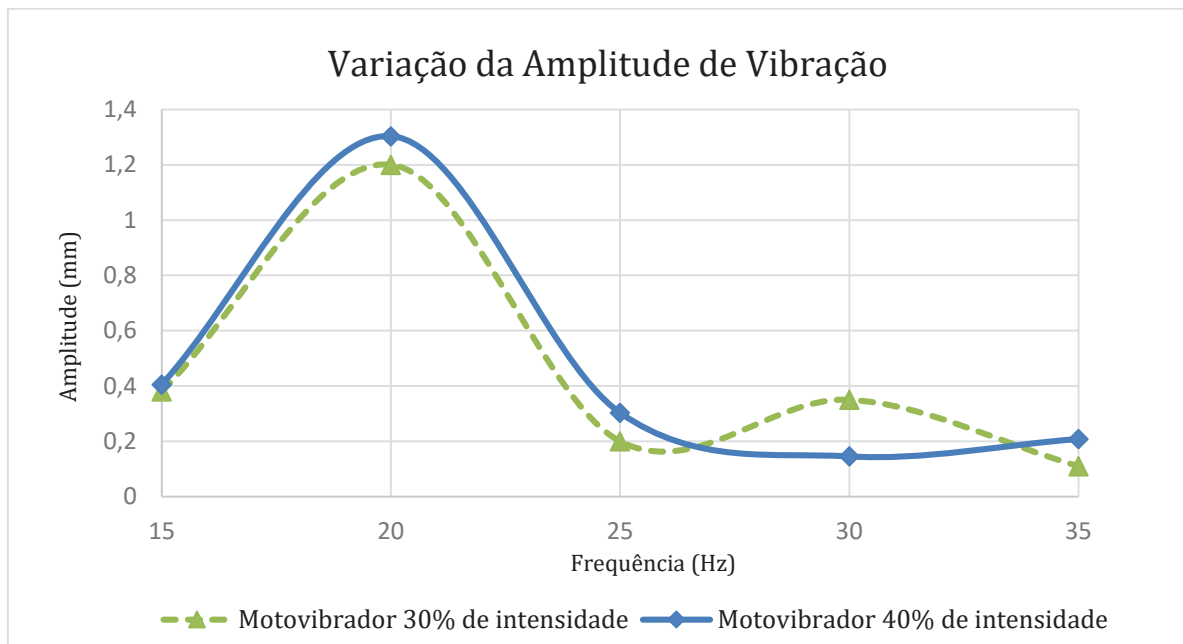
Tabela 8: Valores de amplitude conforme a variação da frequência (motor em 40%)

Frequência (Hz)	\bar{X} (mm)	Desvio Padrão
15	0,405	0,009
20	1,303	0,011
25	0,303	0,006
30	0,145	0,005
35	0,208	0,007

Fonte: O Autor (2017)

Na Figura 35 podemos ver as curvas de variação da amplitude de vibração de acordo com a mudança de frequência e o comparativo das curvas de acordo com a intensidade de vibração do motovibrador. Percebe-se que a amplitude de pico deslocou de 30Hz para 20Hz em comparação com o ensaio feito sem carga.

Figura 35: Curva de variação da amplitude pela frequência da plataforma com carga de 55Kg



Fonte: O Autor (2017)

Através dos ensaios foi possível notar a variação da amplitude de deslocamento da plataforma de acordo com a frequência utilizada, os ensaios foram feitos utilizando as frequências de 15, 20, 25 e 30 e 35Hz, tal escolha foi feita tendo como base estudos que mostraram benefícios do treinamento (VCI) utilizando estímulos vibratórios nessa faixa de frequências, sugerindo que estas frequências são mais eficazes.

Segundo Bedient, et al. (2009) em seu estudo sobre a frequência e deslocamento da plataforma vibratória para maximizar a potência de saltos após a exposição a vibração de corpo todo, utilizaram protocolos de treinamento em frequências de 30, 35, 40, e 50Hz com deslocamentos de 2mm e 5mm, os resultados demonstraram a eficácia da frequência de 30Hz melhorando o desempenho de potência independentemente do deslocamento.

Estudos realizados por Cardinale e Lim (2003) com o objetivo de analisar as respostas eletromiográficas (EMG) do músculo vasto lateral a diferentes frequências 30, 40 e 50Hz do treinamento de vibração do corpo inteiro, encontraram a maior ativação muscular (EMG) em 30Hz, sugerindo esta frequência como a que provoca a maior resposta reflexa no músculo vasto lateral durante o treinamento de VCI.

Outro estudo teve como objetivo analisar a atividade dos músculos das pernas durante o treinamento de vibração de corpo inteiro (VCI). Os sujeitos realizaram exercícios de agachamento alto (HS), agachamento baixo (LS) e agachamento com uma perna (OL) sobre uma plataforma vibratória (Power Plate) com estímulo vibratório de 35 Hz. A atividade muscular foi registrada por meio da eletromiografia de superfície (EMG), os exercícios foram realizados com VCI e sem (grupo controle CO). A ativação muscular durante a VCI foi comparada com CO, e também verificada a ativação muscular durante as contrações voluntárias máximas isoladas (MVCs). A vibração de corpo inteiro resultou em uma média significativamente maior comparado com CO em todos os grupos musculares e em todos os exercícios, o aumento da atividade muscular causado pela VCI foi maior em OL comparado com HS e LS. Estes resultados indicam que o treinamento VCI a uma frequência de 35Hz, resultou em uma maior ativação dos músculos da perna e durante o treinamento a atividade dos músculos das pernas variou entre 12,6 e 82,4% dos valores de MVC (ROELANTS et al., 2006).

Segundo Iwamoto, et al. (2005) o treinamento de vibração de corpo inteiro usando uma plataforma vibratória (Galileo) na frequência de 20Hz pode aumentar o efeito do Alendronato de sódio (fármaco inibidor específico da reabsorção óssea) na densidade mineral óssea (DMO) e reduzir a dor crônica nas mulheres idosas com osteoporose.

O objetivo do estudo de Fjeldstad, et al. (2009), foi determinar os efeitos de 8 meses de treinamento de resistência com e sem vibração do corpo inteiro (VCI) na composição corporal em mulheres sedentárias pós-menopausa, cinquenta e cinco mulheres foram atribuídas a grupos de treinamento de resistência, treinamento de resistência e vibração utilizando plataforma vibratória na faixa de frequência de 15Hz a 40Hz e baixa amplitude (3mm) e sem realizar exercícios (grupo controle), o treinamento de resistência sozinho e associado com vibração de corpo inteiro resultou em mudanças positivas na composição corporal, aumentando

