

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA CIVIL E AMBIENTAL

**ESTUDO NUMÉRICO-EXPERIMENTAL PARA
PROPOSIÇÃO DE MODELO BIODINÂMICO DO CORPO-
HUMANO SUBMETIDO A VIBRAÇÕES VERTICAIS**

CECILIA DE CASTRO BOLINA

ORIENTADORA: GRACIELA NORA DOZ DE CARVALHO

TESE DE DOUTORADO EM ESTRUTURAS E CONSTRUÇÃO CIVIL

PUBLICAÇÃO: E.TD-005A/13
BRASÍLIA/DF: NOVEMBRO – 2013

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA CIVIL E AMBIENTAL**

**ESTUDO NUMÉRICO-EXPERIMENTAL PARA
PROPOSIÇÃO DE MODELO BIODINÂMICO DO CORPO-
HUMANO SUBMETIDO A VIBRAÇÕES VERTICAIS**

CECILIA DE CASTRO BOLINA

TESE DE DOUTORADO SUBMETIDA AO DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA CIVIL E AMBIENTAL DA FACULDADE DE TECNOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM ESTRUTURAS E CONSTRUÇÃO CIVIL.

APROVADA POR:

Prof. Graciela Nora Doz de Carvalho, Dr. Ing. (UnB)
(Orientadora)

Prof. José Luis Vital de Brito, Dr. (UnB)
(Examinador Interno)

Prof. Suzana Moreira Avila, Dr. (UnB)
(Examinadora Externa)

Prof. Zenon J. Guzman N. Del Prado, Dr. (UFG)
(Examinador Externo)

Prof. Tiago Becker, Dr. (UFRGS)
(Examinador Externo)

BRASÍLIA/DF, NOVEMBRO DE 2013

FICHA CATALOGRÁFICA

BOLINA, CECÍLIA DE CASTRO

Estudo numérico-experimental para proposição de modelo biodinâmico do corpo-humano submetido a vibrações [Distrito Federal] 2013.

xv, 227 f., 210 x 297 mm (ENC/FT/UnB, Doutorado, Estruturas e Construção Civil, 2013). Tese de Doutorado – Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia.

Departamento de Engenharia Civil e Ambiental.

1. Edifícios

3. Dinâmica estrutural

I. Carvalho, Graciela Nora Doz de.

2. Vibração

4. Corpo humano

II. Título

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

BOLINA, C.C. (2013). Estudo numérico-experimental para proposição de modelo biodinâmico do corpo humano submetido a vibrações. Tese de Doutorado em Estruturas e Construção Civil, Publicação E.TD-005A/13, Departamento de Engenharia Civil e Ambiental, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 227f.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Cecília de Castro Bolina

TÍTULO: Estudo numérico-experimental para proposição de modelo biodinâmico do corpo humano submetido a vibrações.

GRAU: Doutor

ANO: 2013

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte dessa dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem autorização por escrito do autor.

Cecília de Castro Bolina
Rua C-1, Qd. 40, Lt. 03.
74.265-010 Goiânia – GO – Brasil.

Ao meu Avô Manoel Barbosa de Castro (in memorian) pelo exemplo incondicional de ser humano.

Aos meus pais (Laudelino e Maria Dos Reis), e meu esposo (Fabiano), pelo incentivo, carinho, dedicação, paciência, esforços despendidos nesses anos de estudo e exemplo.

AGRADECIMENTOS

É extremamente difícil expressar em poucas palavras o agradecimento sincero a todos que estiveram direta ou indiretamente ligados à elaboração da presente pesquisa. Contudo, não poderia deixar de agradecer, sobretudo os que tiveram mais diretamente envolvidos com a realização do meu sonho:

Às orientadoras Prof. Graciela Doz e Suzana Avila, pela orientação durante o desenvolvimento das análises, contribuições, sugestões e correções.

A Dra. Camila Nascimento pelo auxílio junto ao Comitê de Ética da Faculdade de Medicina da UnB.

Aos funcionários do CEFTRU, meus sinceros agradecimentos.

Ao CNPq pelo indispensável apoio financeiro à realização desta pesquisa.

Aos Professores do Curso de Graduação em Engenharia Agrícola (UEG), Pós-Graduação em Engenharia Civil (CMEC - UFG) e Programa de Pós-Graduação em Estruturas e Construção Civil da UnB, pela contribuição em minha formação científica.

Aos Professores Marcus Girão, Nagato, Maura, Zenon e Brito pela paciência, valiosos ensinamentos e contribuições ao longo desta pesquisa.

Ao Professor Tiago Becker pelas contribuições com a rotina numérica.

A SIKA S.A pela doação de material e literatura técnica.

Aos Colegas de Curso de Pós-Graduação do PECC pela amizade e apoio, em especial ao Ramon, Elaine, Erwin, Rogério Lopes, Marília e Jorge.

A Eva, pelo apoio, receptividade e paciência.

Aos Mentores Dr. Adolfo Bezerra de Menezes, Zeferina e amigos do G.E.R.

Aos Meus Pais (Laudelino e Maria Dos Reis), pela oportunidade da vida e continuidade familiar.

Ao meu esposo, Fabiano Lino do Amaral, pela compreensão e carinho nos momentos mais difíceis.

Aos meus sogros, José Sinésio e Lindalva, que não mediram esforços para tornar real o meu sonho.

A Deus, pois sem sua presença nada seria possível.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho, meus sinceros agradecimentos.

“Todos os esforços, dores e dificuldades que todos nós passamos para realizar as tarefas que nos competem, produzem em nós mechas de luz, que pouco a pouco vão iluminando nosso ser”.

Mãe Zeferina (2000).

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	x
LISTA DE SÍMBOLOS	xxix
RESUMO.....	xxxii
ABSTRACT	xxxiv
1- INTRODUÇÃO.....	1
1.1-CONSIDERAÇÕES GERAIS	1
1.1- APRESENTAÇÃO DA PESQUISA	2
1.2-JUSTIFICATIVA E IMPORTÂNCIA DO TEMA	2
1.3-OBJETIVOS.....	5
1.4-ESTRUTURA DO TRABALHO	5
2- VIBRAÇÕES.....	7
2.1- VIBRAÇÕES.....	7
2.1.1-Vibrações no Corpo Humano	8
2.1.2-Efeitos da Vibração Sobre a Saúde	9
2.2-CRITÉRIOS DE CONFORTO DE ACORDO COM ESPECIFICAÇÕES DE NORMAS	15
2.2.1-Norma ISO-2631:1997 – níveis de vibração aceitáveis.....	16
2.3-BS 6841.....	20
2.4- BS 7085.....	20
3-MODELOS BIODINÂMICOS DO CORPO HUMANO	22
3.1-DEFINIÇÕES E CONSIDERAÇÕES INICIAIS.....	22
3.2-PARÂMETROS PARA UTILIZAÇÃO NOS MODELOS BIODINÂMICOS	23
3.2.1- Densidade, massa, rigidez e amortecimento.....	23
3.2.2-Transmissibilidade	24
3.2.3-Massa Aparente	27
3.2.4-Impedância Mecânica	28
3.3-MODELOS BIODINÂMICOS LINEARES DO CORPO HUMANO	29
3.3.1-Modelos Discretos	29
3.3.2-Modelos de elementos finitos	42
3.3.3-Modelos Multicorpos.....	46

3.3.4-Modelos Lineares Verticais de Baixa Amplitude.....	47
3.4-MODELOS HUMANOS NÃO-LINEARES	48
3.5-CONSIDERAÇÕES SOBRE OS MODELOS	50
4-MODELAGEM BIOMECÂNICA E ANÁLISE PRELIMINAR.....	51
4.1-EQUAÇÃO DO MOVIMENTO E PARÂMETROS BIODINÂMICOS DOS MODELOS	51
4.1.1-Modelo de um grau de liberdade	51
4.2-Busca de novos parâmetros biodinâmicos: procedimento de ajuste das curvas de transmissibilidade experimentais e numérica	58
4.2.1- Busca dos novos parâmetros considerando o modelo linear de Becker.....	61
4.2.1.1- Modelos Lineares de Becker (2006)	61
4.2.1.2- Modelo Linear Cho e Yoon (2001)	71
5-PROGRAMA EXPERIMENTAL E RESULTADOS	81
5.1-VARIÁVEIS	81
5.1.1-Variáveis Independentes	81
5.1.2-Variáveis Dependentes	82
5.2-MATERIAIS	82
5.2.1- Plataforma Vibratória (Laje)	82
5.2.1.1-Equipamentos utilizados na aquisição de dados da laje	84
5.2.1.2- Frequências naturais da laje	88
5.2.3-População amostrada	95
5.3-MÉTODOS DE ENSAIOS DA TRANSMISSIBILIDADE	101
5.3.1- Transmissibilidade	102
5.4-TRANSMISSIBILIDADE PARA INDIVÍDUOS SENTADOS.....	119
5.4.1-Caminhada: excitação por meio de dois, quatro e seis indivíduos.....	119
5.4.2- Pulo: excitação por meio de dois, quatro e seis indivíduos	132
5.5-TRANSMISSIBILIDADE PARA INDIVÍDUOS EM PÉ.....	142
5.5.1-Caminhada: excitação por meio de dois, quatro e seis indivíduos.....	142
5.5.2- Pulo: excitação por meio de dois, quatro e seis indivíduos	153
6-MODELOS BIODINÂMICOS	163
6.1-MODELO DE SEIS GRAUS DE LIBERDADE.....	163
6.2-ANÁLISES ESTATÍSTICAS DOS DADOS DA TRANSMISSIBILIDADE ESTIMADA POR MEIO DA ACELERAÇÃO NO PONTO DE SAÍDA E ENTRADA	

.....	172
6.2.1- Etapa 1 - Análise global incluindo indivíduos sentados e em pé	179
6.6.2-Etapa 2 - Análise global da idade, IMC, profissão e altura pela frequência de ressonância	187
7-CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA FUTURAS PESQUISAS.....	192
7.1-CONCLUSÕES	192
7.1.1-Conclusões sobre a busca de parâmetros biodinâmicos	192
7.1.2-Conclusões sobre o estudo experimental desenvolvido	192
7.1.3-Conclusões sobre o modelo numérico proposto	194
7.2-SUGESTÕES PARA FUTURAS PESQUISAS	194
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	196
APÊNDICE	209
A-QUESTIONÁRIO	210
B-ALGORITMO NO MAPLE PARA CÁLCULO DA TRANSMISSIBILIDADE	213
C-SIMULINK	218
D-ESTATÍSTICA	220

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1- Grandezas características do fenômeno da vibração (Ximenes, 2006).	7
Figura 2.2- Frequências de ressonância de diferentes partes do corpo humano (Vendrame; Pianelli, 2004).	10
Figura 2.3- Curvas de transmissibilidade de vibrações verticais, considerando o corpo humano na posição em pé (Balbinot, 2001).	11
Figura 2.4- Curvas de transmissibilidade de vibrações verticais considerando o corpo humano na posição sentado (Balbinot, 2001).	12
Figura 2.5- Sistema de coordenadas considerado para vibrações mecânicas em seres humanos (Vendrame; Pianelli, 2004).	13
Figura 2.6- Gráfico do guia de efeito à saúde (Soeiro, 2011).	18
Figura 3.1- Modelo de Coermann (Coermann, 1962).	30
Figura 3.2- Modelos unidirecionais do sistema assento-corpo do humano propostos por Cho e Yoon (2001): (a) um grau de liberdade; (b) dois graus de liberdade; (c) três graus de liberdade.	33
Figura 3.3- Instalação experimental para medir a vibração de corpo inteiro: (a) indivíduo sentado apoiado no encosto; (b) indivíduo sentado sem apoio para as costas (Cho; Yoon, 2001).	34
Figura 3.4- Modelo bidirecional de 9 GDL do sistema assento-corpo humano: (a) modelo bidirecional (x e z) com determinação pontos de apoio e uma estimativa da posição das juntas entre as massas rígidas; (b) Parâmetros considerados no modelo proposto por Cho e Yoon (2001).	35
Figura 3.5- Modelo do corpo humano sobre um automóvel, proposto por Kubo et al. (2001).	36
Figura 3.6- Modelos de um e dois GDL desenvolvidos por Matsumoto e Griffin (2003): (a) modelo de um grau de liberdade com apoio sem massa na parte inferior; (b) modelo de um grau de liberdade com uma massa (m_0) na parte inferior; (c) modelo de dois graus de liberdade com sistema massa-mola-amortecedor em série; (d) modelo de dois graus de liberdade com sistema massa-mola-amortecedor com uma massa (m_0) na parte inferior; (e) modelo de dois graus de liberdade com sistema massa-mola-amortecedor em paralelo; (f) modelo de dois graus de liberdade com sistema massa-mola-amortecedo em paralelo e uma massa (m_0) na parte inferior.	38

Figura 3.7- Modelo de parâmetros discretos do corpo humano sentado com três eixos de vibração separados proposto por Rosen e Arcan (2003).	39
Figura 3.8- Esquema da divisão do modelo de quatro graus de liberdade (Anflor, 2003).....	41
Figura 3.9- Coluna vertebral humana (Netter, 1999).	42
Figura 3.10-Planos (Wikipedia, 2010).	43
Figura 3.11- Modelo de elementos finitos da parte superior do corpo humano proposto por Kitazaki e Griffin (1998).	43
Figura 3.12- Representação do modelo proposto por Pankoke et al. (1998), com destaque para o detalhamento da região lombar.	44
Figura 4.1-Modelo de um grau de liberdade.	51
Figura 4.2-Modelo de dois graus de liberdade.	55
Figura 4.3- Fluxograma da rotina numérica.	60
Figura 4.4- Dados experimentais da transmissibilidade assento-cabeça de Becker (2006).	63
Figura 4.5- Comparação entre a curva experimental de Becker (2006) e a curva construída a partir dos novos resultados obtidos neste trabalho (erro = 1,669).	64
Figura 4.6- Comparação entre a curva experimental de Becker (2006) e a curva construída a partir dos resultados dos novos valores obtidos neste trabalho – Modelo de 3 GDL.	67
Figura 4.7- Comparação entre a curva experimental de Becker (2006) para IDM_1 e a curva construída a partir dos resultados dos novos valores obtidos neste trabalho – Modelo de 4 GDL (Erro = 1,705).	70
Figura 4.8- Comparação entre a curva experimental de Becker (2006) para IDM_2 e a curva construída a partir dos resultados dos novos valores obtidos neste trabalho – Modelo de 4 GDL(Erro = 1,753).	70
Figura 4.9- Comparação entre a curva experimental de Becker (2006) para IDM_3 e a curva construída a partir dos resultados dos novos valores obtidos neste trabalho – Modelo de 4 GDL (Erro = 2,278).	71
Figura 4.10- Comparação entre a curva experimental de Becker (2006) para IDM_4 e a curva construída a partir dos resultados dos novos valores obtidos neste trabalho – Modelo de 4 GDL (Erro = 1,529).	71
Figura 4.11- Comparação entre a curva experimental de Becker (2006) para IDM_5 e a curva construída a partir dos resultados dos novos valores obtidos neste trabalho – Modelo de 4 GDL (Erro = 1,683).	71
Figura 4.12- Comparação entre a curva experimental de Becker (2006) para IDM_6 e a curva	

construída a partir dos resultados dos novos valores obtidos neste trabalho – Modelo de 4 GDL (Erro = 1,742).	71
Figura 4.13- Comparação entre a curva experimental e numérica disponíveis na pesquisa de Cho e Yoon (2001) para o Modelo de 1 grau de liberdade.....	76
Figura 4.14- Comparação entre a curva experimental e numérica disponíveis na pesquisa de Cho e Yoon (2001) para o Modelo de 3 graus de liberdade.	78
Figura 5.1- Descrição da plataforma de ensaios dinâmicos montada no Laboratório de Estruturas da UnB: (a) Detalhes construtivos; (b) Detalhamento das medidas dos perfis, pilar e laje com medidas em mm (Carmona, 2011).	84
Figura 5.2- Pontos de medição da resposta dinâmica.....	85
Figura 5.3- Acelerômetro piezoelétrico utilizado.....	85
Figura 5.4- Condicionador de sinais AI2164.	86
Figura 5.5- Tela AqDados 7 para visualização em tempo real do ensaio (Lynx, 2013).	87
Figura 5.6- Esquema de ligação ADS 2000 (Lynx, 2013).	87
Figura 5.7- Modo de vibração referente à primeira frequência natural (Modelo construído com elementos tipos SHELL63 e BEAM4), $f_1 = 3,83$ Hz.....	89
Figura 5.8- Modo de vibração referente à segunda frequência natural (Modelo construído com elementos tipos SHELL63 e BEAM4), $f_2 = 5,83$ Hz.	89
Figura 5.9- Modo de vibração referente à terceira frequência natural (Modelo construído com elementos tipos SHELL63 e BEAM4), $f_3 = 6,32$ Hz.	90
Figura 5.10-Resposta do sistema devido impulso.	91
Figura 5.11- Equipamento HVM100 (Grom, 2009).	92
Figura 5.12-Dispositivo de fixação do acelerômetro para as medições de vibração na cabeça.	93
Figura 5.13- Posições ocupadas pelos indivíduos durante os ensaios com as placas identificadoras de posições e trajetórias na laje.....	94
Figura 5.14- Caminhada dos indivíduos sobre a plataforma no monitoramento na condição sentado.	99
Figura 5.15- Orientação para o pulo (Faisca, 2003).	100
Figura 5.16- Caminhada dos indivíduos sobre a plataforma no monitoramento na condição em pé.....	101
Figura 5.17-Acelerações no ponto de entrada (laje) com seis indivíduos excitando a plataforma por meio do pulo.....	102

Figura 5.18-Acelerações no ponto de saída (cabeça) com seis indivíduos excitando a plataforma por meio do pulo.....	103
Figura 5.19-Análise da plataforma vibratória (ponto de entrada) no domínio da frequência.	104
Figura 5.20- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 2CS (A).	105
Figura 5.21- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 2CS (B).....	106
Figura 5.22- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 2CS (C).....	106
Figura 5.23- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 2PS (A).....	107
Figura 5.24- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 2PS (B).	107
Figura 5.25- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 2PS (C).	107
Figura 5.26-Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 2CP (A).	108
Figura 5.27- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 2CP (B).....	108
Figura 5.28- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 2CP (C).....	108
Figura 5.29- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 2PP (A).....	109
Figura 5.30- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 2PP (B).	109
Figura 5.31- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 2PP (C).	110
Figura 5.32- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 4CS (A).	110
Figura 5.33- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 4CS (B).....	111
Figura 5.34- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 4CS (C).....	111
Figura 5.35- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 4PS (A).....	112
Figura 5.36- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 4PS (B).	112
Figura 5.37- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 4PS (C).	112
Figura 5.38- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 4CP (A).	113
Figura 5.39- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 4CP (B).....	113
Figura 5.40- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 4CP (C).....	113
Figura 5.41- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 4PP (A).....	114
Figura 5.42- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 4PP (B).	114
Figura 5.43- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 4PP (C).	114
Figura 5.44- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 6CS (A).	115
Figura 5.45- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 6CS (B).....	115
Figura 5.46- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 6CS (C).....	116
Figura 5.47- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 6PS (A).....	116
Figura 5.48- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 6PS (B).	117
Figura 5.49- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 6PS (C).	117

Figura 5.50- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 6CP (A).	117
Figura 5.51- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 6CP (B).....	118
Figura 5.52- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 6CP (C).....	118
Figura 5.53- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 6PP (A).....	118
Figura 5.54- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 6PP (B).	119
Figura 5.55- Análise na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 6PP (C).	119
Figura 5.56- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (1) sentado e outros dois excitando por meio de caminhada.....	121
Figura 5.57- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (1) sentado e outros quatro excitando por meio de caminhada.....	121
Figura 5.58- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (1) sentado e outros seis excitando por meio de caminhada.....	121
Figura 5.59- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (2) sentado e outros dois excitando por meio de caminhada.....	122
Figura 5.60- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (2) sentado e outros quatro excitando por meio de caminhada.....	122
Figura 5.61- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (2) sentado e outros seis excitando por meio de caminhada.....	122
Figura 5.62- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (3) sentado e outros dois excitando por meio de caminhada.....	123
Figura 5.63- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (3) sentado e outros quatro excitando por meio de caminhada.....	123
Figura 5.64- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (3) sentado e outros seis excitando por meio de caminhada.....	123
Figura 5.65- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (4) sentado e outros dois excitando por meio de caminhada.....	124
Figura 5.66- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (4) sentado e outros quatro excitando por meio de caminhada.....	124
Figura 5.67- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (4) sentado e outros seis excitando por meio de caminhada.....	124
Figura 5.68- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (5) sentado e outros dois excitando por meio de caminhada.....	125
Figura 5.69- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (5) sentado e outros quatro	

excitando por meio de caminhada.....	125
Figura 5.70- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (5) sentado e outros seis	
excitando por meio de caminhada.....	125
Figura 5.71- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (6) sentado e outros dois	
excitando por meio de caminhada.....	126
Figura 5.72- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (6) sentado e outros quatro	
excitando por meio de caminhada.....	126
Figura 5.73- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (6) sentado e outros seis	
excitando por meio de caminhada.....	127
Figura 5.74- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (7) sentado e outros dois	
excitando por meio de caminhada.....	128
Figura 5.75- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (7) sentado e outros quatro	
excitando por meio de caminhada.....	128
Figura 5.76- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (7) sentado e outros seis	
excitando por meio de caminhada.....	128
Figura 5.77- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (8) sentado e outros dois	
excitando por meio de caminhada.....	129
Figura 5.78- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (8) sentado e outros quatro	
excitando por meio de caminhada.....	129
Figura 5.79- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (8) sentado e outros seis	
excitando por meio de caminhada.....	129
Figura 5.80- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (1) sentado e outros dois	
excitando por meio do pulo.....	133
Figura 5.81- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (1) sentado e outros quatro	
excitando por meio do pulo.....	133
Figura 5.82- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (1) sentado e outros seis	
excitando por meio do pulo.....	133
Figura 5.83- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (2) sentado e outros dois	
excitando por meio do pulo.....	134
Figura 5.84- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (2) sentado e outros quatro	
excitando por meio do pulo.....	134
Figura 5.85- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (2) sentado e outros seis	
excitando por meio do pulo.....	134

Figura 5.86- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (3) sentado e outros dois excitando por meio do pulo.....	135
Figura 5.87- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (3) sentado e outros quatro excitando por meio do pulo.....	135
Figura 5.88- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (3) sentado e outros seis excitando por meio do pulo.....	135
Figura 5.89- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (4) sentado e outros dois excitando por meio do pulo.....	136
Figura 5.90- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (4) sentado e outros quatro excitando por meio do pulo.....	136
Figura 5.91- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (4) sentado e outros seis excitando por meio do pulo.....	136
Figura 5.92- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (5) sentado e outros dois excitando por meio do pulo.....	137
Figura 5.93- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (5) sentado e outros quatro excitando por meio do pulo.....	137
Figura 5.94- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (5) sentado e outros seis excitando por meio do pulo.....	137
Figura 5.95- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (6) sentado e outros dois excitando por meio do pulo.....	138
Figura 5.96- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (6) sentado e outros quatro excitando por meio do pulo.....	138
Figura 5.97- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (6) sentado e outros seis excitando por meio do pulo.....	138
Figura 5.98- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (7) sentado e outros dois excitando por meio do pulo.....	139
Figura 5.99- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (7) sentado e outros quatro excitando por meio do pulo.....	139
Figura 5.100- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (7) sentado e outros seis excitando por meio do pulo.....	139
Figura 5.101- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (8) sentado e outros dois excitando por meio do pulo.....	140
Figura 5.102- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (8) sentado e outros quatro	

excitando por meio do pulo.....	140
Figura 5.103- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (8) sentado e outros seis	
excitando por meio do pulo.....	140
Figura 5.104- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (1) em pé e outros dois	
excitando por meio de caminhada.....	143
Figura 5.105- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (1) em pé e outros quatros	
excitando por meio de caminhada.....	143
Figura 5.106- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (1) em pé e outros seis	
excitando por meio de caminhada.....	144
Figura 5.107- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (2) em pé e outros dois	
excitando por meio de caminhada.....	144
Figura 5.108- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (2) em pé e outros quatros	
excitando por meio de caminhada.....	144
Figura 5.109- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (2) em pé e outros seis	
excitando por meio de caminhada.....	145
Figura 5.110- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (3) em pé e outros dois	
excitando por meio de caminhada.....	145
Figura 5.111- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (3) em pé e outros quatros	
excitando por meio de caminhada.....	145
Figura 5.112- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (3) em pé e outros seis	
excitando por meio de caminhada.....	146
Figura 5.113- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (4) em pé e outros dois	
excitando por meio de caminhada.....	146
Figura 5.114- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (4) em pé e outros quatros	
excitando por meio de caminhada.....	146
Figura 5.115- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (4) em pé e outros seis	
excitando por meio de caminhada.....	147
Figura 5.116- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (5) em pé e outros dois	
excitando por meio de caminhada.....	147
Figura 5.117- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (5) em pé e outros quatros	
excitando por meio de caminhada.....	147
Figura 5.118- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (5) em pé e outros seis	
excitando por meio de caminhada.....	148

Figura 5.119- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (6) em pé e outros dois excitando por meio de caminhada.....	148
Figura 5.120- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (6) em pé e outros quatros excitando por meio de caminhada.....	148
Figura 5.121- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (6) em pé e outros seis excitando por meio de caminhada.....	149
Figura 5.122- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (7) em pé e outros dois excitando por meio de caminhada.....	149
Figura 5.123- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (7) em pé e outros quatros excitando por meio de caminhada.....	150
Figura 5.124- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (7) em pé e outros seis excitando por meio de caminhada.....	150
Figura 5.125- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (8) em pé e outros dois excitando por meio de caminhada.....	151
Figura 5.126- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (8) em pé e outros quatros excitando por meio de caminhada.....	151
Figura 5.127- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (8) em pé e outros seis excitando por meio de caminhada.....	151
Figura 5.128- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (1) em pé e outros dois excitando por meio do pulo.....	154
Figura 5.129- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (1) em pé e outros quatros excitando por meio do pulo.....	154
Figura 5.130- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (1) em pé e outros seis excitando por meio do pulo.....	154
Figura 5.131- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (2) em pé e outros dois excitando por meio do pulo.....	155
Figura 5.132- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (2) em pé e outros quatros excitando por meio do pulo.....	155
Figura 5.133- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (2) em pé e outros seis excitando por meio do pulo.....	155
Figura 5.134- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (3) em pé e outros dois excitando por meio do pulo.....	156
Figura 5.135- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (3) em pé e outros quatros	

excitando por meio do pulo.....	156
Figura 5.136- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (3) em pé e outros seis	
excitando por meio do pulo.....	156
Figura 5.137- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (4) em pé e outros dois	
excitando por meio do pulo.....	157
Figura 5.138- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (4) em pé e outros quatros	
excitando por meio do pulo.....	157
Figura 5.139- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (4) em pé e outros seis	
excitando por meio do pulo.....	157
Figura 5.140- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (5) em pé e outros dois	
excitando por meio do pulo.....	158
Figura 5.141- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (5) em pé e outros quatros	
excitando por meio do pulo.....	158
Figura 5.142- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (5) em pé e outros seis	
excitando por meio do pulo.....	158
Figura 5.143- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (6) em pé e outros dois	
excitando por meio do pulo.....	159
Figura 5.144- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (6) em pé e outros quatros	
excitando por meio do pulo.....	159
Figura 5.145- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (6) em pé e outros seis	
excitando por meio do pulo.....	159
Figura 5.146- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (7) em pé e outros dois	
excitando por meio do pulo.....	160
Figura 5.147- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (7) em pé e outros quatros	
excitando por meio do pulo.....	160
Figura 5.148- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (7) em pé e outros seis	
excitando por meio do pulo.....	160
Figura 5.149- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (8) em pé e outros dois	
excitando por meio do pulo.....	161
Figura 5.150- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (8) em pé e outros quatros	
excitando por meio do pulo.....	161
Figura 5.151- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (8) em pé e outros seis	
excitando por meio do pulo.....	161

Figura 6.1- Modelo de seis graus de liberdade estudado para pessoas submetidas à vibração na posição sentada.	165
Figura 6.2- Modelo de seis graus de liberdade estudado para pessoas submetidas à vibração na posição em pé.	167
Figura 6.3- Transmissibilidade do indivíduo 1.4CS para valores calculados e experimentais simulados no Maple.	168
Figura 6.4- Fluxograma de apresentação geral da primeira etapa da análise.	173
Figura 6.5- Fluxograma de apresentação geral da segunda etapa da análise.	174
Figura 6.6- Cálculo das médias por meio do teste de Duncan no software Statistica.	176
Figura 6.7- Tabela de dados no software Statistica 7.0: (a) cálculo dos graus de liberdade; (b) determinação do $F_{\text{calculado}}$	180
Figura 6.8- Estimativa da medida dos valores médios globais da transmissibilidade, com seu erro padrão, para posição x transmissibilidade.	185
Figura 6.9- Estimativa da medida dos valores médios globais da transmissibilidade, com seu erro padrão, para indivíduos x transmissibilidade.	186
Figura 6.10- Estimativa da medida dos valores médios globais da transmissibilidade, com seu erro padrão, para quantidade de pessoas x transmissibilidade.	186
Figura 6.11- Estimativa da medida dos valores médios globais da transmissibilidade, com seu erro padrão, para formas de excitação x transmissibilidade.	187
Figura 6.12- Estimativa da medida dos valores médios globais da transmissibilidade, com seu erro padrão, para idade (anos) x transmissibilidade.	189
Figura 6.13- Estimativa da medida dos valores médios globais da transmissibilidade, com seu erro padrão, para IMC x transmissibilidade.	190
Figura 6.14- Estimativa da medida dos valores médios globais da transmissibilidade, com seu erro padrão, para profissão x transmissibilidade.	190
Figura 6.15- Estimativa da medida dos valores médios globais da transmissibilidade, com seu erro padrão, para altura (m) x transmissibilidade.	191
Figura C.1- Simulink do Matlab.	218
Figura D.1- Tela inicial do software Statistica.	220
Figura D.2- Dados coletados na presente pesquisa tabelados.	221
Figura D.3- Seleção do módulo de trabalho.	221
Figura D.4- Opções de variáveis a serem selecionadas para investigar os efeitos.	222
Figura D.5- Seleção das variáveis a serem investigadas os seus efeitos.	222

Figura D.6- Confirmação das variáveis selecionadas a serem analisadas.....	223
Figura D.7- Menu dos resultados da análise realizada.....	223
Figura D.8- Resultado dos efeitos de cada uma das variáveis via Teste F.....	224
Figura D.9- Cálculo dos coeficientes de determinação e correlação.....	225
Figura D.10- Opções de testes.....	225
Figura D.11-Teste Duncan.	226
Figura D.12- Ordenamento das médias pelo teste de Duncan e separação por grupos.....	226
Figura D.13- Seleção do tipo de gráfico.....	227
Figura D.14- Características gerais do gráfico selecionado.	228
Figura D.15- Opções de configurações para o gráfico.	228
Figura D.16- Gráfico final.....	229
Figura D.17- Tabulação dos dados da Etapa 2.	229

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1- Efeitos da vibração sobre as pessoas (Misael, 2001).	15
Tabela 2.2- Aceleração r.m.s ponderada com indicação das reações com relação ao conforto experimentada pelos usuários de transporte público. Fonte: BS 6841 (1987) e ISO 2631-1 (1997).	20
Tabela 2.3- Aceleração r.m.s ponderada equivalente a um VDV de 15 m/s para vibração mecânica contínua com magnitude constante (BS 7085, 1989).	21
Tabela 3.1- Massa específica dos segmentos do corpo humano baseados em estudos em cadáveres: (a) baseado na dissecação de 5 cadáveres, (b) baseado na dissecação de 8 cadáveres.	23
Tabela 3.2- Limites das constantes de rigidez e de amortecimento para o corpo humano (Boiléau; Rackeja, 1998).	24
Tabela 4.1- Ajuste das curvas variando a rigidez no modelo de 1 GDL de Becker (2006).	62
Tabela 4.2- Ajuste das curvas variando o amortecimento no modelo de 1 GDL de Becker (2006).	62
Tabela 4.3- Novos valores para rigidez e amortecimento com o menor erro encontrado com o modelo de 1 GDL $m = 56$ Kg de Becker (2006).	63
Tabela 4.4- Parâmetros biodinâmicos obtidos por Becker (2006) e novos valores calculados – Modelo de 1GDL.	64
Tabela 4.5- Novo valor de k_1 considerando $m = 56$ Kg (Becker, 2006).	65
Tabela 4.6- Novo valor de k_2 considerando $m = 56$ Kg (Becker, 2006)	65
Tabela 4.7- Novo valor de k_3 considerando $m = 56$ Kg (Becker, 2006)	66
Tabela 4.8- Novo valor de c_1 considerando $m = 56$ Kg (Becker, 2006)	66
Tabela 4.9- Novo valor de c_2 considerando $m = 56$ Kg (Becker, 2006)	66
Tabela 4.10- Novo valor de c_3 considerando $m = 56$ Kg (Becker, 2006).	66
Tabela 4.11- Parâmetros biodinâmicos obtidos por Becker (2006) e novos valores calculados – Modelo de 3 GDL.	67
Tabela 4.12- Parâmetros do modelo de 4 GDL (Becker, 2006).	68
Tabela 4.13- Dados dos indivíduos analisados (Becker, 2006).	69
Tabela 4.14- Ajuste das curvas variando a rigidez no modelo de 1 GDL de Cho e Yoon (2001).	74
Tabela 4.15- Ajuste das curvas variando o amortecimento para modelo de 1 GDL de Cho e	

Yoon (2001).....	75
Tabela 4.16- Ajuste final das curvas variando o amortecimento para modelo de 1 GDL de Cho e Yoon (2001).....	75
Tabela 4.17- Parâmetros biodinâmicos obtidos por Cho e Yoon (2001) e novos valores calculados – Modelo de 1GL	76
Tabela 4.18-Novo valor para k_1 considerando $m = 56,8$ Kg de Cho e Yoon (2001).	78
Tabela 4.19- Novo valor para k_2 considerando $m = 56,8$ Kg de Cho e Yoon (2001).	78
Tabela 4.20- Novo valor para k_3 considerando $m = 56,8$ Kg de Cho e Yoon (2001).	79
Tabela 4.21- Novo valor para c_1 considerando com $m = 56,8$ Kg de Cho e Yoon (2001).....	79
Tabela 4.22- Novo valor para c_2 considerando $m = 56,8$ Kg de Cho e Yoon (2001).	79
Tabela 4.23- Novo valor para c_3 considerando $m = 56,8$ Kg de Cho e Yoon (2001).	79
Tabela 4.24- Parâmetros biomecânicos estimados do modelo de 3GDL chute inicial para massa de 56,8 Kg.	80
Tabela 5.1- Análise resumo comparativa experimental e computacional.	90
Tabela 5.2- Características da população estudada.	96
Tabela 5.3- Índice de massa corporal	96
Tabela 5.4- Características Físicas: Peso.....	96
Tabela 5.5- Características Físicas: altura	97
Tabela 5.6- Distribuição por faixa etária	97
Tabela 5.7- Principais questionamentos realizados à população estudada.....	98
Tabela 5.8- Condições ambientes no dia do ensaio na posição sentado.....	102
Tabela 5.9. Condições ambientes no dia do ensaio na posição em pé.	102
Tabela 5.10- Comparação dos resultados experimentais para transmissibilidade assento/cabeça para um indivíduo sentado e outros dois excitando por meio da caminhada e as pesquisas encontradas na literatura.....	131
Tabela 5.11- Comparação dos resultados experimentais para transmissibilidade assento/cabeça para um indivíduo sentado e outros quatro excitando por meio da caminhada e as pesquisas encontradas na literatura.	131
Tabela 5.12- Comparação dos resultados experimentais para transmissibilidade assento/cabeça para um indivíduo sentado e outros seis excitando por meio da caminhada e as pesquisas encontradas na literatura.....	132
Tabela 5.13- Comparação dos resultados experimentais para transmissibilidade assento/cabeça para um indivíduo sentado e outros dois excitando por meio do pulo e as	

pesquisas encontradas na literatura.....	141
Tabela 5.14- Comparação dos resultados experimentais para transmissibilidade assento/cabeça para um indivíduo sentado e outros quatro excitando por meio do pulo e as pesquisas encontradas na literatura.....	142
Tabela 5.15- Comparação dos resultados experimentais para transmissibilidade assento/cabeça para um indivíduo sentado e outros seis excitando por meio do pulo e as pesquisas encontradas na literatura.....	142
Tabela 5.16- Comparação dos resultados experimentais para transmissibilidade assento/cabeça para um indivíduo em pé e outros dois excitando por meio da caminhada e as pesquisas encontradas na literatura.....	152
Tabela 5.17- Comparação dos resultados experimentais para transmissibilidade assento/cabeça para um indivíduo sentado e outros quatro por meio da caminhada e as pesquisas encontradas na literatura.....	152
Tabela 5.18- Comparação dos resultados experimentais para transmissibilidade assento/cabeça para um indivíduo em pé e outros seis excitando por meio da caminhada e as pesquisas encontradas na literatura.....	152
Tabela 5.19- Comparação dos resultados experimentais para transmissibilidade assento/cabeça para um indivíduo em pé e outros dois excitando por meio do pulo e as pesquisas encontradas na literatura.....	162
Tabela 5.20- Comparação dos resultados experimentais para transmissibilidade assento/cabeça para um indivíduo em pé e outros quatro excitando por meio do pulo e as pesquisas encontradas na literatura.....	162
Tabela 5.21- Comparação dos resultados experimentais para transmissibilidade assento/cabeça para um indivíduo em pé e outros seis excitando por meio do pulo e as pesquisas encontradas na literatura.....	162
Tabela 6.1- Parâmetros biomecânicos do modelo de 6GDL para os indivíduos avaliados na posição sentada.....	170
Tabela 6.2- Parâmetros biomecânicos do modelo de 6GDL para os indivíduos avaliados na posição em pé.....	171
Tabela 6.3- Dados de amostras e respectivas médias.....	177
Tabela 6.4- Teste F.....	179
Tabela 6.5- Resultados da análise estatística realizada com os dados de transmissibilidade em indivíduos em pé e sentado, para as variáveis independentes consideradas no modelo	

estatístico.	182
Tabela 6.6- Resultado da análise global realizada com os dados de idade, IMC, profissão e altura pela frequência de ressonância para os indivíduos avaliados.	188