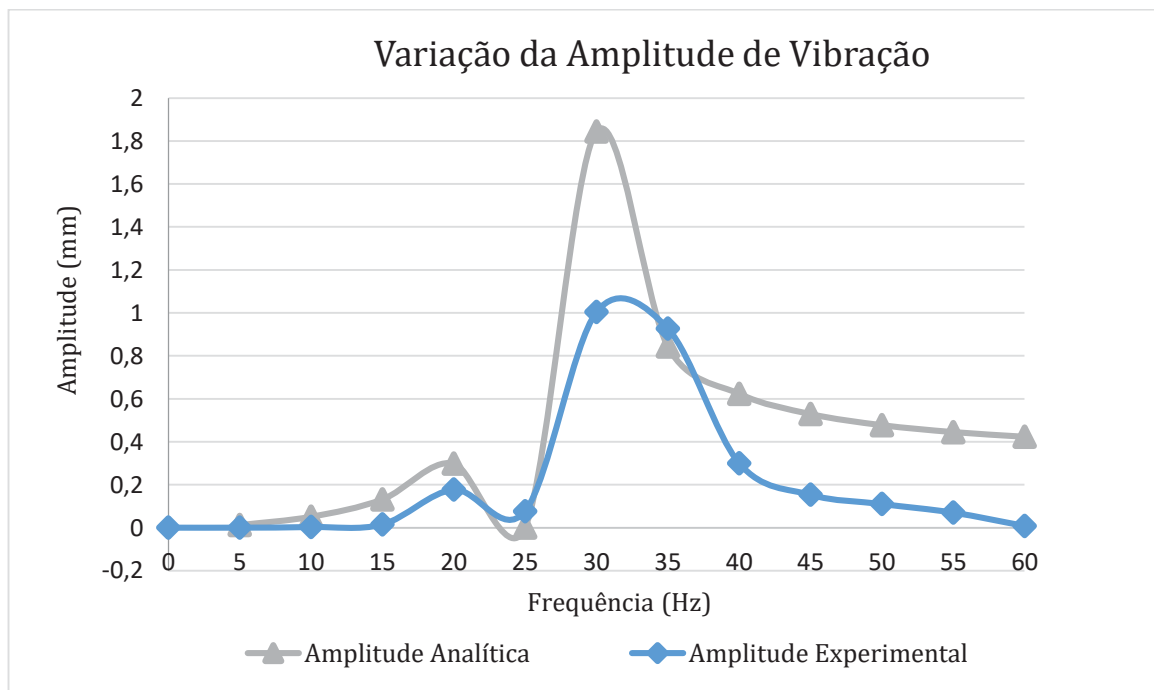
o tecido magro, no entanto, apenas a combinação de treinamento de resistência e VCI foi eficaz para diminuir a porcentagem de gordura corporal.

4.2 Avaliação Numérica dos Parâmetros de Medições da Plataforma

De acordo com a fundamentação teórica apresentada sobre a vibração harmônica forçada e o desbalanceado rotativo, utilizando a Equação (11) foi possível demonstrar numericamente a variação da amplitude de vibração conforme a frequência imposta na plataforma construída.

A Figura 36 mostra as curvas das amplitudes analítica e experimental, em função da frequência, onde foram utilizados os dados do ensaio do comportamento do sistema, ou seja, sem carga e o motovibrador funcionando com a mínima intensidade de vibração.

Figura 36: Curvas das amplitudes analítica e experimental em função da frequência



Fonte: O Autor (2017)

Analisando as amplitudes obtidas experimentalmente com as calculadas através deste modelo simplificado é possível observar que as curvas apresentadas na Figura 36 representam o mesmo comportamento do sistema, embora ocorram diferenças de amplitude, em razão do modelo ser uma aproximação do sistema real enquanto que as medições são reflexo deste sistema real.

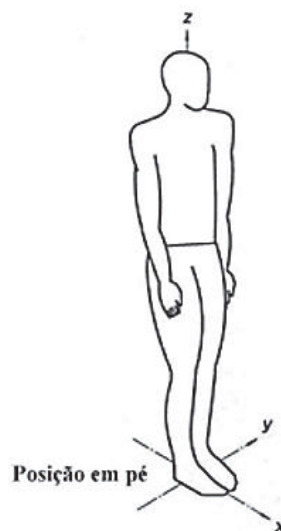
Pode-se observar que mesmo o modelo simulado não acompanhando exatamente as mesmas amplitudes medidas, o modelo foi capaz de sinalizar o decaimento da amplitude na região entre 20Hz e 25Hz conforme mostra as medições feitas no sistema real, o que leva a concluir, que este sistema possui uma função de transferência com esta característica.

4.3 Análise da Vibração Através da Norma ISO 2631-1

Foi feita uma análise dos níveis de vibração da plataforma vibratória tendo como base a norma ISO 2631-1 (1997) que define métodos para medição da vibração no corpo inteiro de forma a verificar se tal quantidade é aceitável de acordo com análise de questões de conforto, percepção, e potencial de riscos à saúde.

Neste trabalho o importante é a análise da norma quanto aos possíveis riscos para a saúde, porém tendo em vista que não utilizamos pessoas para tais avaliações. Assim para simular um indivíduo em pé sobre a plataforma foi utilizada uma carga em cima da plataforma (Figura 34).

Figura 37: Eixos de direção adotados para medição



Fonte: Adaptada de ISO 2631-1 (1997)

Como o Fator de Crista em todas as medições foi ≤ 9 a análise da norma ISO 2631-1 pode ser realizada através do método da aceleração ponderada (RMS) em relação a um sistema de coordenadas que se origina no ponto onde a vibração se incorpora ao corpo humano (VENDRAME, 2007; SOEIRO, 2011), como mostrado na Figura 37.

4.3.1 Análise da Norma para a Plataforma Construída

São apresentados a seguir, no Quadro 5, Quadro 6 e Quadro 7 os dados de aceleração resumidos da plataforma em três diferentes configurações, com 20%, 30% e 40% da intensidade do motor, calculando os valores de aceleração total não ponderados, ponderados por W_d , W_k e k , e o valor calculado de exposição a vibração diária para comparação com a zona de precaução para riscos à saúde. Os valores de aceleração foram medidos como descritos na seção anterior, com massa de 52kg (para o motor em 20%) e 55kg (30% e 40% de intensidade do motor). A frequência de 45Hz não foi medida para o motor em 40% pois as cargas utilizadas começaram a se mover, oferecendo risco ao experimento. Todos os valores estão em m/s^2 . Como comparação são apresentados os valores de exposição a vibração supondo que a plataforma é usada na frequência e potência específica por um período de 30 minutos por dia.

Quadro 5: Avaliação de exposição à vibração com o motor em 20% de intensidade (m/s^2).

Frequência Hz	15	20	25	30	35	40	45
Aceleração total sem ponderação W e k	1,41	1,66	1,17	2,29	2,44	9,29	10,92
Aceleração total ponderada por W e k	0,31	0,85	0,42	0,35	0,62	2,77	3,27
Exposição diária de 30min	0,08	0,21	0,10	0,09	0,15	0,69	0,82

Fonte: O Autor (2017)

Quadro 6: Avaliação de exposição à vibração com motor em 30% de intensidade (m/s^2).

Frequência Hz	15	20	25	30	35	40	45
Aceleração total sem ponderação W e k	1,11	1,78	1,84	2,64	3,35	5,71	10,86
Aceleração total ponderada por W e k	0,23	1,02	0,39	0,35	0,60	0,99	3,09
Exposição diária de 30min	0,06	0,25	0,10	0,09	0,15	0,25	0,77

Fonte: O Autor (2017)

Quadro 7: Avaliação de exposição à vibração com motor em 40% de intensidade (m/s^2).

Frequência Hz	15	20	25	30	35	40
Aceleração total sem ponderação W e k	1,30	2,78	1,79	4,73	4,89	8,02
Aceleração total ponderada por W e k	0,32	1,69	0,73	0,99	0,81	1,65
Exposição diária de 30min	0,08	0,42	0,18	0,25	0,20	0,41

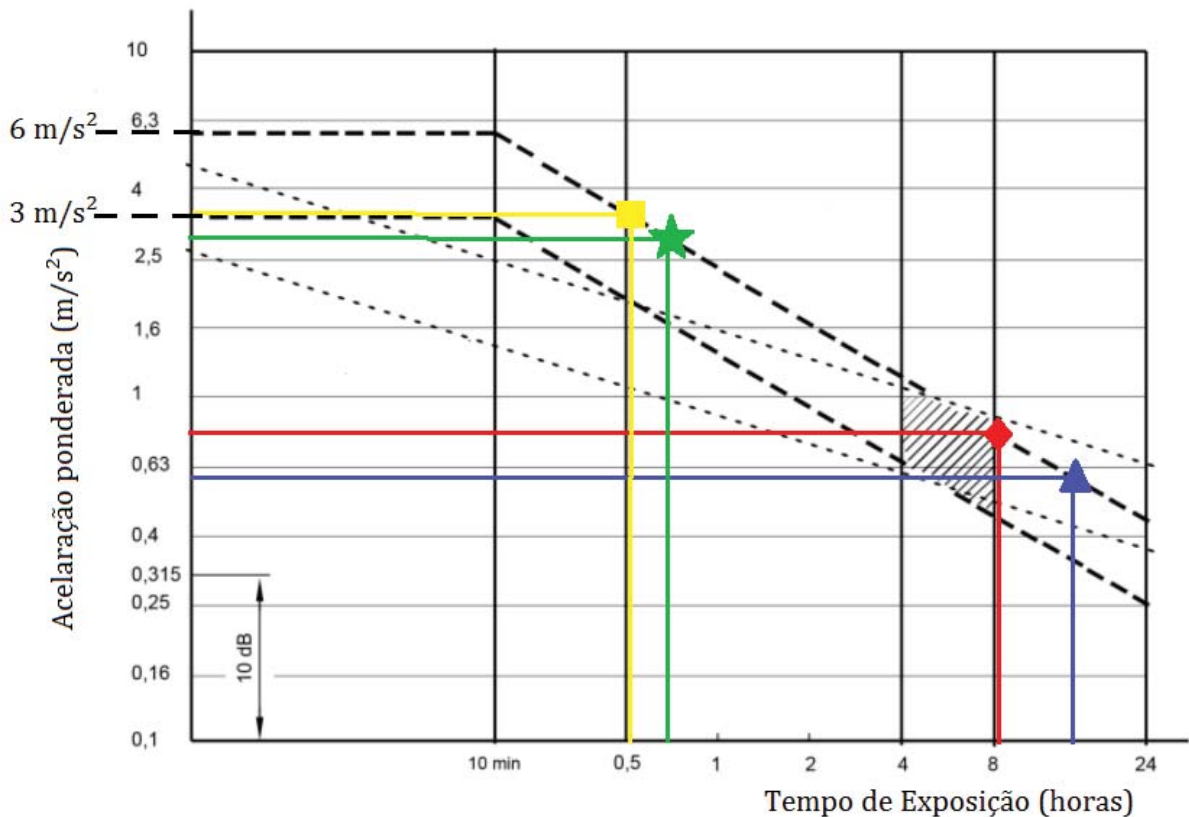
Fonte: O Autor (2017)

Através do Quadro 5, Quadro 6 e Quadro 7 devemos analisar os valores de exposição diária finais aonde os valores devem estar preferencialmente abaixo de $0,43 \text{ m/s}^2$ para não oferecer potenciais riscos à saúde, e abaixo de $0,86 \text{ m/s}^2$ para evitar riscos prováveis. As frequências de 40Hz (para intensidade de 20% do motor) e 45Hz (intensidades de 20% e 30%) estão situadas dentro da zona de precaução assim deve-se ter cautela em relação aos riscos potenciais a saúde.

A resposta do motor demonstrou variar dependendo de sua intensidade, a configuração que ficou próxima do valor limite de exposição foi a com o motovibrador regulado em 20% de intensidade e aplicando uma frequência de 45Hz, mas considerando a exposição pelo tempo de 30min ainda está dentro da zona de precaução e o limite máximo de exposição recomendado conforme o gráfico guia com as zonas de precaução à saúde é de 33min. Já no caso de 40% de potência os 40Hz não apresentam potenciais riscos, pois ficou abaixo do valor de $0,43 \text{ m/s}^2$, e o tempo limite de exposição máximo é de 2h e 12min. No geral os níveis de vibração considerando 30 minutos de uso diário não apresentam grandes riscos de uso.

Os valores obtidos na avaliação devem ser comparados com o gráfico guia contendo as zonas de precaução dos efeitos da vibração sobre a saúde do no anexo B da norma ISO 2631-1 (1997), conforme apresentado na Figura 38 podemos visualizar as projeções dos valores dos níveis de vibração, e os tempos máximos de exposição, encontrados através da equação proposta por Griffin, com o motovibrador regulado em 20% de intensidade, para as frequências de 20Hz, 35Hz, 40Hz, e 45Hz, nas demais frequências não foram realizadas as projeções pois o tempo de exposição máximo ultrapassou as 24h.

Figura 38: Projeções do tempo máximo de exposição de acordo com a frequência utilizada (intensidade 20%)