LISTA DE NOMENCLATURA E ABREVIACÕES

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ADS	Amplificador de sinais
ATB	Modelo Articulado Total do Corpo
BS	Norma Britânica
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
CEP	Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Brasília
CNPq	Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
CSD	Densidade espectral cruzada
C ₅ -T ₁	Plexo braquial
C ₂ -C ₄	Plexo cervical
DEP	Densidade espectral de potência
D.m.s	Diferença mínima significativa
ENE	Nordeste
ESE	Sudeste
F	Parâmetro de Fisher para o teste de significância dos efeitos
FFT	Transformada rápida de Fourier
H(f)	Transmissibilidade
H _{mod} (f)	Módulo de H(f).
H _{ph} (f)	Ângulo de fase de H(f).
H _{1e}	Modelo experimental para 1 GDL
H _{1m}	Modelo numérico para 1 GDL
H _{3e}	Modelo experimental para 3 GDL
HVM	Medidor de vibração em humanos
IDM	Indivíduo Motorista
ILO	International Labor Organization
IMC	Índice de massa corporal médio
ImH(f)	A parte imaginária da função de resposta da H(f)
ISO	International Standard Organization
L ₄ -S ₄	Plexo sacral
L ₁ -L ₄	Plexo lombar
<i>n</i>	Número de pontos
PECC/UnB	Programa de Pós-Graduação em Estrutura e Construção Civil da Universidade de Brasília
ReH(f)	Parte real da função de resposta da H(f)
R.M.S	Root Mean Square
R _{mod}	Coefficiente de correlação do modelo

R^2_{mod}	Coefficiente de determinação do modelo
Rx	Autocorrelação
Sx	Densidade espectral de potência
TVR	Reflexo Tônico da Vibração
T ₂ -T ₁₂	Vértebras torácicas
VCI	Vibração de Corpo Inteiro
VDI	Norma Alemã de Vibração
VDV	Valor Dose da Vibração
V_e	Valor da resposta experimental
V_m	Valor da resposta do modelo
2CS	Laje excitada por meio da caminhada de duas pessoas e uma avaliada na postura sentada
4CS	Laje excitada por meio da caminhada de quatro pessoas e uma avaliada na postura sentada
6CS	Laje excitada por meio da caminhada de seis pessoas e uma avaliada na postura sentada
2PS	Laje excitada por meio do pulo de duas pessoas e uma avaliada na postura sentada
4PS	Laje excitada por meio do pulo de quatro pessoas e uma avaliada na postura sentada
6PS	Laje excitada por meio do pulo de seis pessoas e uma avaliada na postura sentada
2CP	Laje excitada por meio da caminhada de duas pessoas e uma avaliada na postura em pé
4CP	Laje excitada por meio da caminhada de quatro pessoas e uma avaliada na postura em pé
6CP	Laje excitada por meio da caminhada de seis pessoas e uma avaliada na postura em pé
2PP	Laje excitada por meio do pulo de duas pessoas e uma avaliada na postura em pé
4PP	Laje excitada por meio do pulo de quatro pessoas e uma avaliada na postura em pé
6PP	Laje excitada por meio do pulo de seis pessoas e uma avaliada na postura em pé
2CS	Laje excitada por meio da caminhada de duas pessoas e uma avaliada na postura sentada
τ	Deslocamento no tempo

$\gamma_{\text{io}}^2(\mathbf{f})$

Função de coerência

LISTA DE SÍMBOLOS

Hz	Hertz
m	Metros
m/s	Metros por segundo
m/s^2	Metros por segundo ao quadrado
w_d	Aceleração ponderada em função da frequência nas direções X e Y
w_k	Aceleração ponderada em função da frequência na direção Z
w_c	Aceleração ponderada em função da frequência para o encosto do banco direção X.
T(f)	Transmissibilidade
M(ω)	Massa em função da frequência
F(ω)	Força em função da frequência
f_q	Força aplicada na base
a(ω)	Aceleração em função da frequência
Z	Impedância Mecânica
z_s	Deslocamento da superfície do assento, no qual o acelerômetro do quadril foi instalado
z_0	Deslocamento da superfície vibrante
\dot{z}_l	Velocidade do corpo humano para grau de liberdade z_l

\dot{z}_2	Velocidade do corpo humano para grau de liberdade z_2
\dot{z}_3	Velocidade do corpo humano para grau de liberdade z_3
z_1	Deslocamento do corpo humano para grau de liberdade z_1
z_2	Deslocamento do corpo humano para grau de liberdade z_2
z_3	Deslocamento do corpo humano para grau de liberdade z_3
\ddot{z}_1	Aceleração em função do tempo (t) para o grau de liberdade z_1
\ddot{z}_2	Aceleração em função do tempo (t) para o grau de liberdade z_2
\ddot{z}_3	Aceleração em função do tempo (t) para o grau de liberdade z_3
m_1	Massa do corpo movendo-se em relação à plataforma que suporta a pessoa
m_2	Massa do corpo e das pernas que não se movem em relação à plataforma
m	Massa do corpo
k	Constante de rigidez
c	Coefficiente de amortecimento
c_{sv1}	Amortecimento do assento
c_{v1}	Amortecimento do quadril
$X(s)$	Transformada de Laplace
$x(t)$	Deslocamento da massa
$x_b(t)$	Deslocamento da base
$f_b(t)$	Força que atua sobre a base
$f(t)$	Força de inércia que atua sobre a massa

H_{1m}	Transmissibilidade entre o quadril e a cabeça
H_{3m}	Transmissibilidade entre o quadril e a cabeça
k_{sv1}	Rigidez do assento
k_{v1}	Rigidez do quadril
M (s)	Massa aparente do modelo
Mn (s)	Massa aparente normalizada
V_m	Valor da resposta do modelo
n	Número de pontos que se utiliza para descrever a curva de resposta em função da frequência na faixa representada
V_e	Valor experimental
GDL	Graus de liberdade
$H(\omega)$	Função de transferência no domínio da frequência
ω	Frequência
S_{00}	Densidade espectral cruzada no sinal de saída
S_{ii}	Densidade espectral cruzada no sinal de entrada

RESUMO

ESTUDO NUMÉRICO-EXPERIMENTAL PARA PROPOSIÇÃO DE MODELO DINÂMICO DO CORPO-HUMANO SUBMETIDO A VIBRAÇÕES VERTICAIS

Autor: Cecília de Castro Bolina

Orientadora: Graciela Nora Doz de Carvalho

Programa de Pós-graduação em Estruturas e Construção Civil

Brasília, Novembro de 2013.

As edificações concebidas nos últimos anos são cada vez mais esbeltas, com maior flexibilidade, e em geral com baixo fator de amortecimento estrutural, provocando redução nas frequências naturais das estruturas e tornando-as mais suscetíveis a carregamentos dinâmicos, já que suas frequências naturais passam a ficar cada vez mais próximas das frequências de excitação associadas às atividades humanas. Assim, ao projetar-se uma edificação é necessário quantificar em que níveis de vibração os ocupantes serão expostos. As estruturas são dimensionadas de modo a atender os requisitos referentes ao estado de ruína, contudo, pode estar suscetível a vibrações que proporcionem desconforto humano. No entanto, não é esperado que ocupantes de edifícios estejam expostos a níveis da vibração que causam danos físicos diretamente ao corpo. Portanto, admite-se que a vibração de um edifício pode afetar a saúde de forma indireta, causando, por exemplo, uma diminuição da concentração nas pessoas ou um estresse ambiental adicional que possa afetar a saúde mental, o estado emocional e etc. Na prática torna-se difícil fornecer um modelo ou método apropriado de verificação e análise que prediga estes efeitos no corpo humano. Este trabalho tem como objetivo realizar um estudo experimental para determinação da transmissibilidade das vibrações na cabeça/assento e cabeça/laje com vistas de verificar se atendem os requisitos de conforto (ISO 2631:1997), no tocante a adequabilidade das edificações quanto às vibrações e propor um modelo biodinâmico para o corpo humano. Na primeira etapa, os ensaios são realizados com oito indivíduos sobre a laje, com a sua excitação produzida pela caminhada de dois, quatro e seis pessoas e uma na postura sentada; e, na segunda etapa pelo pulo dos indivíduos sobre a laje mantendo a postura sentada; Posteriormente, o indivíduo monitorado permanece na postura em pé, realizando novamente as excitações de caminhada e pulo. Em todas as etapas, os níveis de vibração são aplicados de forma progressiva, aumentando aos poucos o número de indivíduos que caminham ou pulam sobre a laje para quantificar os efeitos da vibração em seres humanos. As medições são realizadas ao longo do eixo z, de acordo com as definições das normas ISO 2631 (1997), utilizando-se de acelerômetros triaxiais, com sinais adquiridos por meio do ADS 2000, amplificador de sinais e o

equipamento Human Vibration Meter (HVM 100 – medidor de vibração no corpo humano). Um modelo linear de seis graus de liberdade foi desenvolvido para representar o comportamento biodinâmico de indivíduos submetidos à vibração e ajustado com base nos resultados experimentais da transmissibilidade da vibração. Os resultados indicaram que a curva de transmissibilidade numérica e experimental para a população amostrada entre o assento e a cabeça apresentaram ajustes muito próximos.

Palavras chave: Dinâmica das estruturas; Modelos biodinâmicos; Vibrações de corpo; Vibrações em humanos; Transmissibilidade.

ABSTRACT

NUMERICAL AND EXPERIMENTAL STUDY TO PROPOSE A DYNAMIC MODEL OF THE HUMAN BODY SUBJECTED TO VERTICAL VIBRATIONS

Author: Cecília de Castro Bolina

Supervisor: Graciela Nora Doz de Carvalho

Graduation Degree Program in Structures and Construction

Brasília, November 2013.

The design of buildings has become increasingly slim in recent years, with greater flexibility, and generally with low structural smoothing factor, causing the natural frequency of structures to decrease and become more susceptible to dynamic loads as they approach the excitation frequencies associated with human activities. Nonetheless, building occupants are not expected to be exposed to vibration levels that cause direct physical damages to the body. Thus, the project of a building requires the quantification of the vibration levels that the occupants will be exposed to. The structures will be dimensioned in order to meet the requirements referent to the state of ruin; however, they could be susceptible to vibrations that provide human discomfort. Therefore, the vibration of a building is regarded as indirect influence on health, for example when causing a decrease in human concentration or an additional environmental stress that could affect mental health, emotional state, etc. In practice, it is difficult to provide a proper predictive model or method to verify and analyze such effects on the human body. The objectives of this study are to conduct an experimental study to establish the transmissibility of head and seat vibrations, as well as head and slab vibrations, in order to verify whether they meet the requirements of comfort associated with the suitability of buildings regarding vibrations, and finally to propose a biodynamic model of the human body. The first stage involved tests on eight individuals on the slab with excitation provided by two, four and six individuals walking and one subject sitting; at the second stage, the individuals jumped on the slab maintaining sitting posture; posteriorly, the monitored subject remains in standing posture, once more carrying out the excitations when walking and jumping. The vibration levels at all stages are progressively applied gradually increasing the number of individuals walking or jumping on the slab to have the effects of vibration on human beings quantified. The measurements are carried out along the 'z' axis according to definitions by ISO 2631 (1997) using triaxial accelerometers with signals acquired through ADS 2000, signal amplifier and the equipment Human Vibration Meter (HVM 100 – human vibration meter). A six-degree of freedom linear model was developed to represent the

biodynamic behavior of individuals subjected to vibration and adjusted based on the experimental results from vibration transmissibility. The results indicated that the numerical and experimental transmissibility curve for the population sampled between head and seat presented very similar adjustments.

Key words: Structure dynamics; Biodynamic models; Body vibrations;
Human vibrations; Transmissibility.

1- INTRODUÇÃO

1.1-CONSIDERAÇÕES GERAIS

As edificações concebidas nos últimos anos são cada vez mais leves e esbeltas, e em geral com baixo fator de amortecimento estrutural, resultando em baixas frequências naturais e tornando-as mais suscetíveis a carregamentos dinâmicos, já que suas frequências naturais passam a ficar cada vez mais próximas das frequências de excitação (Langer, 2008).

Segundo Tedesco et al. (1998), a vibração em edificações pode ter sua origem em fontes internas, externas e outras. Para as fontes internas têm-se, os equipamentos domésticos ou industriais, tráfego de pedestres e/ou atividades rítmicas de grupos, e para as externas podem ser citadas, o vento, tráfego rodoviário ou ferroviário. Cada uma das fontes que originam as vibrações produz uma excitação característica, que pode ser periódica ou não periódica.

O conforto dos ocupantes de uma edificação depende das características da estrutura, tais como condições de contorno, massa, frequência natural, rigidez e capacidade de amortecimento; características das cargas de excitação, tais como sua variabilidade com o tempo, sua frequência de excitação e sua magnitude; e do nível de aceitabilidade e percepção humana, em termos de fatores de resposta (Pereira, 2005).

A vibração é comumente considerada não apenas como um problema de engenharia, mas também de saúde quando está relacionada ao ser humano. Nas últimas décadas, alguns pesquisadores vêm desenvolvendo estudos com relação à exposição de seres humanos à vibração, e as consequências desta exposição na saúde física e mental (Smith, 2000; Pereira, 2005).

O estudo da exposição do corpo humano à vibração se dá de forma lenta em função de várias limitações que não serão superadas em um curto espaço de tempo. Uma delas, é que o corpo humano é um sistema estrutural de alta complexidade, para o qual a maioria das simplificações adotadas nos modelos utilizados na engenharia, de forma geral, não se aplica sem um distanciamento significativo da realidade. Os tecidos humanos possuem comportamento mecânico anisotrópico, não linear, variável no tempo, com capacidade de regeneração e de adaptação diferente de indivíduo para indivíduo e subordinada ao controle

consciente e inconsciente. A determinação das propriedades mecânicas dos tecidos é de grande complexidade, porque as medições envolvem uma série de questões técnicas e éticas de difícil solução (Becker, 2006; Rahmatalla et al., 2008).

Ao expor uma pessoa a uma vibração, as características do movimento e o tempo de exposição vão determinar em que grau este fenômeno poderá ser prejudicial para o indivíduo. Alguns setores da economia, como a indústria, o transporte e a agricultura impõem ao trabalhador longos períodos de exposição à vibração. Embora ainda não esteja integralmente fundamentado, existem fortes indícios da associação de efeitos nocivos da exposição à vibração com o desempenho e a saúde do indivíduo.

É crescente o número de pesquisas que enfocam pessoas expostas à vibração quanto à saúde ocupacional. Contudo, com enfoque em conforto relacionado aos efeitos ocasionados por meio de vibrações das edificações em humanos há poucos na literatura.

1.1- APRESENTAÇÃO DA PESQUISA

A presente tese de doutorado foi realizada no Programa de Pós-graduação de Estruturas e Construção Civil (PECC/UnB), e é parte de um projeto de pesquisa mais amplo intitulado: “Avaliação de vibrações induzidas por atividades humanas”. Trata-se de um projeto de pesquisa com apoio e financiamento do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), conduzido por pesquisadores do Programa de Mestrado e Doutorado da Universidade de Brasília.

1.2-JUSTIFICATIVA E IMPORTÂNCIA DO TEMA

O corpo humano pode ser considerado como um sistema não-linear com vários graus de liberdade, com propriedades mecânicas diferentes variando de pessoa para pessoa. Os efeitos da vibração direta sobre ele por períodos prolongados podem ser extremamente graves, sendo capazes, segundo Chaffin et al. (1999), até mesmo de provocar danos permanentes em alguns órgãos.

No Brasil, as Normas Técnicas que estabelecem de forma clara uma metodologia para avaliação da vibração são a NH09:2012 (Norma de Higiene ocupacional- Avaliação da Exposição Ocupacional a Vibrações de Corpo Inteiro) da Fundacentro e as NR-9:1994 (Programas de Prevenção de Riscos Ambientais), NR-10:2004 (Segurança em Instalações e Serviços em Eletricidade) que serviram de referências para a NR-15:2011 (Atividades e Operações Insalubres), e a mais recente, NBR 15.575:2013, partes 2 e 6 (Norma de Desempenho de Edificações Habitacionais). Algumas pesquisas já foram realizadas nesta área, contudo, os efeitos da interação do corpo humano com sistemas que vibram estão longe ainda de um entendimento aceitável. Pesquisas na área da biodinâmica realizadas em outros países com melhores índices de desenvolvimento econômico e social, não levam em consideração fatores relacionados à realidade da população brasileira. A importância destes fatores é suficiente para gerar dúvidas sobre a aplicabilidade direta dos resultados destas pesquisas. O comportamento biomecânico do biótipo do brasileiro, que tem uma mistura de etnias, pode apresentar diferenças significativas em relação ao observado nas populações nórdicas ou norte americanas.

Hamilton em 1918 começou o estudo biodinâmico quando investigou os efeitos das vibrações sobre os trabalhadores em pedreiras de calcário.

Segundo Stainer (2001) antes de 1945, muito pouco foi pesquisado a respeito da resposta humana à vibração. Ele cita um trabalho de Reiher e Meister, que em 1931 fizeram uma tentativa de relacionar níveis de vibração e sensação, inspirado em estudos da época sobre a relação entre ruído e percepção auditiva. Em um período posterior, entre 1945 e 1960, surgiram os primeiros experimentos sobre transmissibilidade e impedância mecânica de pessoas em pé e sentadas, que serviram de base para as primeiras normas sobre exposição humana à vibração (norma alemã VDI 2057). Neste mesmo período, nos Estados Unidos, aparecem as primeiras experiências com sistemas eletro-hidráulicos, que levaram à definição das curvas de limite de tolerância em função da frequência, as quais influenciaram no desenvolvimento das curvas de ponderação da primeira versão da norma ISO 2631 – 1974. Von Gierke (1971) afirma que foi a participação de engenheiros, matemáticos e físicos nas pesquisas em biodinâmica que aumentou a ênfase dada nesta área ao entendimento quantitativo dos processos físicos e mecânicos envolvidos, na descrição matemática dos resultados, e na análise da interação entre homem e meio-ambiente através

de modelos mecânicos e matemáticos.

Entretanto, havia certa descrença em relação aos modelos mecânicos e matemáticos que representavam a interação entre homem e meio-ambiente alegando-se que eram demasiado simples para representar um organismo vivo. Tal argumento era rebatido pelos pesquisadores relacionados às ciências exatas com a ideia de que, em longo prazo, esta seria a única abordagem com expectativa real de progresso no sentido de evitar ou minimizar os efeitos nocivos da vibração sobre o corpo humano (Von Gierke, 1971).

Segundo Griffin (1990a), a evolução do conhecimento sobre o comportamento dinâmico do corpo humano ainda depende, em larga escala, da realização de trabalhos experimentais.

Os estudos sobre modelos biodinâmicos no Brasil só começaram a intensificar-se após a década de 1990. Aos poucos estão sendo formados vários grupos de estudos preocupados com o efeito da vibração sobre o corpo humano, visando caracterizar sua ação no sentido de prevenir processos nocivos em seres humanos. No grupo de estudo da Universidade Federal do Rio Grande do Sul coordenado pelo Professor Alberto Tamagna destacam-se as pesquisas realizadas por Anflor (2003) e Becker (2006). Nesse contexto, podem citar-se as pesquisas coordenadas pelo Professor Sylvio Reynaldo Bistafa, da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, em especial, a dissertação desenvolvida por Packer em 2008 que estudou a influência da vibração no desempenho de tarefas de pilotos de aeronaves. Para o seu desenvolvimento, foi montada uma bancada usando um assento de aeronave para avaliar a transmissibilidade da vibração vertical para os pilotos e verificar se níveis elevados de aceleração, como no caso de falha da turbina, podem prejudicar a sua habilidade em desempenhar tarefas de leitura, escrita e digitação. E, recentemente, a pesquisa desenvolvida por Ferreira e Duarte em 2010 na Universidade Federal de São João Del Rei e na empresa Vision Graphic teve como objetivo o estudo do comportamento do globo ocular de seres humanos quando submetido a vibrações, tanto verticais como horizontais. Os autores obtiveram a faixa de frequência em que o globo ocular tem seu comportamento alterado (ressonância) e compararam os resultados do modelo em elementos finitos com os resultados experimentais. Para este estudo foi elaborado um modelo biodinâmico não-linear em elementos finitos. Os resultados numéricos apresentaram boas correlações quando

comparados com resultados experimentais obtidos na literatura, apresentando uma variação de 3%.

1.3-OBJETIVOS

Este trabalho tem como objetivo principal realizar um estudo experimental para determinação da transmissibilidade das vibrações na cabeça/assento e cabeça/laje com vistas de verificar se a plataforma vibratória (laje) atendem os requisitos de conforto, no tocante a adequabilidade das edificações quanto às vibrações e propor um modelo biodinâmico para o corpo humano.

Dentro deste objetivo geral, apresentam-se os seguintes objetivos específicos:

- ✓ Realizar medições em laboratório que permitam estimar os parâmetros do comportamento dinâmico do corpo humano de pessoas sentadas e em pé;
- ✓ Desenvolver um modelo numérico do comportamento dinâmico do corpo humano baseados nos dados experimentais obtidos no presente trabalho.

1.4-ESTRUTURA DO TRABALHO

A estrutura do trabalho está dividida em sete capítulos, de modo a atender aos objetivos propostos, cumprindo o seguinte escopo: introdução, revisão bibliográfica sobre o tema, metodologia experimental utilizada, apresentação e análise dos resultados obtidos, conclusões e sugestões para trabalhos futuros, além das referências bibliográficas utilizadas para embasar esta tese.

No Capítulo 1, apresenta-se uma breve introdução e um histórico dos estudos realizados sobre o tema, bem como a justificativa que levou ao desenvolvimento do presente trabalho. Este capítulo também contém os objetivos gerais e específicos da pesquisa.

No Capítulo 2, são apresentados aspectos referentes ao mecanismo de vibrações, alguns conceitos e particularidades inerentes ao tema, por meio da revisão bibliográfica.

No Capítulo 3, com base na literatura existente, apresentam-se os modelos biodinâmicos para seres humanos, bem como os parâmetros dinâmicos.

A modelagem biomecânica e uma análise preliminar que servirá de embasamento para o programa experimental e discussão dos resultados obtidos constam no Capítulo 4.

No Capítulo 5, apresenta-se a programação experimental, observações referentes ao planejamento experimental, à apresentação e discussão dos resultados.

No Capítulo 6, tem-se a apresentação do modelo biodinâmico e análise estatística das variáveis que influenciam na transmissibilidade.

Por fim, no Capítulo 7 são apresentadas as conclusões e sugestões para futuras pesquisas.

2- VIBRAÇÕES

O presente capítulo apresenta uma revisão bibliográfica sobre os principais aspectos referentes aos efeitos da vibração sobre a saúde humana.

2.1- VIBRAÇÕES

Segundo Thomson (1978), “a vibração é o termo que descreve um movimento oscilatório de um sistema mecânico em relação a uma condição de equilíbrio tomada como referência.”

Segundo Pereira (2005), na observação de um objeto vibrando em câmara lenta, podem-se ver movimentos em diferentes direções. As grandezas utilizadas para descrever esse movimento são frequência e amplitude, conforme pode-se observar na Figura 2.1.

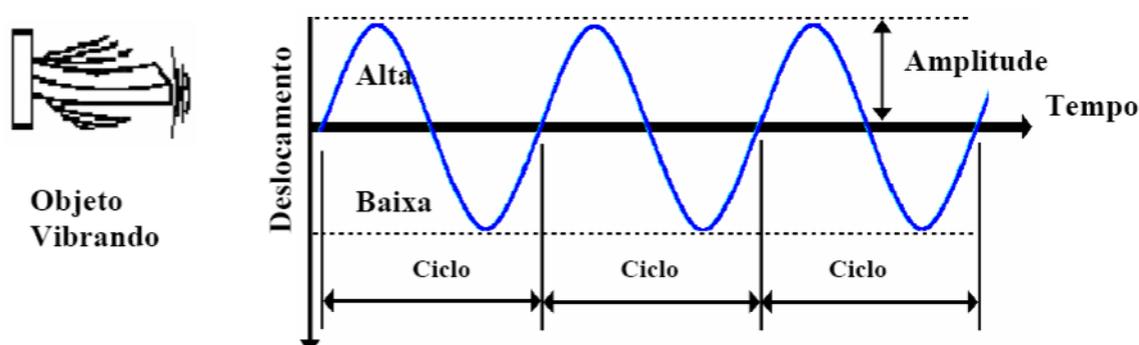


Figura 2.1- Grandezas características do fenômeno da vibração (Ximenes, 2006).

Algumas definições importantes utilizadas nesta área são descritas e referenciadas na norma ISO 5805 (1997):

- ✓ Um objeto vibrante move-se da sua posição de equilíbrio normal. Um ciclo completo de vibração ocorre quando o objeto desloca-se de um extremo para o outro, retornando para a sua posição original; número de ciclos por unidade de tempo é a frequência. A unidade de frequência é hertz (Hz) e um hertz equivale a um ciclo por segundo.

- ✓ Um objeto que está vibrando move-se até uma distância máxima em relação a sua posição de equilíbrio. A amplitude de deslocamento é a distância extrema em relação à posição de equilíbrio em qualquer dos lados e é medida em metros (m) no Sistema Internacional de Unidades.
- ✓ A velocidade de um objeto que está vibrando varia de zero a um valor máximo durante cada ciclo de vibração, movendo-se rapidamente de sua posição de equilíbrio para uma extrema. O objeto vibrando reduz a velocidade quando se aproxima do extremo, onde para e retorna na direção oposta passando pela posição de equilíbrio até o outro extremo. A velocidade é expressa em metros por segundo (m/s) no Sistema Internacional de Unidades.
- ✓ Aceleração é a medida de como a velocidade varia com o tempo e é expressa em metros por segundo ao quadrado (m/s^2) no Sistema Internacional de Unidades. Todo objeto tende a vibrar em frequências características que dependem da composição do objeto, seu tamanho, estrutura, massa e forma. As vibrações mecânicas podem ser originadas por diversos fatores, dentre eles destacam-se as condições operacionais (máquinas e equipamentos), a natureza (excitação eólica, ondas, abalos sísmicos, etc.) e os excitadores de vibrações.

2.1.1-Vibrações no Corpo Humano

Segundo Griffin (1990b) o corpo humano é sensível a várias influências externas, tais como luz, som, entre outros. Realizando uma analogia entre o corpo humano e um sistema estrutural, os ossos seriam os elementos de suporte como as vigas e colunas de uma construção e os músculos seriam os “motores” que movimentam esta estrutura articulada. Dentro desta estrutura estão todos os demais órgãos, que podem ser comparados a elementos sólidos formando sistemas mecânicos, e que reagem como qualquer outra estrutura a estímulos físicos externos (forças). Para fins de modelagem matemática, Griffin (1990b) considera que “os elementos rígidos podem ser os ossos e os órgãos, e os elásticos a pele e os músculos.” Conforme visto, a vibração consiste em um movimento inerente aos corpos dotados de massa e elasticidade. O corpo humano possui suas frequências naturais próprias e se uma frequência externa coincide com alguma das frequências do sistema, ocorre o fenômeno da ressonância, que leva à amplificação significativa do movimento dependendo do índice de amortecimento. Esta energia vibratória é absorvida pelo corpo, devido à

atenuação promovida pelos tecidos e órgãos.

2.1.2-Efeitos da Vibração Sobre a Saúde

O corpo humano é um sistema biomecânico extremamente complexo, sendo sua sensibilidade à vibração dependente de alguns fatores, tais como postura, tensão muscular e frequência, amplitude, duração e direção da vibração.

Segundo Pereira (2005), existem diversas situações em que as pessoas podem ficar expostas a vibrações que gerem algum desconforto ao organismo, destacando-se: vibrações em edificações (residenciais, comerciais e etc.) provocadas por diversas fontes; no ambiente de trabalho, como por exemplo, na operação de máquinas e ferramentas (motoserras, britadeiras, etc.) e transporte de carga e passageiros; em veículos rodoviários e/ou ferroviários.

Estudos sobre os efeitos da vibração no corpo humano devem considerar a resposta do sistema biomecânico, além dos fatores patológicos, fisiológicos e psicológicos provocados pela vibração para que possam melhor estimar a resposta do corpo humano. Conforme Griffin (1995), um indivíduo pode sofrer tanto efeitos diretos, como indiretos. Os efeitos diretos estão inteiramente relacionados com a saúde da pessoa, podendo atingir os órgãos internos do organismo, sendo dependentes das frequências naturais dos mesmos. Já os efeitos que dizem respeito à dificuldade na execução de tarefas e ao desconforto provocado pela vibração podem ser considerados diretos e indiretos.

Na Figura 2.2 apresenta-se um modelo que indica as frequências de ressonâncias de diferentes partes do corpo humano. Pode-se verificar que a ressonância ocorre em diferentes frequências para distintos pontos do sistema biomecânico. Exposições a vibrações verticais, na faixa de 4 a 10 Hz, em geral causam ressonância no sistema tórax-abdômen, já na faixa de 20 a 30 Hz no sistema cabeça-pescoço, e de 20 a 90 Hz no sistema ocular (Balbinot, 2001; Pereira, 2005).

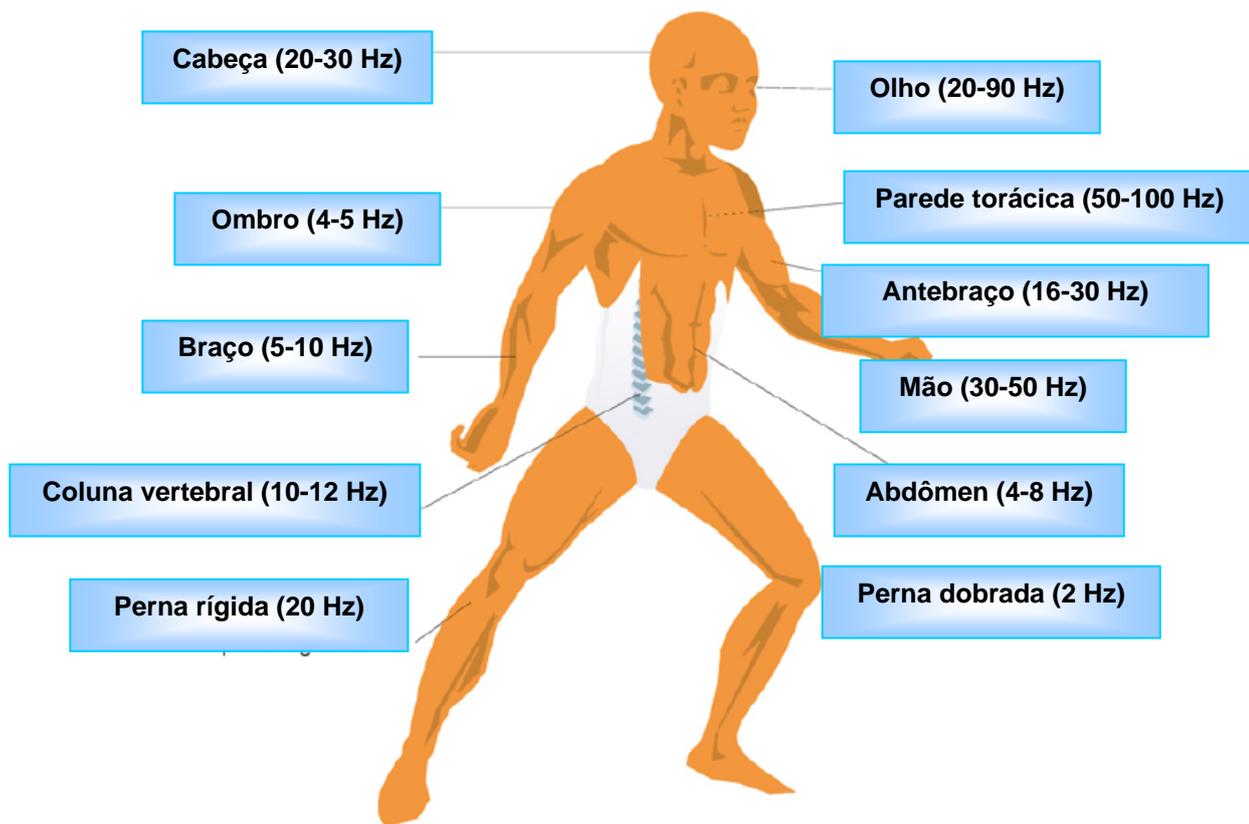


Figura 2.2- Frequências de ressonância de diferentes partes do corpo humano (Vendrame; Pianelli, 2004).

É necessário analisar como a vibração é transmitida ao corpo humano para o entendimento da sua influência tanto no conforto e desempenho do indivíduo como na sua própria saúde. A transmissibilidade pode ser definida como a razão entre as acelerações medidas em dois pontos diferentes do corpo. Se a razão for maior do que 1, indica que ocorreu amplificação da vibração, se for menor do que 1, diz-se que ocorreu atenuação da vibração original e se for igual a 1, a vibração de entrada é igual à de saída (Pereira, 2005).

A transmissibilidade da vibração depende de alguns fatores, como a fonte de vibração, direção, localização e as características do próprio organismo (massa corpórea, o tamanho dos órgãos e membros). Importantes variáveis a serem consideradas são: a posição, no que diz respeito à superfície de contato do indivíduo e ao plano em vibração; a postura e orientação do corpo e o grau de tensão em diferentes grupos de músculos do tronco e

extremidades. Pereira (2005) afirma que as variações na postura do corpo provocam alterações nas propriedades elásticas e de amortecimento do organismo, levando a mudanças nas frequências de ressonância de segmentos do corpo e a uma substancial modificação na transmissão de vibrações em faixas de frequência particulares.