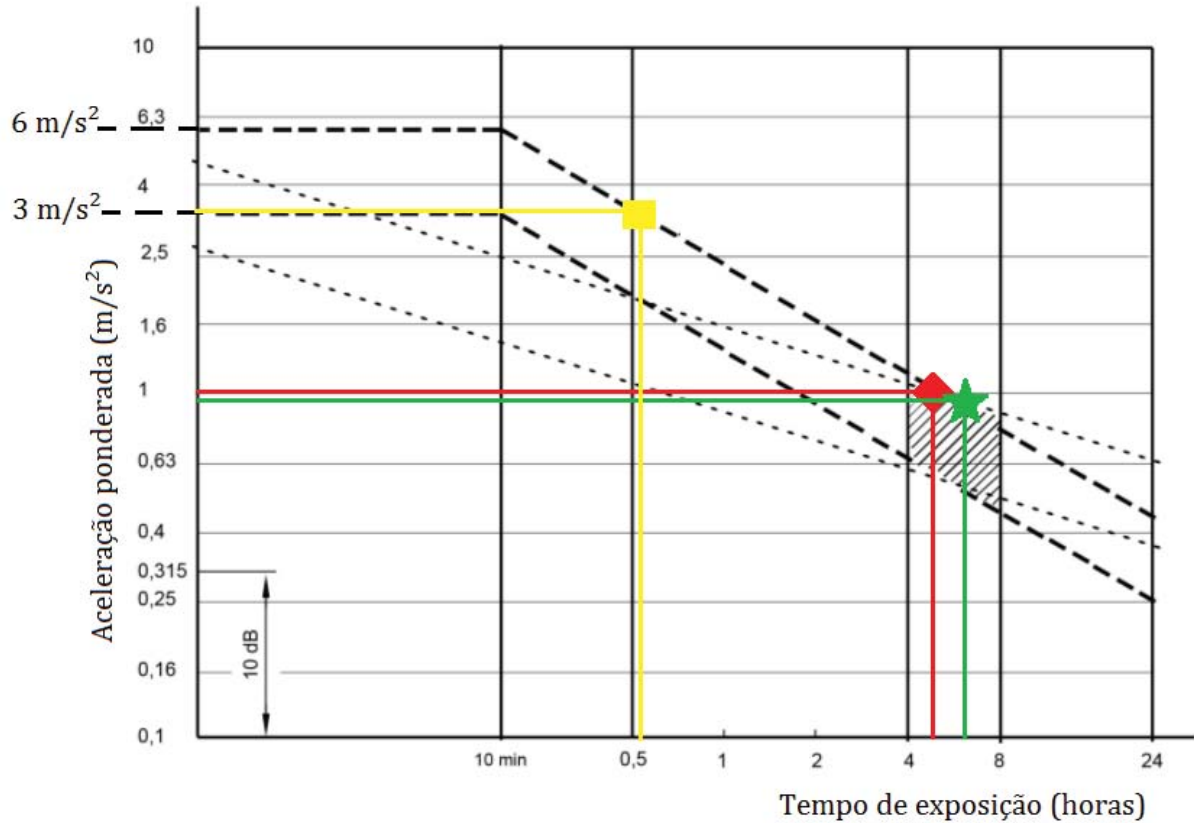


- ◆ Frequência: 20Hz
 Aceleração ponderada de $0,85 \text{ m/s}^2$ = Tempo máx. de exposição 8h e 18min
- ▲ Frequência: 35Hz
 Aceleração ponderada de $0,62 \text{ m/s}^2$ = Tempo máx. de exposição 15h e 36min
- ★ Frequência: 40Hz
 Aceleração ponderada de $2,77 \text{ m/s}^2$ = Tempo máx. de exposição 46min
- Frequência: 45Hz
 Aceleração ponderada de $3,27 \text{ m/s}^2$ = Tempo máx. de exposição 33min

Fonte: O Autor (2017)

Na Figura 39 podemos visualizar as projeções dos valores dos níveis de vibração, e os tempos máximos de exposição, com o motovibrador regulado em 30% de intensidade, para as frequências de 20Hz, 40Hz, e 45Hz, as demais frequências não foram mostradas no gráfico, pois o tempo de exposição máximo ultrapassa as 24h.

Figura 39: Projeções do tempo máximo de exposição de acordo com a frequência utilizada (intensidade 30%)

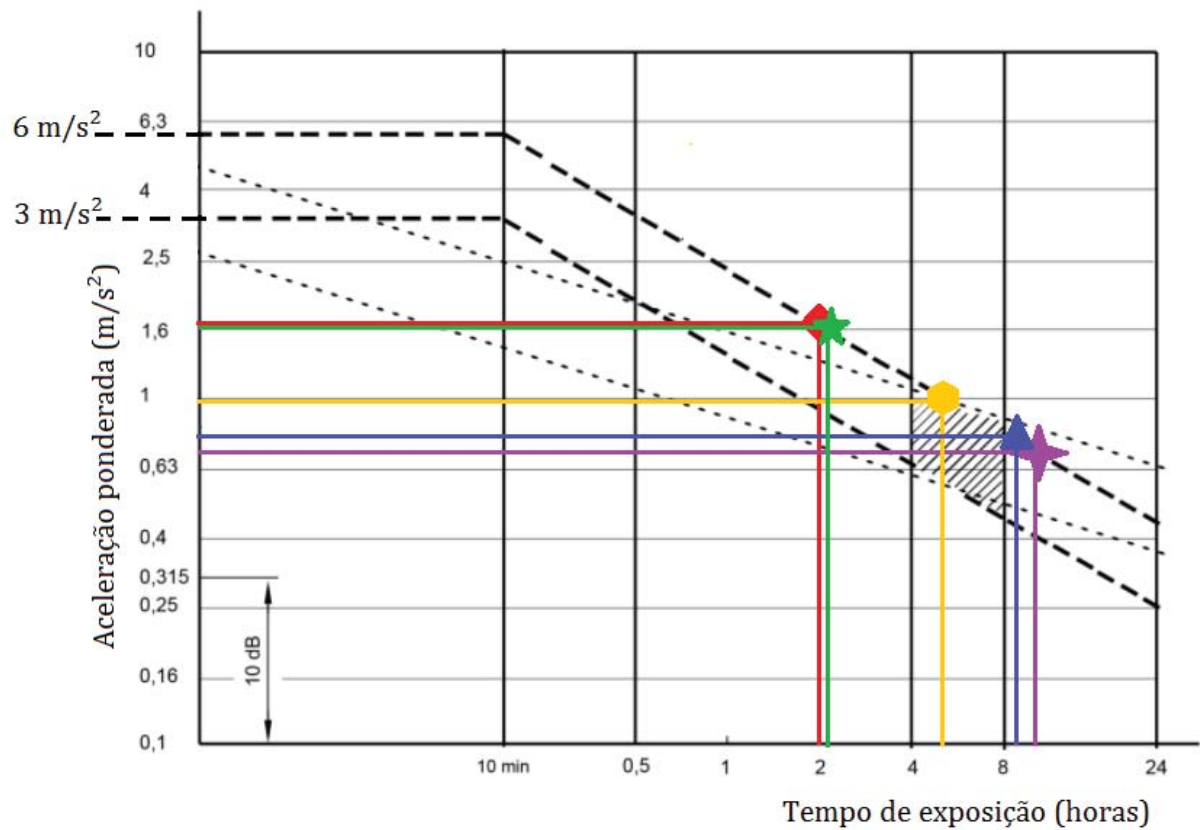


- ◆ Frequência: 20Hz
 Aceleração ponderada de 1,02 m/s² = Tempo máx. de exposição 5h e 45min
- ★ Frequência: 40Hz
 Aceleração ponderada de 0,99m/s² = Tempo máx. de exposição 6h e 07min
- Frequência: 45Hz
 Aceleração ponderada de 3,09 m/s² = Tempo máx. de exposição 37min

Fonte: O Autor (2017)

A Figura 40 mostra as projeções dos valores dos níveis de vibração, e os tempos máximos de exposição, para o motovibrador regulado em 40% de intensidade, nas frequências de 20Hz, 25Hz, 30Hz, 35Hz e 40Hz, as demais frequências não foram projetadas no gráfico pois o tempo de exposição máximo ultrapassou as 24h.

Figura 40: Projeções do tempo máximo de exposição de acordo com a frequência utilizada (intensidade 40%)



- ◆ Frequência: 20Hz
 Aceleração ponderada de $1,69 m/s^2$ = Tempo máx. de exposição 2h e 06min
- ★ Frequência: 25Hz
 Aceleração ponderada de $0,81 m/s^2$ = Tempo máx. de exposição 11h e 15min
- ◆ Frequência: 30Hz
 Aceleração ponderada de $0,99 m/s^2$ = Tempo máx. de exposição 6h e 07min
- ▲ Frequência: 35Hz
 Aceleração ponderada de $0,81 m/s^2$ = Tempo máx. de exposição 9h e 08min
- ★ Frequência: 40Hz
 Aceleração ponderada de $1,65 m/s^2$ = Tempo máx. de exposição 2h e 12min

Fonte: O Autor (2017)

É importante também compreender que a norma ISO 2631-1 é utilizada para medição da exposição de vibração diária em jornadas de trabalho de diferentes áreas, e não foi feita especificamente para uso de equipamentos de treinamento com vibração, que são exposições em menor período de tempo. Alguns estudos com plataformas comerciais apresentam valores

de aceleração muito maiores do que os medidos na plataforma aqui desenvolvida, e acabam ultrapassando valores razoáveis aceitos pela norma (CARGNELUTTI et al, 2012).

5 CONCLUSÃO

A motivação dessa dissertação foi o desenvolvimento de um novo equipamento para exercícios físicos que consiste em uma plataforma vibratória associada a um volante de inércia (PV²I). Esse novo equipamento funciona independentemente da gravidade e permite aplicar resistência ao movimento durante todo exercício em contração concêntrica e excêntrica, juntamente com a vibração de corpo inteiro (VCI).

Com o protótipo da PV²I construído, foram realizados testes no equipamento para verificar seu correto funcionamento, assim foi possível constatar que o sistema do volante de inércia funciona conforme descrito na literatura consultada, pois oferece resistência durante todo o movimento, e a força aplicada está diretamente proporcional a velocidade aplicada, ou seja, quanto maior a velocidade maior será a força exercida.

Durante toda a execução do projeto foram feitas buscas para facilitar o entendimento do protótipo, afinal, como se trata de um equipamento ausente no mercado tanto da educação física quanto da engenharia, teve-se o cuidado para que se pudesse ter um protótipo corretamente dimensionado. Tais buscas inicialmente tiveram algumas dificuldades, posto que há inúmeras informações sobre plataformas vibratórias, mas poucos estudos que demonstrassem com clareza o uso de um volante de inércia. Porém, com o desenvolvimento do projeto e alguns testes pudemos melhor entender o funcionamento de ambos (plataforma vibratória e o volante de inércia).

A teoria dissertada foi de extrema importância para que se chegasse a um projeto ímpar que atingisse todos os objetivos propostos. Todos os passos para a construção do protótipo foram constantemente apoiados pelos dados de outros estudos. Os testes realizados serviram para o conhecimento do comportamento do equipamento, para assim fazer as melhores escolhas dos parâmetros utilizados tais como a frequência da plataforma, a avaliação através da norma mostrou que com os ensaios realizados conforme os parâmetros definidos, os níveis de vibração dessa plataforma são aceitáveis.

O projeto da plataforma vibratória associada a um volante de inércia é um protótipo pioneiro desenvolvido no Centro de Microgravidade da PUCRS, com isso abrindo inúmeras possibilidades de estudos futuros, assim como melhoramentos e aperfeiçoamento do protótipo, tais como:

- Redução de ruídos;
- Utilização de materiais mais leves, para fazer uma estrutura portátil;
- Estudos dos efeitos dos protocolos de exercícios em indivíduos;

- Avaliação do desempenho do aparelho em ambiente terrestre e em microgravidade;
- Variação dos valores de momento de inércia do volante, acoplando massas distribuídas simetricamente no disco de alumínio.
- Desenvolvimento de um algoritmo que ajustando o tempo de exposição e a janela de zona segura defina qual a intensidade de vibração é recomendada;
- Desenvolvimento de um algoritmo que definida a intensidade e a janela de zona segura, indique qual deve ser o tempo de exposição.

O protótipo desenvolvido pode ser utilizado como uma plataforma de coleta de dados. Toda instrumentação foi construída e testada.

REFERÊNCIAS

- AABERG, Everett. **Conceitos e Técnicas para Treinamento Resistido**. São Paulo: Manole, 2002. 222 p.
- ABERCROMBY, Andrew FJ et al. Vibration exposure and biodynamic responses during whole-body vibration training. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 39, n. 10, p. 1794, 2007.
- ADAMS, Jessica B. et al. Optimal frequency, displacement, duration, and recovery patterns to maximize power output following acute whole-body vibration. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 23, n. 1, p. 237-245, 2009.
- ALBASINI, Alfio; KRAUSE, Martin; REMBITZKI, I. Using whole body vibration in physical therapy and sport. **Clinical practise and treatment exercises**. London: Churchill Livingstone Elsevier, 2010.
- ALKNER, Björn A. et al. Effects of strength training, using a gravity-independent exercise system, performed during 110 days of simulated space station confinement. **European journal of applied physiology**, v. 90, n. 1-2, p. 44-49, 2003.
- ALMEIDA, Simone Formigoni; ABRAHAO, Roberto Funes; TERESO, Mauro José Andrade. AVALIAÇÃO DA EXPOSIÇÃO OCUPACIONAL À VIBRAÇÃO DE CORPO INTEIRO EM MÁQUINAS DE COLHEITA FLORESTAL. **CERNE**, Lavras, v. 21, n. 1, p. 1-8, Mar. 2015.
- AMARAL, Paulo Costa (Ed.). **Plataforma Vibratória: Introdução ao Treinamento Vibratório: Livro Didático**. Paulo Costa Amaral, 2012.
- ASKLING, Carl; KARLSSON, Jon; THORSTENSSON, Alf. Hamstring injury occurrence in elite soccer players after preseason strength training with eccentric overload. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 13, n. 4, p. 244-250, 2003.
- BAGHERI, Javad. **Application of Whole-body Vibration: Technical and clinical studies in healthy persons and people with a neurological disorder**. Erasmus MC: University Medical Center Rotterdam, 2013.
- BALBINOT, Alexandre. **Caracterização dos níveis de vibração em motoristas de ônibus: um enfoque no conforto e na saúde**. Tese de Doutorado. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre. 2001.
- BAMMAN, Marcos M. et al. Impact of resistance exercise during bed rest on skeletal muscle sarcopenia and myosin isoform distribution. **Journal of Applied Physiology**, v. 84, n. 1, p. 157-163, 1998.
- BATISTA, Mauro AB et al. efeitos do treinamento com Plataformas vibratórias. **R. bras. Ci e Mov**, v. 15, n. 3, p. 103-113, 2007.

BEDIANT, AM, Adams, JB, Edwards, D, Serviette, D, Huntsman, E Mow, SE, Roos, BA, and Signorile, JF. Displacement and frequency for maximizing power output resulting from a bout of whole-body vibration. **Journal of Strength and Conditioning Research** 23: 1683–1687, 2009.

BERG, H. E.; TESCH, A. A gravity-independent ergometer to be used for resistance training in space. **Aviation, space, and environmental medicine**, v. 65, n. 8, p. 752-756, 1994.

BERG, Hans E.; TESCH, Per A. Force and power characteristics of a resistive exercise device for use in space. **Acta astronautica**, v. 42, n. 1, p. 219-230, 1998.

BOSCO, C. et al. Adaptive responses of human skeletal muscle to vibration exposure. **Clinical Physiology-Oxford-**, v. 19, p. 183-187, 1999

CARDINALE, Marco; LIM, Jon. Electromyography activity of vastus lateralis muscle during whole-body vibrations of different frequencies. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 17, n. 3, p. 621-624, 2003.

CARDINALE, Marco; BOSCO, Carmelo. The use of vibration as an exercise intervention. **Exercise and sport sciences reviews**, v. 31, n. 1, p. 3-7, 2003.