As Figuras 2.3 e 2.4 apresentam curvas de transmissibilidade em indivíduos expostos à vibração vertical em pesquisa de Dickmann (1957) *apud* Wasserman (1987), onde pode ser observada a ressonância de várias partes do corpo humano para as posturas em pé e sentado. Observa-se que para as pessoas em pé, a primeira ressonância no quadril, ombros e cabeça ocorre em frequências em torno de 5 Hz. Já, para o indivíduo sentado, a primeira ressonância do corpo humano ocorre em torno de 4 Hz para a cabeça e ombros.

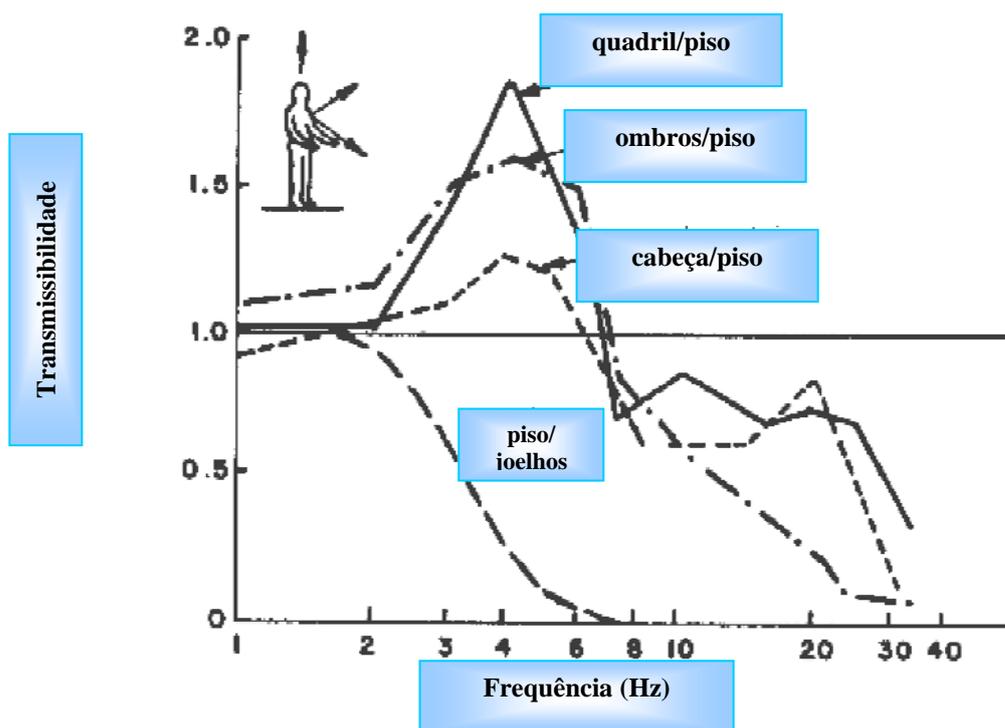


Figura 2.3- Curvas de transmissibilidade de vibrações verticais, considerando o corpo humano na posição em pé (Balbinot, 2001).

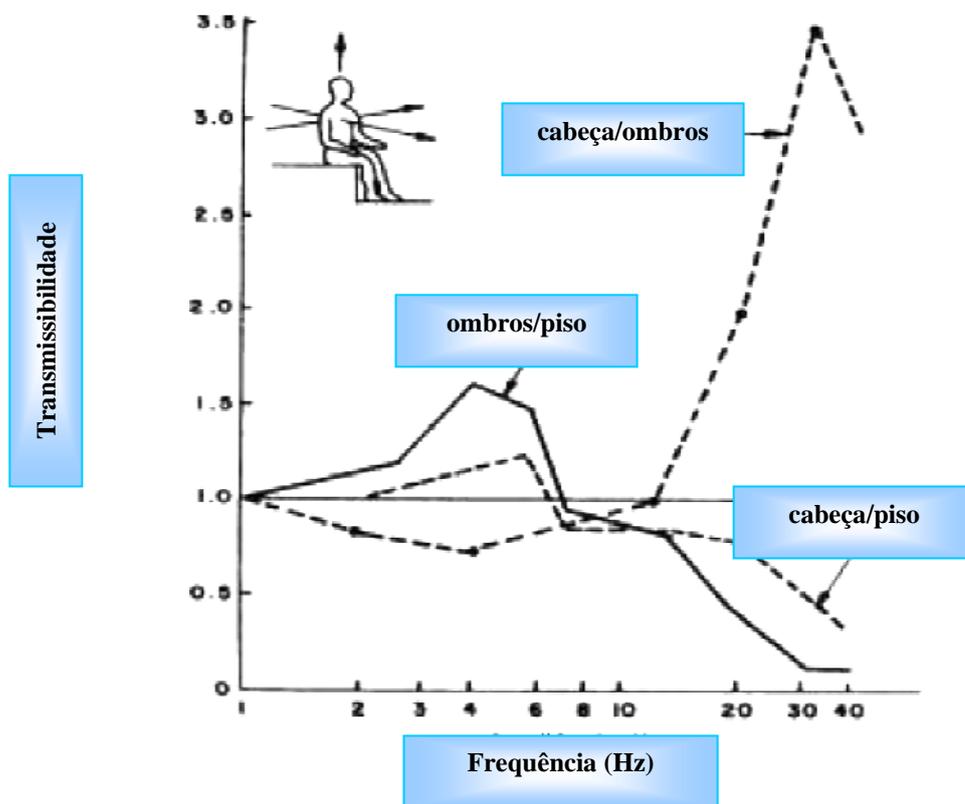


Figura 2.4- Curvas de transmissibilidade de vibrações verticais considerando o corpo humano na posição sentado (Balbinot, 2001).

Segundo Gerges (1992), para indivíduos em pé e vibrações na direção vertical (eixo z), o corpo humano possui maior sensibilidade na faixa de frequência de 4 a 8 Hz, correspondente às frequências de ressonância de elementos do corpo (massa abdominal, ombros e pulmões). Nas direções laterais (eixos x e y), as ressonâncias ocorrem em frequências mais baixas, de 1 a 2 Hz. Nesta faixa de frequência o corpo apresenta alta sensibilidade, resultando em limites toleráveis de vibração mais baixos. Os eixos coordenados em seres humanos indicando a direção da vibração considerada pela ISO 2631 estão apresentados na Figura 2.5a, 2.5b e 2.5c.

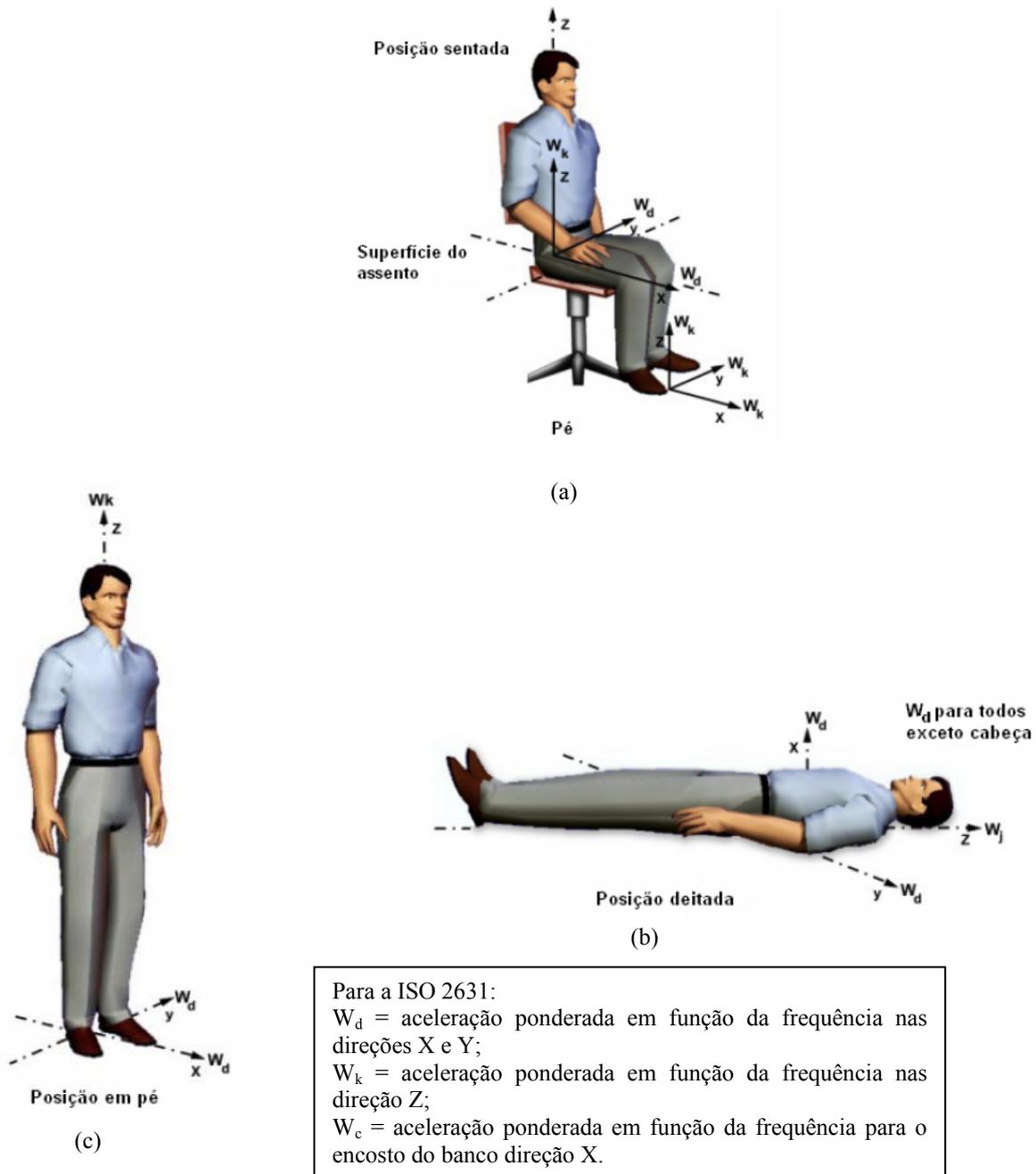


Figura 2.5- Sistema de coordenadas considerado para vibrações mecânicas em seres humanos (Vendrame; Pianelli, 2004).

Algumas dificuldades têm sido encontradas no estudo do comportamento dinâmico de órgãos do corpo humano, principalmente quando estes são avaliados separadamente. Em função da dificuldade em se realizar ensaios experimentais com seres humanos, do tempo de realização e por problemas éticos, alguns conhecimentos sobre os efeitos da reação do corpo às vibrações são obtidos por meio de estudos realizados em animais, modelos (bonecos) e cadáveres no lugar de indivíduos vivos. Logo, as frequências de ressonância encontradas em

algumas pesquisas podem diferir um pouco da realidade, porém são úteis como valores de referência (Misael, 2001; Pereira, 2005).

Vibrações que afetam o corpo inteiro (VCI) são de baixa frequência e grandes amplitudes podendo ocasionar fadiga, insônia, dor de cabeça e tremor após ou durante as exposições. Segundo Misael (2001), quando submetido a vibrações em baixas frequências e na direção vertical, o corpo humano pode acarretar diminuição da acuidade visual originada pela ressonância do globo ocular, problemas na respiração e na fala devido a alterações no fluxo de ar para os pulmões, dentre outros efeitos. Em função da vibração vertical encontrar-se na mesma direção da força de gravidade, os danos à saúde são acentuados. É de extrema importância para vibrações nas direções laterais do corpo em baixas frequências, a distribuição da massa do corpo, uma vez que pode contribuir para reduzir ou ampliar os efeitos danosos da vibração sobre a saúde.

Vibrações com frequências inferiores a 1 Hz são associadas a indisposições causadas por movimentos lentos (vômito e tontura), e possuem características distintas dos efeitos de vibrações com frequências mais altas. O aparecimento desses sintomas depende de fatores individuais complexos, diretamente relacionados à intensidade, frequência ou duração do movimento provocador.

De acordo com a ISO 2631/1: 1997, as vibrações que oferecem danos ao organismo humano estão na faixa de 1 a 80 Hz, podendo ocasionar lesões nos ossos, juntas e tendões. Para valores acima de 80 Hz as sensações e efeitos são extremamente dependentes do ponto de aplicação, da direção e posição em que a vibração foi transmitida.

De acordo com Sales (2001) as frequências de 30 a 200 Hz, podem ocasionar doenças cardiovasculares, mesmo em baixas amplitudes.

Na Tabela 2.1 se indicam os danos à saúde provocados pela vibração em uma série de trabalhos compilados por Misael (2001).

Tabela 2.1- Efeitos da vibração sobre as pessoas (Misael, 2001).

Faixa de Frequência (Hz)	Efeitos
0,1 a 0,7	Náuseas
1 a 2	Aumento da pressão sanguínea; aumento da taxa de respiração e sudorese.
2 a 12	Dor de cabeça; dores abdominais e nos testículos; aumento da frequência cardíaca; dificuldade de respiração.
Acima de 12	Problemas relacionados ao desempenho de tarefas e influência na fala.
25 a 90	Diminuição da acuidade visual.
Ultra-sônicas	Alterações químicas e térmicas no corpo.

2.2-CRITÉRIOS DE CONFORTO DE ACORDO COM ESPECIFICAÇÕES DE NORMAS

A sensibilidade humana às vibrações é um assunto bastante complexo porque envolve tanto aspectos físicos quanto psicológicos. Logo, estabelecer a noção de desconforto humano é uma tarefa difícil. Existem múltiplos fatores subjetivos que podem influenciar a sensação de desconforto, tais como a condição sócio-cultural das pessoas, o tipo de atividade desenvolvida e seu estado psicológico no momento do evento, fatores ambientais, ruído, etc. É complexo simular estas condições em laboratório de modo a reduzir a variabilidade das respostas individuais. Portanto, o limiar de conforto de pessoas submetidas à vibração pode ser considerado como uma medida subjetiva, podendo originar algumas controvérsias quanto aos valores aceitáveis das acelerações impostas (Vasconcelos, 1998).

Contudo, segundo Pereira (2005), existe somente um ponto de indiscutível concordância: o limite em que o ser humano passa a perceber as acelerações induzidas na estrutura sobre a qual ele se encontra, uma vez que os estudos sobre o limite de percepção à vibração apresentam menores diferenças entre os resultados individuais que os relacionados ao conforto. Isto porque o limite de percepção à vibração é uma medida muito mais objetiva.

Há quatro fatores físicos que determinam a vibração no corpo humano que são: a intensidade, a frequência, a direção e a duração. Em cada direção, a sensibilidade também varia com a frequência da vibração. Logo, para quantificar a vibração podem-se utilizar parâmetros de deslocamento, velocidade e aceleração.

2.2.1-Norma ISO-2631:1997 – níveis de vibração aceitáveis

A Norma ISO 2631:1997 trata da exposição à vibração e está dividida em cinco partes. As normas ISO 2631/1 (1997) e ISO 2631/2 (2003) tratam dos níveis de vibração aceitáveis quanto à sensibilidade humana e se dividem em duas partes indissociáveis. Destaca-se que as normas 2631/1 e 2631/2 podem ser unicamente aplicadas na faixa de frequência de 1 a 80 Hz. A ISO 2631/1: 1997 faz referência aos efeitos da vibração sobre a saúde e o conforto, relacionando frequências de vibração, amplitudes de aceleração e tempo de exposição, para vibrações nas direções ortogonais.

A parte 3 da ISO 2631 de 2004, aborda a avaliação da exposição à vibração vertical de corpo inteiro no eixo z na faixa de frequência de 0,1 a 0,63 Hz. Na parte 4 da ISO 2631 de 2004, são abordadas as diretrizes para a avaliação dos efeitos de vibração sobre o conforto dos passageiros e da tripulação em sistemas de transporte fixo sobre trilhos. A ISO 2631/5:2004 foi estabelecida para quantificar os riscos da exposição à vibração na saúde, especificamente para a coluna lombar e as placas terminais vertebrais.

Há três tipos de exposição humana à vibração conforme a norma ISO 2631/1: 1997:

1. Vibrações transmitidas simultaneamente à superfície total do corpo e/ou a partes substanciais dele, e ocorrem quando o corpo está imerso em um meio vibratório.
2. Vibrações transmitidas ao corpo como um todo por meio de superfícies de sustentação, como os pés em uma pessoa em pé, região pélvica em um indivíduo sentado, ou a área de sustentação de uma pessoa recostada. Este tipo de vibração é comum em veículos, em edificações e nas proximidades de máquinas trabalhando.

3. Vibrações aplicadas a partes específicas do corpo, como cabeça e membros. Exemplos destas vibrações ocorrem por meio de cabos, pedais ou suportes de cabeça, ou por grande variedade de ferramentas e instrumentos manuais.

No entanto, a ISO 2631/1: 1997 aplica-se somente às vibrações transmitidas ao corpo como um todo por meio de superfícies de sustentação, como os pés em uma pessoa em pé, região pélvica em um indivíduo sentado, ou a área de sustentação de uma pessoa recostada. A tolerância à vibração de um ser humano pode ser reduzida quando ocorrem simultaneamente as condições 2 e 3 indicadas acima.

Exclusivamente em situações onde os indivíduos gozam de condições normais de saúde é que a ISO 2631/1: 1997 é aplicável, ou seja, contempla as pessoas que são consideradas capazes de executarem os afazeres do cotidiano, incluindo viagens, e suportarem a tensão de um típico dia de trabalho.

Uma lista de limitações encontradas na norma ISO 2631/1: 1997 é apontada por Griffin (1998). Dentre as observações de Griffin (1998), a mais importante é o fato da norma não fornecer nenhuma informação sobre a população analisada e a instrumentação utilizada na medição da vibração, observação compartilhada por Misael (2001). No entanto, a ISO 2631/1:1997 apresenta-se como uma das principais referências na avaliação da sensibilidade humana à vibração.