CARDINALE, M. A. J. W.; WAKELING, J. Whole body vibration exercise: are vibrations good for you? **British journal of sports medicine**, v. 39, n. 9, p. 585-589, 2005.

CARGNELUTTI, Alessandro Limberger; GOMES, Herbert Martins; QUINTAS, Juan Pablo Raggio. Análise do Nível de Vibração em Plataformas Vibratórias para Condicionamento Físico Frente à Norma ISO 2631. **Brazilian Journal of Biomechanics. Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 13, n. 25, p. 39-48, 2013.

COCHRANE, Darryl J. The effect of vibration exercise on aspects of muscle physiology and muscular performance: a thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the degree of Doctor of Philosophy, Massey University, Palmerston North, New Zealand. 2010.

COCHRANE, D. J. Vibration exercise: the potential benefits. **International journal of sports medicine**, v. 32, n. 2, p. 75, 2011.

COLLIANDER, E. B.; TESCH, P. A. Effects of eccentric and concentric muscle actions in resistance training. **Acta physiologica scandinavica**, v. 140, n. 1, p. 31-39, 1990.

COUTO, Bruno Pena et al. Efeito da aplicação de vibração mecânica sobre a impulsão vertical. **Motriz: Revista de Educação Física**, v. 18, n. 3, p. 414-422, 2012.

COTTER, Joshua A. et al. Concurrent Exercise on a Gravity-Independent Device during Simulated Microgravity. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 47, n. 5, p. 990-1000, 2015.

DA SILVA, Renato M.; BECK, João C.P. **Introdução à engenharia das vibrações**. Porto Alegre: Edipucrs, 2012. 602 p.

DELECLUSE, Christophe; ROELANTS Machteld; VERSCHUEREN Sabine. Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 35, n. 6, p. 1033-1041, 2003.

DE MORAES SILVA, Janaína; LIMA, Mario Oliveira; DE PAULA JÚNIOR, Alderico Rodrigues. Efeito agudo da estimulação vibratória em hemiparéticos espásticos pós-acidente vascular encefálico. **Rev. Bras. Eng. Biom**, v. 27, n. 4, p. 224-230, 2011.

DE OLIVEIRA, Weslei Luiz et al. Análise da influência da plataforma vibratória no desempenho do salto vertical em atletas de futebol: ensaio clínico randomizado. **Fisioterapia em Movimento**, v. 24, n. 2, 2011.

DESMOTECBRASIL, 2015. Disponível em: <<http://desmotecbrasil.com.br/o-que-e/>>. Acesso em: 4 maio 2015.

DE ZEPETNEK, JO Totosy; GIANGREGORIO, Lora M.; CRAVEN, B. Catharine. Whole-body vibration as potential intervention for people with low bone mineral density and osteoporosis: a review. **J Rehabil Res Dev**, v. 46, n. 4, p. 529-542, 2009.

DIETER, Eloisa Hörter. **Estudo da resposta óssea a estímulos físicos passivos, de baixa magnitude e alta frequência, em mulheres com baixa massa óssea**. 2005. 144f. Tese (Doutorado em Gerontologia Biomédica) - Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul-PUCRS, Porto Alegre, 2005.

DOLNY, D.; REYES F. Whole body vibration exercise: training and benefits. *Curr Sports Med Rep*. 2008; 7 (3):152-7.

DUCHATEAU, Jacques; ENOKA, Roger M. Neural adaptations with chronic activity patterns in able-bodied humans. **American journal of physical medicine & rehabilitation**, v. 81, n. 11, p. S17-S27, 2002.

DUDLEY, G. A. et al. Importance of eccentric actions in performance adaptations to resistance training. **Aviation, space, and environmental medicine**, v. 62, n. 6, p. 543-550, 1991.

EVANS, Nick. **Anatomia da musculação**. Barueri: Manole, 2007. 192 p.

EXXENTRIC.COM. Disponível em: <<http://exxentric.com/wp-content/uploads/2014/12/kBox30-product-sheet.pdf>>. Acesso em: 5 out. 2015.

FENG, Xu; MCDONALD, Jay M. Disorders of bone remodeling. **Annual review of pathology**, v. 6, p. 121, 2011.

FJELDSTAD, Cecilie et al. Whole-body vibration augments resistance training effects on body composition in post menopausal women. *Maturitas*, v. 63, n. 1, p. 79-83, 2009.

FRANCHI, Claiton Moro. **Inversores de frequência: teoria e aplicações**. 2. ed. São Paulo: Editora Érica, 2011. 192 p.

FRATINI, Antonio et al. Electromyography in the study of muscle reactions to vibration treatment. INTECH Open Access Publisher, 2012.

GARCIA, Fabiola Lorenzoni. Benefícios da plataforma vibratória na estética, no fortalecimento dos músculos e na reabilitação. 18 nov. 2014. Disponível em: <<http://revistagaivotasup.blogspot.com.br/2014/11/beneficios-da-plataforma-vibratoria-na.html>>. Acesso em: 30 março de 2017.

GILSANZ, Vicente et al. Low-level, high-frequency mechanical signals enhance musculoskeletal development of young women with low BMD. **Journal of Bone and Mineral Research**, v. 21, n. 9, p. 1464-1474, 2006.

GRIFFIN, Michael J. **Handbook of human vibration**. Amsterdam: Elsevier, 2004. 988 p.

GUSI, Narcís; RAIMUNDO, Armando; LEAL, Alejo. Low-frequency vibratory exercise reduces the risk of bone fracture more than walking: a randomized controlled trial. **BMC musculo skeletal disorders**, v. 7, n. 1, p. 92, 2006.

GUYTON, Arthur C.; HALL, John E. **Tratado de fisiologia médica**. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2006. 1115 p.

HALLIDAY, David; RESNICK, Robert; WALKER, Jearl. **Fundamentos de Física**. 9. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2014.

HALLAL, Camilla Zamfolini; MARQUES, Nise Ribeiro; GONÇALVES, Mauro. O uso da vibração como método auxiliar no treinamento de capacidades físicas: uma revisão da literatura. **Motriz: Revista de Educação Física**, p. 527-533, 2010.

HATEM, Munif A. Osteoporose. Disponível em: <<http://www.quadrilcirurgia.com.br/osteoporose.html>>. Acesso em: 21 setembro 2015.

HIBBELER, Russell C. **Resistência dos materiais**. 7. ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2010.

HUMPHRIES, Brendan et al. Whole-body vibration effects on bone mineral density in women with or without resistance training. **Aviation, space, and environmental medicine**, v. 80, n. 12, p. 1025-1031, 2009.

International Organization for Standardization ISO 2631-1. Mechanical Vibration and Shock – Evaluation of Human Exposure to Whole – Body Vibration. Part 1: General Requirements. Geneva, 1997.

IWAMOTO, Jun et al. Effect of whole-body vibration exercise on lumbar bone mineral density, bone turnover, and chronic back pain in post-menopausal osteoporotic women treated with alendronate. *Aging clinical and experimental research*, v. 17, n. 2, p. 157-163, 2005.

JORDAN, Matthew J. et al. Vibration training: an overview of the area, training consequences, and future considerations. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 19, n. 2, p. 459-466, 2005.

JORGE, Lilia. **Acelerometria na Reabilitação do Membro Superior Após-AVC**. 2013. Tese de Doutorado. Universidade do Porto.