A Norma ISO 2631/1: 1997 não estabelece limite de exposição conforme era estabelecido em suas versões anteriores, apresentando somente em seu Apêndice B, uma guia de caráter informativo sobre os efeitos da vibração em relação à saúde conforme pode ser visto na Figura 2.6. Segundo a Norma ISO 2631/1:1997 com alterações em 2010, a interpretação do gráfico da Figura 2.6 do guia de efeitos à saúde pela vibração para pessoas sentadas (eixo z) deve ser feita da seguinte forma: (a) A linha da região “A” (até $0,43 \text{ m/s}^2$) representa que os efeitos à saúde não foram claramente documentados e/ou observados objetivamente; (b) A linha da região “B” (entre $0,43$ a $0,86 \text{ m/s}^2$) indica precauções em relação aos riscos potenciais à saúde; (c) A linha da região “C” (acima de $0,86 \text{ m/s}^2$) representa riscos prováveis à saúde; (d) A linha sem nenhuma letra associada é para se ocorrer a exposição à vibração de diferentes intensidades e durações que apresentadas nas regiões (A), (B) e (C)

determine-se a aceleração equivalente no período conforme a equação 2.1

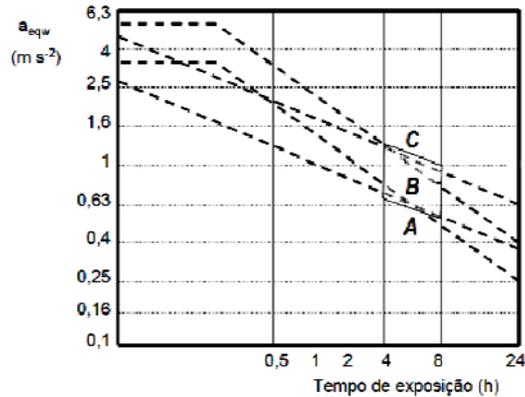


Figura 2.6- Gráfico do guia de efeito à saúde (Soeiro, 2011).

A análise da exposição à vibração é baseada em sua exposição diária, sendo representada em função da aceleração ponderada em frequência equivalente. Para a norma ISO 2631/1:1997, se a vibração ocorrer em diferentes acelerações e duração, calcula-se a aceleração equivalente correspondente à duração total, a partir da fórmula:

$$A_{eq} = \sqrt{\frac{a_{w_1}^2 T_1 + a_{w_2}^2 T_2 + \dots + a_{w_n}^2 T_n}{t_1 + t_2 + \dots + t_n}} \quad (2.1)$$

Onde:

A_{eq} – aceleração equivalente ponderada;

A_{wn} – aceleração para o tempo de exposição T_n .

T – tempo de duração da exposição a cada A_{wn} .

n – índice referente a cada parâmetro avaliado.

A avaliação da exposição ocupacional à vibração deve ser realizada a partir do cálculo da exposição diária A(8), ou seja, aceleração equivalente para uma jornada de oito horas

conforma a norma ISO 2631/1:1997 em sua alteração em 2010, item 7.2.3, a partir da equação:

$$A(8) = A_{eq} \sqrt{\frac{T}{T_0}} \quad (2.2)$$

Onde:

T - corresponde ao tempo decorrido durante um dia;

T₀ – corresponde ao tempo de duração de uma jornada de trabalho normal, ou seja, 8 horas.

Algumas alterações em 2010, na norma ISO 2631/1:1997 foram:

A nova versão determina que a aceleração ponderada nas frequências deve ser medida nos eixos x,y e z da vibração translacional na superfície que suporta o indivíduo.

Indica também que a avaliação do efeito da vibração sobre a saúde deve ser feita de forma independente em cada eixo, considerando o maior valor das acelerações ponderadas nas frequências medidas nos três eixos do assento. Quando a vibração de dois ou mais eixos for comparável, algumas vezes o vetor soma é usado para estimar o risco à saúde. Contudo, é importante lembrar que o guia de orientação à saúde do Apêndice B refere-se a dados disponíveis de resposta humana na posição sentada e na direção z com limitações para aplicações nos eixos x e y, no caso de pessoas sentadas e, para os eixos x,y e z, nas posições em pé, deitada ou reclinada.

Destaca-se que no item 6.5 estabelece-se que o uso da aceleração total, o vetor soma, é recomendado para avaliação do conforto. O valor total da vibração ou vetor soma é também utilizado para a avaliação com relação à saúde e segurança, quando não há qualquer eixo dominante.

Os resultados das medições de exposição à vibração devem ser comparados com o limite legal, tal como o recomendado pela Diretiva Europeia 2002/44/CE, que adotou o limite de tolerância de 1,15 m/s² para exposição ocupacional a vibração numa jornada de oito horas.

2.3-BS 6841

A norma BS 6841: 1987 apresenta curvas que relacionam a aceleração e frequência com escalas subjetivas: confortável, um pouco desconfortável, muito desconfortável e extremamente desconfortável.

As normas BS 6841 (1987) e ISO 2631-1 (1997) apresentam valores de aceleração r.m.s. ponderada, a qual indica a reação dos indivíduos em relação ao conforto quando expostos a vibração, conforme Tabela 2.2.

Tabela 2.2- Aceleração r.m.s ponderada com indicação das reações com relação ao conforto experimentada pelos usuários de transporte público. Fonte: BS 6841 (1987) e ISO 2631-1 (1997).

Aceleração r.m.s	Classificação
< 0,315 m/s ²	Confortável
0,315 a 0,63 m/s ²	Um pouco desconfortável
0,8 a 1,6 m/s ²	Desconfortável
1,25 a 2,5 m/s ²	Muito desconfortável
>2,0 m/s ²	Extremamente desconfortável

2.4- BS 7085

A norma BS 7085 (1989) trata da segurança dos indivíduos expostos a vibração mecânica e recomenda que a magnitude de exposição dos indivíduos não exceda um valor dose de vibração (VDV) de 15 m/s, senão há necessidade de acompanhamento médico durante os ensaios de medição dos valores médios das acelerações. Para valores maiores do que 15 m/s, será necessário um acompanhamento médico durante os experimentos. A Tabela 2.3 fornece valores de aceleração r.m.s máxima por tempo de exposição para um VDV de 15 m/s.

Tabela 2.3- Aceleração r.m.s ponderada equivalente a um VDV de 15 m/s para vibração mecânica contínua com magnitude constante (BS 7085, 1989).

Duração da exposição	Aceleração ponderada r.m.s (m/s²)
1 s	10,71
4 s	7,57
16 s	5,36
1 min	3,84
4 min	2,72
16 min	1,92
1h	1,38
4h	0,98
8	0,82

A maioria das atividades humanas envolve alguma forma de vibração, portanto é fundamental saber quais são os limites e especificações de normas as quais o ser humano pode ser exposto com segurança e conforto.

3- MODELOS BIODINÂMICOS DO CORPO HUMANO

No presente capítulo apresentam-se as questões relacionadas diretamente aos modelos biodinâmicos do corpo humano, enfocando especificamente na determinação dos parâmetros biodinâmicos. A seguir, abordam-se desde os pontos conceituais iniciais, tais como definições, passando pelos parâmetros dinâmicos do corpo humano, estudados no presente trabalho, até parâmetros que influenciam nas diferenças antropométricas. Por fim, são apresentados os principais modelos existentes na literatura técnica.

Vale ressaltar ainda que a maioria das informações disponíveis na literatura sobre modelos biodinâmicos do corpo humano não tratam as especificidades dos indivíduos brasileiros.

3.1-DEFINIÇÕES E CONSIDERAÇÕES INICIAIS

Segundo Griffin (1990a), o desenvolvimento de um modelo para o corpo humano é uma atividade complexa, em função da dificuldade em identificar as propriedades dissipativas e regenerativas do mesmo, uma vez que as propriedades biomecânicas da espinha, tórax e membros superiores não foram ainda totalmente determinadas.

Os modelos de forma geral aproximam algumas características dos sistemas, as quais precisam ser conhecidas para que se defina a sua aplicabilidade. A validação de um modelo biodinâmico envolve confirmar que este é uma representação confiável e útil de algum aspecto da resposta do corpo a esforços ou movimentos (Griffin, 2001; Anflor, 2003; Becker, 2006).

Os modelos mais úteis são os que de forma simples descrevem adequadamente uma determinada característica, conforme destaca Griffin (2001). Estes modelos vão se destinar a representar as respostas de uma determinada população em uma faixa específica de condições.

3.2-PARÂMETROS PARA UTILIZAÇÃO NOS MODELOS BIODINÂMICOS

3.2.1- Massa, rigidez e amortecimento

Harless (1860) e Dempster (1955), *apud* Chaffin et al. (1990), estudaram respectivamente 5 e 8 cadáveres. As médias das densidades dos segmentos do corpo humano, obtidos nesses estudos, são apresentadas na Tabela 3.1.

Tabela 3.1- Massa específica dos segmentos do corpo humano baseados em estudos em cadáveres: (a) baseado na dissecação de 5 cadáveres, (b) baseado na dissecação de 8 cadáveres.

Massa específica dos segmentos do corpo humano		
Segmento	Harless 1860 (a) (g/cm ³)	Dempster 1995 (b) (g/cm ³)
Cabeça e pescoço	1,11	1,11
Tronco	-	1,03
Braço	1,08	1,07
Antebraço	1,10	1,13
Mão	1,11	1,16
Coxas	1,07	1,05
Pernas	1,10	1,09
Pés	1,09	1,10

A similaridade encontrada na densidade dos segmentos permite que os segmentos corporais sejam expressos como uma proporção da massa corporal total.

Kazarian (1972) *apud* Boiléau e Rackeja (1998), identificou uma escala para os valores de rigidez para a espinha lombar (100-300 kN/m) e para a espinha torácica (150-200 kN/m) por meio de estudos realizados em cadáveres. Contudo, estudos realizados em cadáveres não representam com boa aproximação as propriedades biomecânicas de um indivíduo vivo, uma vez que depois da morte as características físicas, dinâmicas e propriedades em geral sofrem alterações imediatas.

Mertens (1978) *apud* Boiléau e Rackeja (1998) propôs uma escala de amortecimento na faixa de 500-4000 Ns/m para modelos representativos do corpo humano. Na Tabela 3.2, proposta por Kazarian (1972) e Mertens (1978), apresentam-se os limites das constantes de

rigidez e de amortecimento para o corpo humano.

Tabela 3.2- Limites das constantes de rigidez e de amortecimento para o corpo humano (Boiléau; Rackeja, 1998).

Regiões do corpo humano	Limites de rigidez
Espinha cervical	$k_1 > 0$ kN/m
Espinha torácica	$150 \leq k_2 \leq 200$ kN/m
Espinha lombar	$100 \leq k_3 \leq 300$ kN/m
Nádegas e coxas	$k_4 > 0$ kN/m
Coefficientes de amortecimento	$500 \leq C_i \leq 4000$ Ns/m $i = 1, \dots, n$

Segundo Duque (2006), para a rigidez do elemento de ligação do tórax com a parte superior do corpo e para a rigidez do elemento de ligação da pélvis com a parte inferior do corpo, Keller et al. (2002) propõem valores fixos, respectivamente: $k_z^T = 300 \text{ kN/m}$ e $k_z^P = 200 \text{ kN/m}$.

3.2.2-Transmissibilidade

A transmissibilidade é um parâmetro biodinâmico utilizado para representar a resposta do corpo humano à vibração. Sendo assim, a relação entre as medidas experimentais da vibração (deslocamento, velocidade, ou aceleração) em dois pontos distintos de um sistema, é designada por transmissibilidade. Contudo, costuma-se definir a resposta dinâmica a partir das acelerações. Assim quando realiza-se o monitoramento de um sistema utilizando-se da transmissibilidade, as informações obtidas ao final do registro são desmembradas em magnitude e fase. E ressalta-se ainda que ela depende da frequência de excitação, sendo classificada como uma grandeza complexa devido às informações que fornece de resposta dinâmica do sistema (Balbinot, 2001; Becker, 2006).

Casos em que a excitação é aleatória como no presente no trabalho, o cálculo da transmissibilidade requer um tratamento matemático no registro das acelerações obtidas no ponto de entrada e saída. O tratamento matemático é realizado por meio do conceito de densidade espectral de potência. Segundo Huang (2008), a densidade espectral de potência (DEP ou PSD em inglês, Power Density Spectral) é uma medida da quantidade de energia

contida em cada faixa do espectro de frequência de um sinal. Assim, a densidade espectral de potência descreve como a energia de um processo aleatório é distribuída no domínio da frequência.

Obtém-se a densidade espectral de potência de um sinal por meio da Transformada de Fourier da função autocorrelação ou outra forma é multiplicar a Transformada rápida de Fourier (FFT) do sinal pelo conjugado complexo da FFT do mesmo sinal.

A densidade espectral de potência é definida como a transformada de Fourier da função de autocorrelação de um processo aleatório:

$$S_X(\omega) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} R_X(\tau) e^{-j\omega\tau} d\omega \quad (3.1)$$

Onde:

S_x = Densidade espectral de potência; ω = velocidade angular; R_x = função de autocorrelação; τ = deslocamento no tempo; j = é a raiz quadrada de -1, e indica os expoentes naturais.

A função de autocorrelação de um processo aleatório descreve a correlação entre os valores de um registro em diferentes instantes do tempo. Ela é definida como o valor esperado do produto de uma variável aleatória $x(t)$ pela versão de si própria deslocada no tempo.

$$R_X(\tau) = \lim_{t_0 \rightarrow \infty} \frac{1}{t_0} \int_{-t_0/2}^{+t_0/2} x(t + \tau)x(t) dt \quad (3.2)$$

Onde:

R_x = função de autocorrelação; x = registro do sinal; τ = deslocamento no tempo; t = tempo; t_0 = tempo inicial.

A transmissibilidade é definida como a razão entre a densidade espectral cruzada (S_{i_0}) entre o sinal de entrada S_i e de saída S_0 , e a densidade espectral de potência S_{ii} do sinal de entrada:

$$|H(f)| = \frac{|S_{i_0}(f)|}{|S_{ii}(f)|} \quad (3.3)$$

Segundo Huang (2008), a transmissibilidade utilizando o método CSD (Densidade espectral cruzada e em inglês Cross Density Spectral) pode ser calculada a partir de:

$$H_{\text{mod}}(f) = \sqrt{(\text{Re}H(f))^2 + (\text{Im}H(f))^2} \quad (3.4)$$

Onde:

$\text{Re}H(f)$ e $\text{Im}H(f)$ são a parte real e imaginária da função de resposta da $H(f)$;

$$H_{\text{ph}}(f) = \tan^{-1} \frac{(\text{Im}H(f))}{(\text{Re}H(f))} \quad (3.5)$$

Onde:

$H_{\text{mod}}(f)$ e $H_{\text{ph}}(f)$ são o módulo e a ângulo de fase de $H(f)$.

A função de coerência $\gamma_{i_0}^2(f)$, proporciona outra maneira de examinar a linearidade da função de resposta para a frequência calculada (Huang, 2008).

$$\gamma_{i_0}^2(f) = \frac{|S_{i_0}(f)|^2}{(S_{i_0}(f)S_{o_0}(f))} \quad (3.6)$$

Onde: $\gamma_{i_0}^2(f)$ é a função de coerência do sistema sempre com um valor entre 0 e 1. Idealmente, a coerência deve ter um valor máximo de 1,0, em um sistema linear em todas as frequências.

Pela definição de transmissibilidade, equação (3.3), verifica-se que quando

- ✓ $T(f) > 1$ - houve uma amplificação da vibração na estrutura;
- ✓ $T(f) < 1$ - indica que houve uma atenuação da vibração de excitação;
- ✓ $T(f) = 1$ - a vibração de entrada é igual à de saída.

Os parâmetros biodinâmicos que representam a resposta do corpo humano à vibração são associados a um ou mais locais específicos do corpo analisado. Sendo assim, a transmissibilidade é medida a partir do monitoramento entre dois pontos quaisquer localizados no corpo humano. Deste modo, os pontos determinados para serem medidos no corpo são designados de entrada e de saída da vibração. Se o indivíduo encontra-se sentado, pode se considerar que a entrada do sistema é o assento, e a saída pode ser a coluna vertebral, a cabeça, etc. onde deve se colocar o acelerômetro para captar a vibração. Griffin (1990a) observou, ao analisar trabalhos existentes na literatura técnica até a década de 90, que a maioria dos autores estudava o tema de transmissibilidade em suas pesquisas por meio de medidas de aceleração entre dois pontos distintos do sistema, considerando a direção vertical determinada, sobretudo entre o assento e a cabeça. Mas, na literatura técnica, também já se encontravam estudos em menor quantidade entre outros pontos do corpo humano, tais como os de Zimmerman e Cook (1997), Donati e Bonthoux (1983) e Kitazaki e Griffin (1998) que mediram a transmissibilidade vertical, entre o assento e diferentes pontos ao longo da coluna vertebral, entre o assento e o tórax, o assento e a região visceral, etc.

Nos estudos de transmissibilidade a direção do movimento é uma variável que pode ser analisada. Assim, quando se considera que o corpo humano se comporta de forma linear, podem-se explorar as direções intermediárias entre os eixos ortogonais, acumulando uma infinidade de possibilidades a pesquisar neste parâmetro biodinâmico.

3.2.3-Massa Aparente

A massa aparente e a impedância mecânica também são parâmetros biodinâmicos que expressam a resposta do corpo humano à vibração. Contudo, diferentemente da transmissibilidade, que é definida por meio da medida entre dois pontos distintos do corpo analisado, elas são medidas resultantes apenas do ponto de entrada da vibração (Balbinot, 2001; Becker, 2006).

A massa aparente é definida como a razão entre a força de excitação e a aceleração medida na direção de excitação. Também é conhecida por massa efetiva. Quando a excitação for senoidal, a função de massa aparente é definida pela varredura nas frequências de interesse

entre os valores da força e da aceleração em cada frequência

$$M(\omega) = \frac{F(\omega)}{a(\omega)} \quad (3.7)$$

Sendo:

$M(\omega)$ = a massa em função da frequência;

$F(\omega)$ = a força em função da frequência;

$a(\omega)$ = a aceleração em função da frequência.

Ao monitorar indivíduos com massas muito diferentes, encontra-se dificuldade ao analisar os valores obtidos da massa aparente, uma vez que esse parâmetro é dependente da massa estática do corpo. Em função da dificuldade de comparação é que os dados obtidos por meio desse parâmetro são normalizados. Os dados da massa aparente são normalizados apenas dividindo os valores obtidos por sua massa estática (Becker, 2006).