JUDEX, S.; RUBIN, C. T. Is bone formation induced by high-frequency mechanical signals modulated by muscle activity? **Journal of musculo skeletal & neuronal interactions**, v. 10, n. 1, p. 3, 2010.

JUNIOR, Enio Gonçalves; BARONI, Bruno Manfredini; VAZ, Marco Aurélio. Efeitos do Exercício com Vibração Corporal Total Sobre o Sistema Neuromuscular: Uma Breve Revisão. **RBPFEEX-Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício**, v. 6, n. 36, 2012.

KELLY, S. Graham. *Mechanical vibrations: theory and applications*. Cengage Learning, 2011.

KILLEN, Wesley; EGER, Tammy. **Whole-body vibration: Overview of standards used to determine health risks**, Centre of Research Expertise for the Prevention of Musculoskeletal Disorders, Atualizado em 2016. Disponível em: <<https://uwaterloo.ca/centre-of-research-expertise-for-the-prevention-of-musculoskeletal-disorders/resources/position-papers/whole-body-vibration-overview-standards-used-determine>> Acesso em: 28 Março de 2017.

KRAMER, Andreas; GOLLHOFER, Albert; RITZMANN, Ramona. Acute exposure to microgravity does not influence the H-reflex with or without whole body vibration and does not cause vibration-specific changes in muscular activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 23, n. 4, p. 872-878, 2013.

LEMONS, Thiago Vilela; PEREIRA, Lorena Maia. Efeitos da plataforma vibratória no sistema musculo esquelético. **Revista Movimenta ISSN**, v. 5, n. 3, p. 2012.

LORENZEN, Christian et al. Inconsistent use of terminology in whole body vibration exercise research. **Journal of science and medicine in sport**, v. 12, n. 6, p. 676-678, 2009.

MARIN PJ, Ferrero CM, Menendez H, Martin J, Herrero AJ. Effects of whole-body vibration on muscle architecture, muscle strength, and balance in stroke patients: a randomized controlled trial. *Am J Phys Med Rehabil*. 2013; 92:881-888.

MIOKOVIC, Tanja et al. Muscle atrophy, pain, and damage in bed rest reduced by resistive (vibration) exercise. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 46, n. 8, p. 1506-1516, 2014.

MORAS, Gerard et al. Electromyographic response during whole-body vibrations of different frequencies with progressive external loads. **Lecturas EF**, v. 93, 2006.

MVL Vibradores. Disponível em:

<<http://www.mvlvibradores.com.br/images/pdf/manual%20do%20motovibrador%20-%20portugus%20ip.66.pdf>>. Acesso em: 9 jan. 2017.

NEWELL, James. *Fundamentos da moderna engenharia e ciência dos materiais*. Rio de Janeiro: Grupo GEN, 2010.

NHANCE, SquatUltimate, Stockholm, 2015. Disponível em: <<http://nhance.se/>> Acesso em: 4 maio 2015.

NORTON, Robert L. **Projeto de Máquinas: Uma Abordagem**. 4. ed. Porto Alegre: Bookman, 2013. 1028p.

PAIVA, Dulciane Nunes; FILHO, Mario Bernardo. **Ações interdisciplinares do Curso de Fisioterapia da UNISC: 15 anos de atuação e inovação - Plataforma Vibratória/Oscilante: Princípios e Prática**. Santa Cruz do Sul: EDUNISC, 2013. 270 p. Disponível em: http://www.unisc.br/portal/upload/com_editora_livro/ebook_fisioterapia.pdf Acesso em: 11 maio 2015.

PATRICK, Lyn. Comparative absorption of calcium sources and calcium citrate malate for the prevention of osteoporosis. **Alternative medicine review: a journal of clinical therapeutic**, v. 4, n. 2, p. 74-85, 1999.

PEL, J. J. M. et al. Platform accelerations of three different whole-body vibration devices and the transmission of vertical vibrations to the lower limbs. **Medical engineering & physics**, v. 31, n. 8, p. 937-944, 2009.

PITUKCHEEWANONT, Pisit; SAFANI, David. Extremely low-level, short-term mechanical stimulation increases cancellous and cortical bone density and muscle mass of children with low bone density: a pilot study. **The Endocrinologist**, v. 16, n. 3, p. 128-132, 2006.

QUIRINO, Diogo; PEDRO, Luísa. A influência da microgravidade na musculatura esquelética: alterações musculares e intervenção terapêutica. 2012.

RAO, Singiresu S.; YAP, FookFah. **Mechanical vibrations**. 4. ed. Upper Saddle River: Pearson Education, 2004. 1078 p.

REEVES, Neil D. et al. Influence of 90-day simulated microgravity on human tendon mechanical properties and the effect of resistive countermeasures. **Journal of Applied Physiology**, v. 98, n. 6, p. 2278-2286, 2005.

RODRIGUES, Janderson R. et al. Identificação das principais componentes de incertezas de calibração de acelerômetro piezoelétrico pelo método da comparação: Uma revisão atual. **VI SBEIN, Simpósio Brasileiro de Engenharia Inercial, Rio de Janeiro**, 2010.

ROELANTS, Machteld et al. WHOLE-BODY-VIBRATION--INDUCED INCREASE IN LEG MUSCLE ACTIVITY DURING DIFFERENT SQUAT EXERCISES. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 20, n. 1, p. 124-129, 2006.

RONNESTAD, BENT R. Comparing the performance-enhancing effects of squats on a vibration platform with conventional squats in recreationally resistance-trained men. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 18, n. 4, p. 839-845, 2004.

ROSSI, Edison. Envelhecimento do sistema osteoarticular. **Einstein (São Paulo)**, v. 6, n. supl. 1, p. S7-S12, 2008.

SALIBA, Tuffi M.; CORRÊA Márcia A. Insalubridade pela exposição à vibração de corpo inteiro. Suplemento Trabalhista LTr, nº 067/12, Ano 48, São Paulo, p. 325, 2012.

SHANG, Peng et al. Bone cells under microgravity. **Journal of Mechanics in Medicine and Biology**, v. 13, n. 05, p. 1340006, 2013.

SEYNNES, O. R. et al. Early skeletal muscle hypertrophy and architectural changes in response to high-intensity resistance training. 2006.

SHINOHARA, MINORU. Effects of prolonged vibration on motor unit activity and motor performance. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 37, n. 12, p. 2120, 2005.

SKF Disponível em: <<http://www.skf.com/br/products/condition-monitoring/sensors-and-eddy-probe-systems/vibration-sensors/vibration-sensor-selection/index.html>>. Acesso em: 25 agosto 2015.

SOEIRO, N.S. Vibrações e o Corpo Humano: uma avaliação ocupacional. In: Anais I workshop de vibrações e acústica – Tugurui - Pará, 2011.

SOUZA, Marcelo Gustavo de; CICOGNA, Thiago Rodrigo; CHIQUITO, Adenilson José. Excitação dos modos normais de um sistema usando um motor desbalanceado. **Rev. Bras. Ensino Fís.**, São Paulo, v. 29, n. 1, p. 5-10, 2007. Disponível em <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1806-11172007000100003&lng=en&nrm=iso>. Acesso em; 24 jul. 2017. <http://dx.doi.org/10.1590/S1806-11172007000100003>.