3.2.4-Impedância Mecânica

A impedância é definida pela relação entre a força e a velocidade aplicada no sistema. Ela pode ser calculada a partir da aplicação da força e da velocidade medida no ponto de entrada da vibração, ou ainda, em pontos distintos, resultando na impedância de transferência (Balbinot, 2001).

$$Z = \frac{\text{Força}}{\text{Velocidade}} [N.s.m^{-1}] \quad (3.8)$$

Na impedância mecânica a velocidade é obtida pela integração de um sinal de aceleração. A impedância mecânica é normalizada dividindo-se os valores de todo o espectro da aceleração pelo valor obtido para uma frequência baixa, uma vez que à medida que a frequência aumenta o corpo humano não se comporta como uma massa rígida.

3.3-MODELOS BIODINÂMICOS LINEARES DO CORPO HUMANO

O estudo biodinâmico dos seres humanos pode ter começado em 1918, quando Hamilton investigou os efeitos das vibrações sobre os trabalhadores em pedreiras de calcário (Amirouche, 1987).

O corpo humano é um sistema dinâmico muito sofisticado cujas propriedades mecânicas variam de momento para momento e de um indivíduo para outro. Nas últimas décadas, muitos modelos matemáticos têm sido desenvolvidos com base em medições de campo distintas para descrever as respostas biodinâmicas dos seres humanos. De um modo geral, os estudos das respostas biodinâmicas em seres humanos podem ser classificados em estatísticos, obtidos através da análise experimental, e métodos analíticos.

De acordo com as diferentes técnicas de modelagem, os modelos biodinâmicos podem ser agrupados em modelos discretos como massa-mola, em elementos finitos, e multicorpos.

3.3.1-Modelos Discretos

Os modelos massa-mola consideram o corpo humano como um conjunto de diversas massas concentradas interligadas por molas e amortecedores. Este tipo de modelo é simplificado e implica em análises de menor complexidade para validar os resultados experimentais.

Os modelos discretos são designados de quantitativos ou fenomenológicos dependendo do pesquisador. Contudo, trata-se do mesmo modelo. Assim pesquisadores tais como, Griffin (2001), designam de quantitativos, já Pankoke et al. (2001) por fenomenológicos.

Coermann (1962) realizou medidas de impedância em humanos nas posições sentados e em pé considerando um segmento de massa de 56,8 Kg, e sugeriu um modelo com um único grau de liberdade (Figura 3.1).

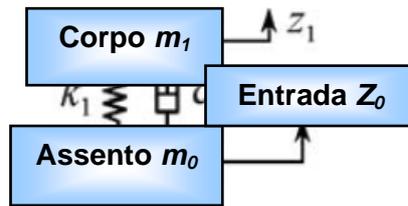


Figura 3.1- Modelo de Coermann (Coermann, 1962).

Suggs et al. (1969) desenvolveram, com base em resultados experimentais, um modelo de dois graus de liberdade para representar a dinâmica do corpo humano sentado sob a influência da vibração.

Muksian e Nash (1974, 1976) propuseram dois modelos de seis graus de liberdade para estudar as respostas biodinâmicas em corpos humanos sentados. Em ambos os estudos, molas e amortecedores não lineares foram usados para modelar as propriedades físicas do corpo. Os estudos indicam que os coeficientes de amortecimento poderiam variar de acordo com a frequência de excitação.

Patil et al. (1977, 1978) e Patil e Palanichamy (1988) sugeriram um modelo de sete graus de liberdade adicionando ao modelo de seis graus de liberdade de Muksian e Nash (1974) outro conjunto de mola e amortecedor entre a pelve e assento, desconsiderando as forças internas no corpo. Este modelo foi posteriormente incorporado a um modelo de trator para avaliar a resposta da vibração de um sistema trator-operador.

Qassem et al. (1994) e Qassem e Othman (1996) construíram um modelo de onze graus de liberdade para analisar as respostas a vibrações horizontais e verticais em seres humanos do sexo masculino sentados. O modelo foi ainda aplicado para simular as respostas de mulheres sentadas e grávidas. Para o modelo feminino assumiu-se que as massas de cada um dos segmentos do corpo fossem 60% das correspondentes no modelo masculino, enquanto as outras propriedades físicas (constantes da mola e os coeficientes de amortecimento) permanecessem inalteradas. Além disso, o modelo utilizado para simular o comportamento de mulheres grávidas considerou um aumento de massa de 10,35 a 12,15 Kg distribuídos no abdômen e no tórax.

Smith (1994), com representações anatômicas das pernas, pelve, coluna, tronco inferior e superior, construiu um modelo de cinco graus de liberdade, onde levou em consideração a mudança na impedância mecânica (módulo e fase) com diferentes magnitudes de vibração. Os dados de impedância foram obtidos pela exposição dos indivíduos a uma excitação senoidal do sistema na faixa de frequência de 3-20 Hz com três magnitudes de acelerações de 0,347, 0,694 e 1,734 ms^{-2} r.m.s. Foram identificados quatro picos de ressonância, e eles são de 5-8 Hz, 7-9 Hz, 12-14 Hz, e 15 a 18 Hz. Contudo, com o aumento da amplitude da vibração, o segundo, terceiro e o quarto pico tenderam a ser menos perceptíveis. A frequência do primeiro pico diminuiu de 6,8 para 5,9 e 5,2 Hz enquanto as acelerações aumentaram de 0,347 para 0,694 e 1,734 ms^{-2} r.m.s. O modelo proposto por Smith (1994) foi modificado e adaptado a um novo em 2000 com seis graus de liberdade. Foram utilizados uma mulher (56 kg) e um indivíduo do sexo masculino (75 kg) durante os ensaios. Para cada um dos indivíduos foram realizadas medições no tórax, coluna, coxas e abaixo do joelho. Os indivíduos permaneceram sentados em um assento sem almofada e, posteriormente com dois tipos diferentes de almofadas. Smith (2000) concluiu que as respostas dos modelos na situação com e sem almofada diferiram significativamente. Contudo, ao comparar os modelos desenvolvidos, o autor concluiu que o proposto em 2000 apresenta uma melhor descrição do pico de transmissibilidade para o tórax e coluna.

Boileau e Rakheja (1998) usaram um procedimento de otimização para estabelecer um modelo de quatro graus de liberdade baseado em dados obtidos experimentalmente em humanos.

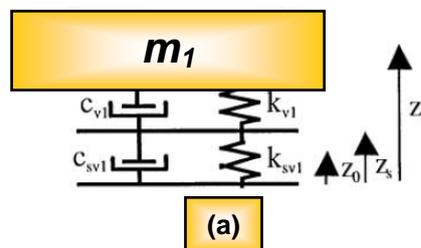
Wei e Griffin (1998) utilizaram modelos humanos de um e dois graus de liberdade para o estudo de transmissibilidade de vibrações por meio de um assento.

Wagner e Liu (2000) integraram um modelo humano de quatro graus de liberdade desenvolvido por Wan e Schimmels (1995) a um modelo de veículo completo para o estudo das respostas do sistema homem-veículo.

A Organização Internacional para Padronização ISO 5982 (2001) introduziu um modelo quantitativo de três graus de liberdade para representar a massa aparente, a impedância e a transmissibilidade assento-cabeça. As séries de parâmetros idealizados foram definidas para

indivíduos sentados com os pés apoiados em uma plataforma de vibração e sem suporte nas costas. O estímulo foi senoidal na faixa de frequências de 0,5 a 20 Hz para vibração vertical aleatória, com aceleração ponderada igual ou inferior a 5 ms^{-2} r.m.s. A maioria das exposições ocupacionais a vibração de corpo inteiro tem magnitudes entre 0,25 e $2,5 \text{ ms}^{-2}$ r.m.s. Contudo, Huang (2008) afirma que os intervalos dos parâmetros propostos do modelo idealizado na ISO 5982 (2001) são insuficientes para representar a alteração nas respostas biodinâmicas, devido à magnitude da excitação.

Cho e Yoon (2001) afirmam que os modelos discretos representam o corpo humano através de corpos rígidos, molas e amortecedores. No entanto, para modelar a coluna vertebral é necessária uma estrutura em camadas, com elementos rígidos representando os corpos vertebrais, e elementos deformáveis representando os discos intervertebrais. Os pesquisadores apresentaram quatro modelos desenvolvidos a partir de dados de transmissibilidade de vibrações. Destes, três são de parâmetros discretos unidirecionais com um, dois e três graus de liberdade (Figura 3.2). O quarto modelo proposto também foi de parâmetros discretos, porém era bidirecional (eixos z e x). Este modelo foi constituído por três massas e tinha 9 graus de liberdade, sendo 6 translações e 3 rotações.



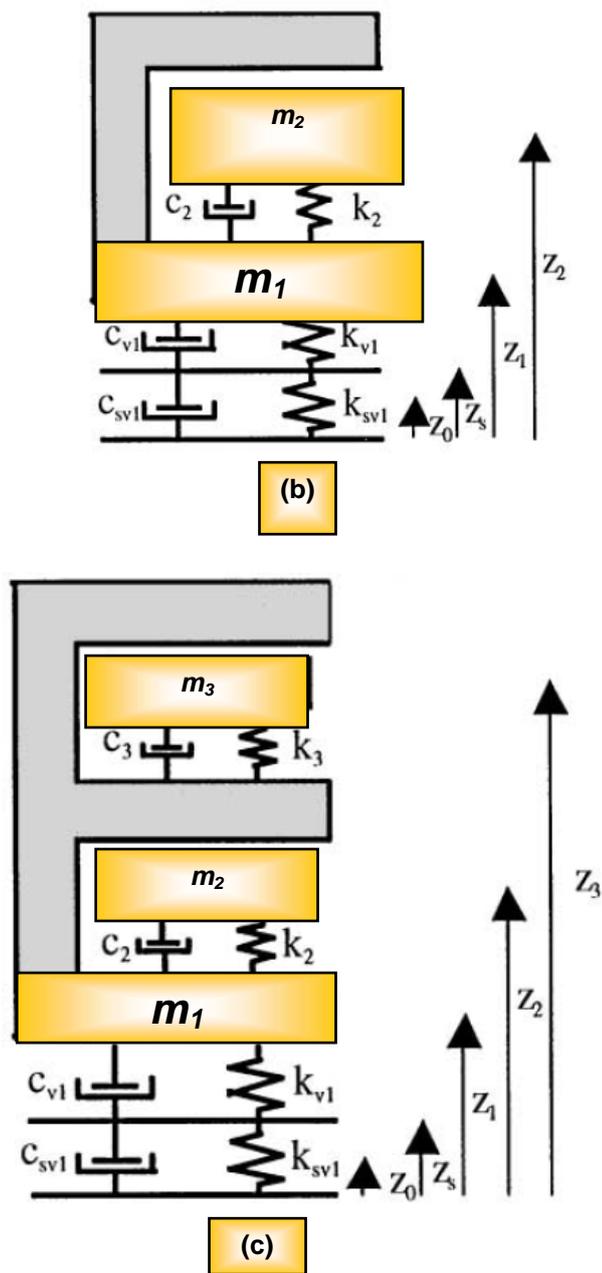


Figura 3.2- Modelos unidirecionais do sistema assento-corpo do humano propostos por Cho e Yoon (2001): (a) um grau de liberdade; (b) dois graus de liberdade; (c) três graus de liberdade.

A determinação das frequências naturais do assento foi realizada separadamente em função da massa e da rigidez (C_{sv1}). O assento pode ser visualizado na Figura 3.3.

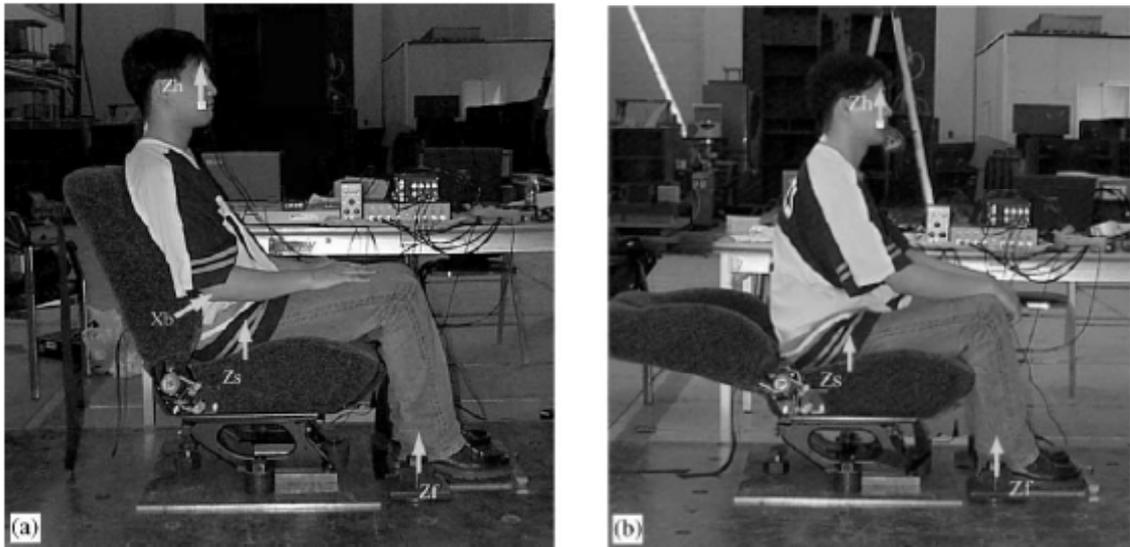


Figura 3.3- Instalação experimental para medir a vibração de corpo inteiro: (a) indivíduo sentado apoiado no encosto; (b) indivíduo sentado sem apoio para as costas (Cho;Yoon, 2001).

Cho e Yoon desenvolveram em 2001 um modelo bidirecional a partir de medidas de acelerações de quadril, costas, cabeça e assento na direção vertical em dez indivíduos, sendo cinco do sexo feminino e cinco do sexo masculino (Figura 3.4). A altura média dos indivíduos monitorados é de 168 ± 9 cm e peso de $61,1 \pm 10,1$ Kg. Durante a medição, foram realizadas três repetições dos ensaios de transmissibilidade para cada voluntário. Também foram determinadas a propriedade do material do assento e as posições de contato entre o corpo humano e o assento. A massa foi determinada a partir de dados antropométricos. E a rigidez e o amortecimento do quadril, das costas e da cabeça foram determinados comparando as curvas do modelo de transmissibilidade experimentais e numéricas. Para a determinação desses parâmetros, os autores impuseram, como restrição no algoritmo genético, que eles deveriam apresentar valores positivos.

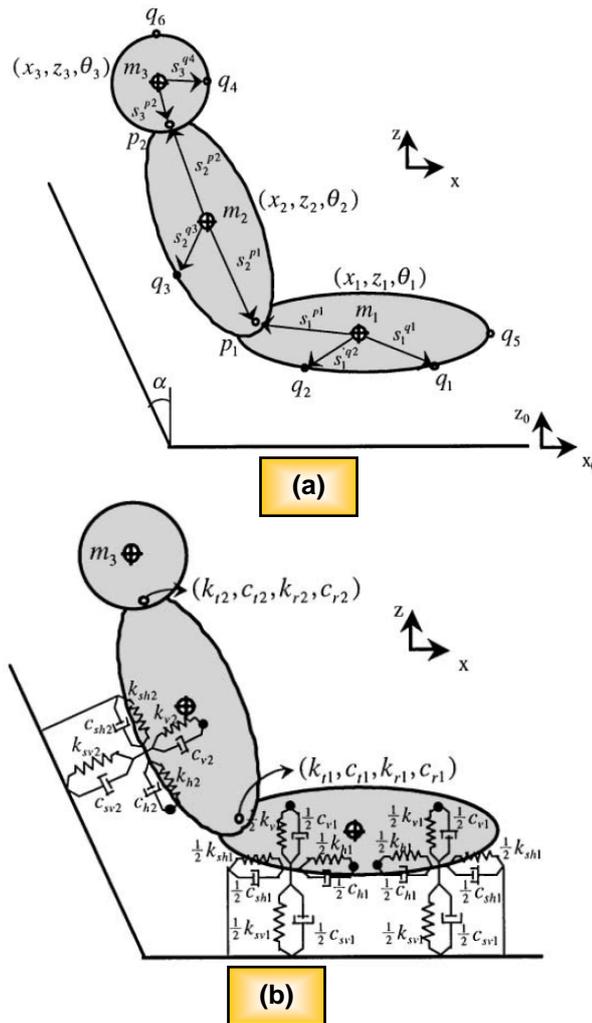


Figura 3.4- Modelo bidirecional de 9 GDL do sistema assento-corpo humano: (a) modelo bidirecional (x e z) com determinação pontos de apoio e uma estimativa da posição das juntas entre as massas rígidas; (b) Parâmetros considerados no modelo proposto por Cho e Yoon (2001).

Kubo et al. (2001) elaboraram um modelo que simula as relações entre as respostas físicas, psicológicas e fisiológicas do corpo humano submetido a vibrações externas. Ele foi designado pelos autores como modelo de vibração sintético do corpo humano. Para o experimento, foram monitoradas cinco pessoas expostas à vibração na direção vertical. Os pontos usados para determinação da transmissibilidade foram a cabeça e o assento, peito e assento, e abdômen e assento. Os efeitos psicológicos foram avaliados por meio de questionamentos sobre o nível de conforto anterior e posteriormente ao momento em que os indivíduos foram expostos à vibração. Para que não houvesse nenhuma influência adicional do som da vibração do shaker abaixo do assento, os indivíduos tiveram seus ouvidos tamponados. Foram consideradas pelos autores como reações de desconforto a aparência de cansaço, bocejos, olhos cansados, distração, irritação, falta de atenção, dor de cabeça, dor

nas costas, tontura, náuseas e ombros rígidos. Os parâmetros que refletem as reações fisiológicas dos indivíduos monitorados foram determinados por meio da frequência cardíaca, pressão sanguínea, taxa respiratória e quantidade de secreção da saliva. Esses parâmetros foram determinados respectivamente por meio de um amplificador elétrico, esfigmomanômetro no braço esquerdo, termistor e algodão dental de absorção de saliva. Os autores desenvolveram um modelo mecânico bidirecional do corpo humano conforme o ilustrado na Figura 3.5, composto por massas rígidas distribuídas, representando as partes do corpo, unidas por rótulas ou elementos de rigidez e amortecimento.