SRIKANT, Bhava. **Mechanical Vibrations: Theory and Practice**. Pearson Education India, 2010.

STMICROELECTRONICS.UM2041, How to use the STEVAL-WESU1 Rev 3. Geneva: STMicroelectronics, 2017. Disponível em: <http://www.st.com/content/ccc/resource/technical/document/user_manual/group0/81/b5/2b/d/a/a1/68/46/45/DM00279614/files/DM00279614.pdf/jcr:content/translations/en.DM00279614.pdf>. Acesso em: 08 mar. 2017.

TESCH, PA. Skeletal muscle adaptations consequent to long-term heavy resistance exercise. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 20, n. 5 Suppl, p. S132, 1988.

THOMSON, W. T. **Teoria da vibração: com aplicações**. 3ª ed. Rio de Janeiro: Editora Interciência, 1978.

TOUS-FAJARDO, Julio et al. Enhancing Change-of-Direction Speed in Soccer Players by Functional Inertial Eccentric Overload and Vibration Training. *International journal of sports physiology and performance*, v. 11, n. 1, p. 66-73, 2016.

VEJA. Enterprise: 35 anos desde o primeiro ônibus espacial. 17 set. 2011. Disponível em: <<http://veja.abril.com.br/galeria-fotos/enterprise-35-anos-desde-o-primeiro-onibus-espacial/>>. Acesso em: 27 março de 2017.

VENDRAME, Antonio Carlos. VIBRAÇÃO OCUPACIONAL–ESTADO DA ARTE. Disponível em: <<http://www.higieneocupacional.com.br/download/vibracao-estado-arte.pdf>>. Acesso em: 6 abr. 2015.

VERSCHUEREN, Sabine MP 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 and mineral research**, v. 19, n. 3, p. 352-359, 2004.

VIBRANIHIL. Disponível em:

<http://www.vibranihil.com.br/img/pdf/AME5Hz_30a2520kgf.pdf>. Acesso em: 9 jan. 2017.

VON STENGEL, SIMON et al. Effects of whole-body vibration training on different devices on bone mineral density. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 43, n. 6, p. 1071-1079, 2011.

WEG. Disponível em:<<http://old.weg.net/br/Produtos-e-Servicos/Drives/Inversores-de-Frequencia/CFW08>>. Acesso em: 9 jan. 2017.

ANEXO A

```

#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>
#include <string.h>

int Axc[10000], Ayc[10000], Azc[10000], freq;
float Ax[10000], Ay[10000], Az[10000], Sx, Sy, Sz;
float Axc, Ayc, Azc, Axc, Ayc, Azc, Av, Amax, Aw, Tsup, Tinf;
char linha[50], name[50], fname[50], gname[50], fhz[50], *ptr;
FILE *f, *g;

// Wk(x) = -2E-06x6 + 0,0004x5 - 0,0304x4 + 1,1425x3 - 22,116x2 + 171,05x +
611,57
float calcula_wk(int f)
{
    float wk;

    wk = (-2e-06)*pow(f,6) + 0.0004*pow(f,5) - 0.0304*pow(f,4) + 1.1425*pow(f,3)
- 22.116*pow(f,2) + 171.05*f + 611.57;
    return wk;
}

// Wd(x) = 7E-07x6 - 0,0001x5 + 0,0109x4 - 0,452x3 + 10,536x2 - 136,3x + 877,19
float calcula_wd(int f)
{
    float wd;

    wd = (7e-07)*pow(f,6) - 0.0001*pow(f,5) + 0.0109*pow(f,4) - 0.452*pow(f,3) +
10.536*pow(f,2) - 136.3*f + 877.19;
    return wd;
}

int main(void)
{
    int npoints, i, freq;
    float wd, wk;

    printf("Nome do arquivo: ");
    scanf("%s", &name);

    // Montando os nomes...
    strcpy(fname, name);
    strcpy(gname, name);
    strcat(fname, ".csv");
    strcat(gname, ".txt");

    // Abrindo o arquivo do acelerometro (mg)
    f = fopen(fname, "r");
    if(f != NULL)
    {
        npoints = 0;
        while(fscanf(f, "%s\n", linha) != EOF)
        {
            ptr = strtok(linha, ";");
            Axc[npoints] = atoi(ptr);
            ptr = strtok(NULL, ";");
            Ayc[npoints] = atoi(ptr);

```

```

        ptr = strtok(NULL, ";");
        Azg[ npoints ] = atoi(ptr);
        npoints++;
    }
    fclose(f);
} else printf("File Not Found...\n");

// Convertendo mg em aceleração... x 9.8/1000 para eixos x e y, ... x 9.8/1000)-
1000 para eixo z
for(i=0; i<npoints; i++)
{
    Ax[i] = (Ayg[i]*9.8)/1000.0;
    Ay[i] = (Ayg[i]*9.8)/1000.0;
    Az[i] = ((Azg[i]-1000)*9.8)/1000.0;
}

// Calcular o valor RMS...
Sx=0;
Sy=0;
Sz=0;
for(i=0; i<npoints; i++)
{
    Sx = Sx + Ax[i]*Ax[i];
    Sy = Sy + Ay[i]*Ay[i];
    Sz = Sz + Az[i]*Az[i];
}
Axr = sqrt(Sx/npoints);
Ayr = sqrt(Sy/npoints);
Azr = sqrt(Sz/npoints);

// Impressão valor RMS...
printf("\nValor RMS\n");
printf("%f m/s2\n", Axr);
printf("%f m/s2\n", Ayr);
printf("%f m/s2\n", Azr);

// Extraíndo a frequência...
printf("\n");
strcpy(fhz, name);
ptr = strtok(fhz, "fm");
freq = atoi(ptr);
printf("Frequencia: %dHz\n", freq);
wk = calcula_wk(freq);
wd = calcula_wd(freq);
printf("Wk = %f\n", wk);
printf("Wd = %f\n", wd);

// Calcular a ponderação...
Axp = Axr*wd/1000.0;
Ayp = Ayr*wd/1000.0;
Azp = Azr*wk/1000.0;

// Impressão valor ponderado...
printf("\nAceleracao Ponderada\n");
printf("%f\n", Axp);
printf("%f\n", Ayp);
printf("%f\n", Azp);

// Calculando o valor média da aceleração...
Av = sqrt(1.4*1.4*Axp*Axp + 1.4*1.4*Ayp*Ayp + Azp*Azp);
printf("\n");
printf("Av: %f m/s2\n", Av);

```

```
// Determinar aceleração absorvida em 10 minutos...
Amax = Av*sqrt(10.0/480.0);
printf("\n");
printf("Amax: %f m/s2\n", Amax);

// Calcular os limites de tempo inferior e superior...
Tsup = 10*pow((6/Av),2);
Tinf = 10*pow((3/Av),2);
printf("\n");
printf("Tsup: %fs\n", Tsup);
printf("Tinf: %fs\n", Tinf);

system("PAUSE");
return 0;
}
```



Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
Pró-Reitoria de Graduação
Av. Ipiranga, 6681 - Prédio 1 - 3º. andar
Porto Alegre - RS - Brasil
Fone: (51) 3320-3500 - Fax: (51) 3339-1564
E-mail: prograd@pucrs.br
Site: www.pucrs.br