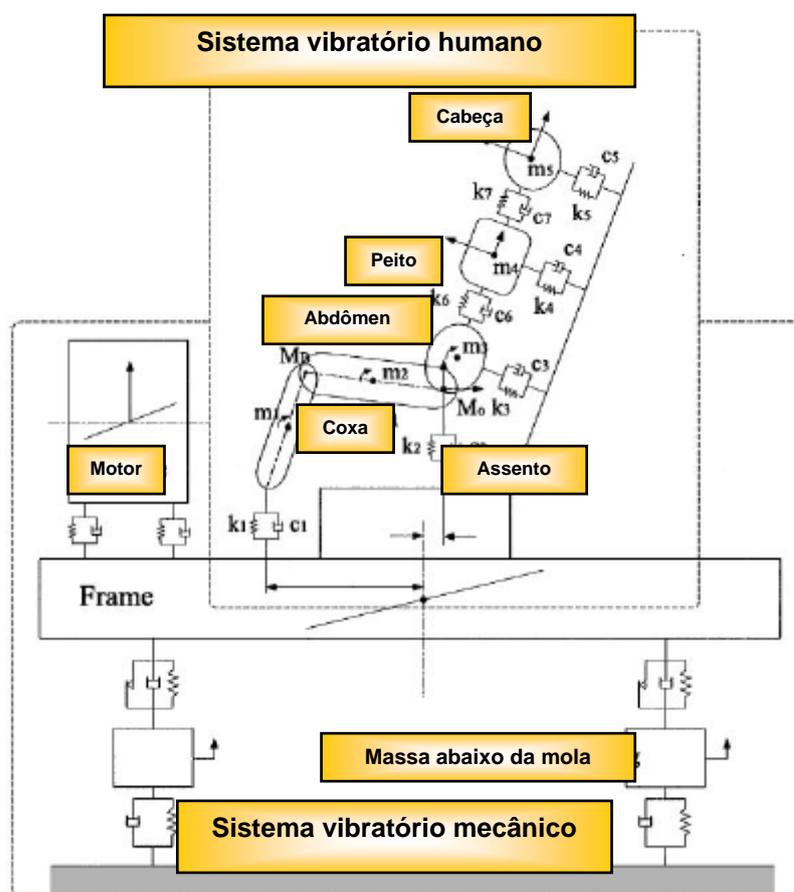
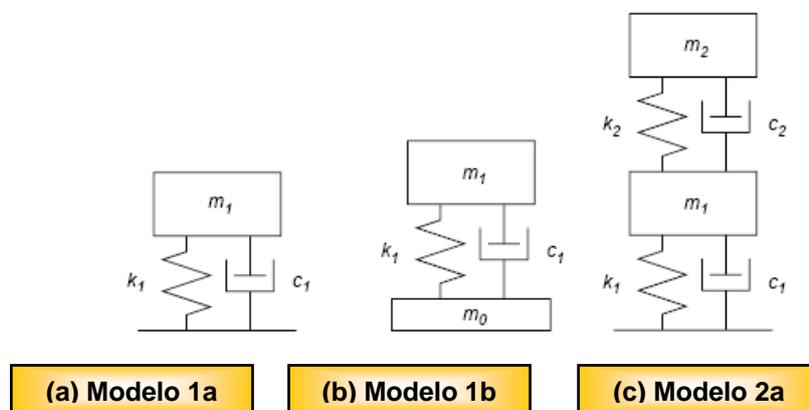


Figura 3.5- Modelo do corpo humano sobre um automóvel, proposto por Kubo et al. (2001).

Matsumoto e Griffin (2000) desenvolveram modelos de quatro e cinco graus de liberdade de translação e rotação que representam o movimento bidimensional da parte superior do corpo no plano médio-sagital ou seja, dividiram a cabeça no meio no sentido vertical em duas partes. A massa e os parâmetros geométricos dos modelos foram determinados a partir da pesquisa realizada por Kitazaki e Griffin no ano de 1997. A mola de translação e o

amortecedor de massa foram utilizados para representar os tecidos das nádegas. A extremidade da pelve e a flexão da coluna foram descritas pelas molas e amortecedores de rotação entre as massas. A rigidez e os parâmetros de amortecimento foram otimizados, minimizando a diferença entre a resposta do modelo de quatro e cinco graus de liberdade. O estudo sugeriu que os movimentos verticais, devido à deformação nas nádegas e nas vísceras têm contribuição dominante para os picos de frequência de ressonância na massa aparente dos indivíduos, entretanto, a contribuição do movimento de flexão da coluna foi pequena. Este estudo realizado em 2001 está em conformidade com as transmissibilidades medidas na coluna vertebral por Matsumoto e Griffin em 1998.

Matsumoto e Griffin (2003) desenvolveram modelos de um e dois graus de liberdade (Figura 3.6) para descrever a massa aparente de pessoas em pé expostas à vibração. A faixa de frequências estudada foi de 0,5 a 30 Hz. As duas frequências de ressonâncias identificadas nos resultados experimentais foram de 5 Hz e 12 Hz, respectivamente, primeira e segunda. Os autores afirmam que os modelos de 2 graus de liberdade aproximaram melhor os dados experimentais (médias de todas as medições).



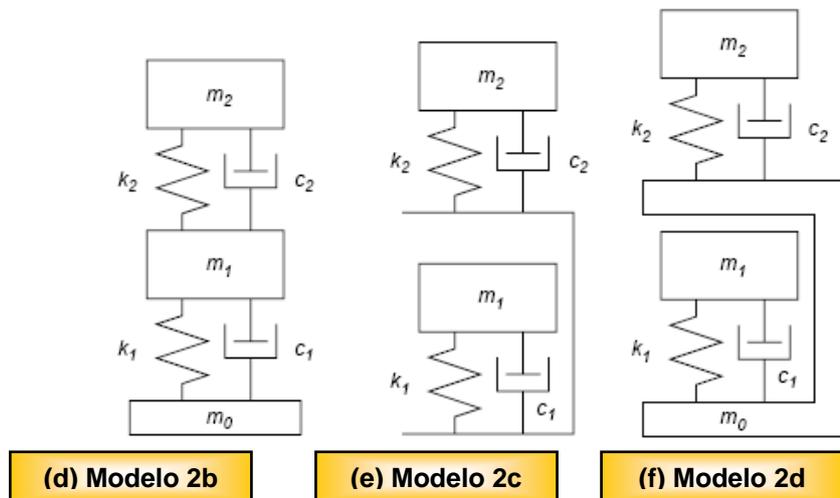


Figura 3.6- Modelos de um e dois GDL desenvolvidos por Matsumoto e Griffin (2003): (a) modelo de um grau de liberdade com apoio sem massa na parte inferior; (b) modelo de um grau de liberdade com uma massa (m_0) na parte inferior; (c) modelo de dois graus de liberdade com sistema massa-mola-amortecedor em série; (d) modelo de dois graus de liberdade com sistema massa-mola-amortecedor com uma massa (m_0) na parte inferior; (e) modelo de dois graus de liberdade com sistema massa-mola-amortecedor em paralelo; (f) modelo de dois graus de liberdade com sistema massa-mola-amortecido em paralelo e uma massa (m_0) na parte inferior.

Rosen e Arcan (2003) estudaram as características dinâmicas do corpo humano para indivíduos sentados e expostos à vibração, considerando os eixos x, y e z. O modelo desenvolvido apresenta vários graus de liberdade e é dividido nos seguintes subsistemas: (i) o primeiro subsistema representa a massa aparente do corpo inteiro, incluindo parâmetros do modelo para simular várias condições, tais como a postura corporal, encosto, apoio para os pés, tensão muscular e as direções da vibração; (ii) já o segundo representa a dinâmica local, a pelve humana vibrando em contato com assento. No processo de ajuste dos dados coletados, somente os valores de rigidez e amortecimento sofreram alterações. As massas não foram alteradas. O modelo foi também utilizado para desenvolver o design de projeto para uma almofada baseada no princípio de distribuição da força de contato do corpo/assento. Os autores testaram almofadas com diferentes materiais e geometrias na pesquisa. E o melhor resultado encontrado para o estudo foi a de uma almofada de duas camadas construída a partir de três materiais. Combinando a geometria e as características mecânicas de uma estrutura sob grandes deformações, os autores desenvolveram um modelo bem sucedido do sistema corpo humano/assento, e proporcionaram resultados práticos para a proteção do corpo em ambiente exposto à vibração.

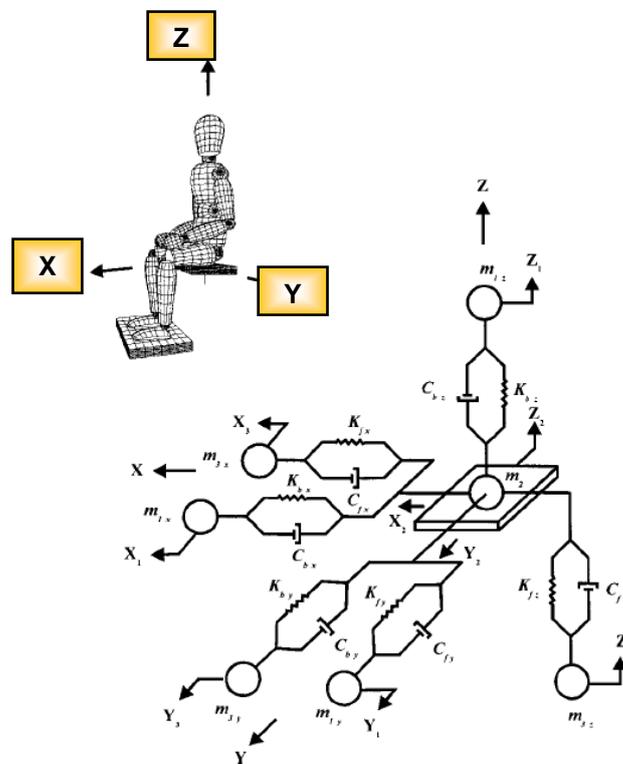


Figura 3.7- Modelo de parâmetros discretos do corpo humano sentado com três eixos de vibração separados proposto por Rosen e Arcan (2003).

Anflor (2003) desenvolveu um modelo elástico linear de quatro graus de liberdade, que representa o comportamento biodinâmico de indivíduos brasileiros submetidos à vibração forçada proveniente de sinais medidos em ônibus brasileiros. Os valores de massa e rigidez para o banco foram obtidos experimentalmente.

As propriedades elásticas e de amortecimento são representadas por k e c , onde:

k_1 = representa a constante de rigidez do sistema do banco;

k_2 = representa a constante de rigidez das coxas e da pélvis;

k_3 = representa a constante de rigidez da espinha torácica e espinha lombar;

k_4 = representa a constante de rigidez da espinha cervical;

c_1 = representa a constante de amortecimento do sistema do banco;

c_2 = representa a constante de amortecimento das coxas e da pélvis;

c_3 = representa a constante de amortecimento da espinha torácica e espinha lombar;

c_4 = representa a constante de amortecimento da espinha cervical;

As quatro massas do modelo são discriminadas abaixo:

m_1 = massa referente ao banco;

m_2 = massa referente às coxas, ao plexo sacral (L₄-S₄), quinto sacral e primeiro coccígeo;

m_3 = massa referente às vértebras torácicas (T₂-T₁₂), plexo lombar (L₁-L₄), plexo braquial (C₅-T₁) e braços;

m_4 = massa referente à cabeça e ao plexo cervical (C₂-C₄).

Algumas considerações foram tomadas no desenvolvimento do modelo: considerou-se apenas a direção vertical (Z) para estudo do movimento e as massas referentes aos pés e as pernas não foram consideradas, por vibrarem em fase com o piso (ISO 7962:1987).

Na Figura 3.8 apresenta-se um esquema da divisão do modelo de quatro graus de liberdade e na Figura 3.9 a coluna vertebral (região de interesse para esse estudo).

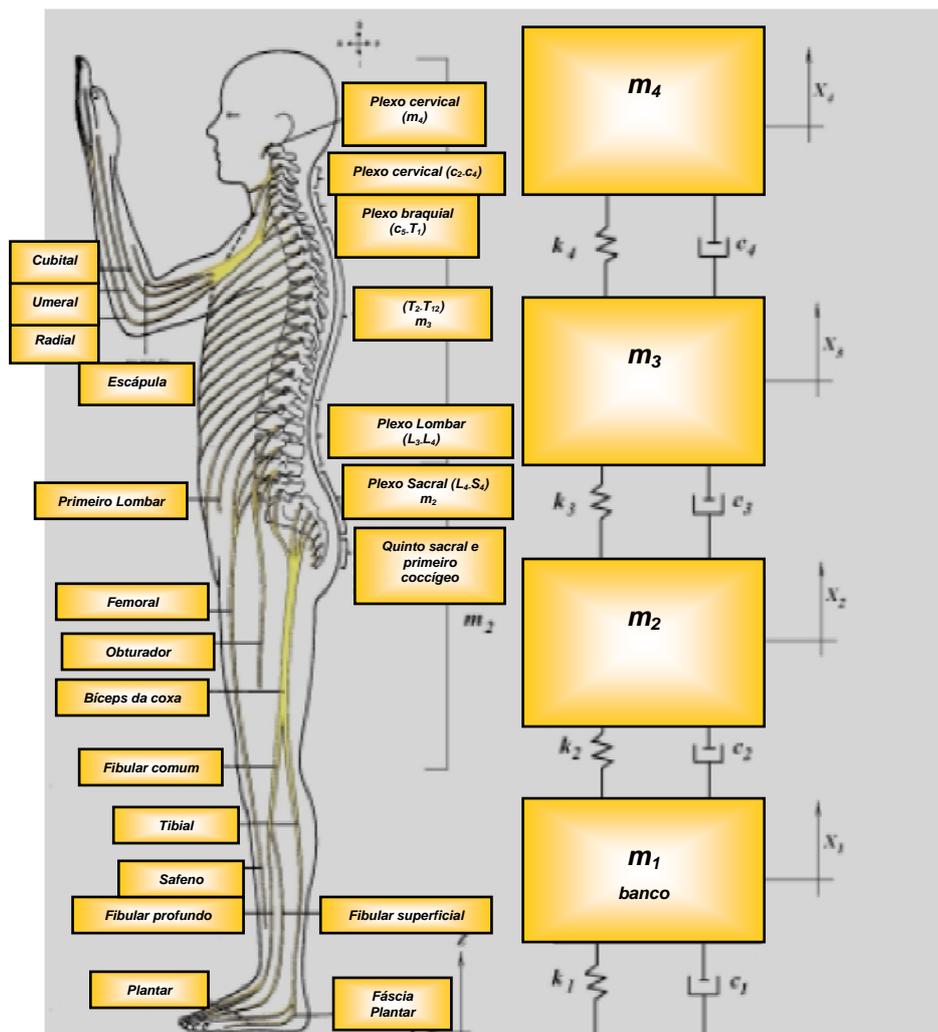


Figura 3.8- Esquema da divisão do modelo de quatro graus de liberdade (Anflor, 2003).

Anflor (2003) conclui que as transmissibilidades médias entre o assento/piso apresentaram valores em torno de 2, para frequências entre 10 e 16 Hz, para quase todos os indivíduos. Já as transmissibilidades médias entre o assento/pélvis para as frequências de 10,2 e 11,6 Hz resultaram em valores próximos de um, ora atenuando, ora amplificando o sinal da vibração. As transmissibilidades médias entre assento/ombro foram inferiores a um.

Para transmissibilidades médias entre assento/cabeça, em alguns dos indivíduos, observou-se uma tendência de amplificação para os valores de frequências de 10,2 Hz e 20,3 Hz.

Coluna Vertebral

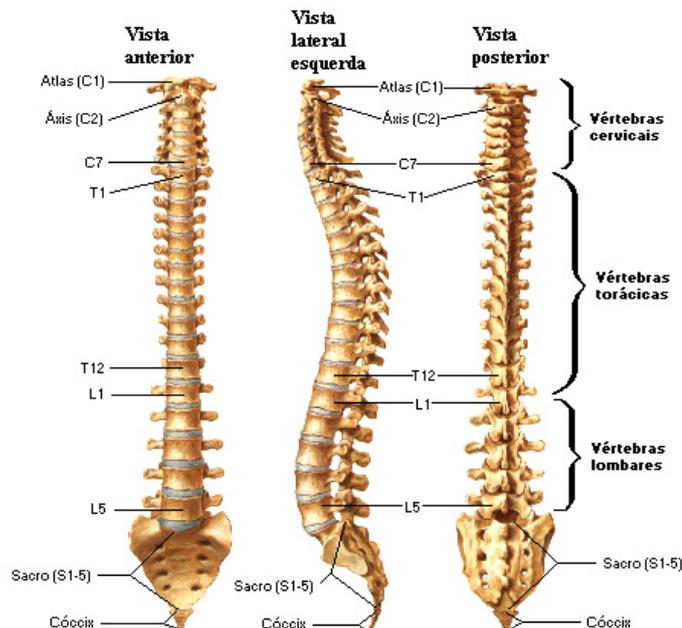


Figura 3.9- Coluna vertebral humana (Netter, 1999).

3.3.2-Modelos de elementos finitos

As pesquisas científicas referentes a modelos biodinâmicos construídos a partir de elementos finitos, que estudam a resposta do corpo humano à vibração, podem abordar tanto o comportamento do corpo todo, como de partes específicas. Dentre as partes específicas do corpo humano, a mais estudada é a coluna vertebral. Para se modelar a partir de elementos finitos, é necessário conhecer as propriedades dos tecidos a serem modelados, sendo que elas nem sempre são conhecidas. Por isso, a coluna é tida como a mais estudada.

Kitazaki e Griffin desenvolveram em 1998 um modelo de resposta biomecânica humana à vibração de corpo inteiro no plano sagital, na condição sentado, utilizando método de elementos finitos (Figura 3.10). Para criar esse modelo, os autores utilizaram dados de trabalhos desenvolvidos por eles no ano de 1997 e de Belytschko e Privityzer (1978). O método dos elementos finitos foi usado para modelar a espinha dorsal, pélvis, cabeça, vísceras e tecidos das nádegas. Um total de sete modos foi calculado para a postura normal do corpo, abaixo de 9 Hz (Figura 3.11).

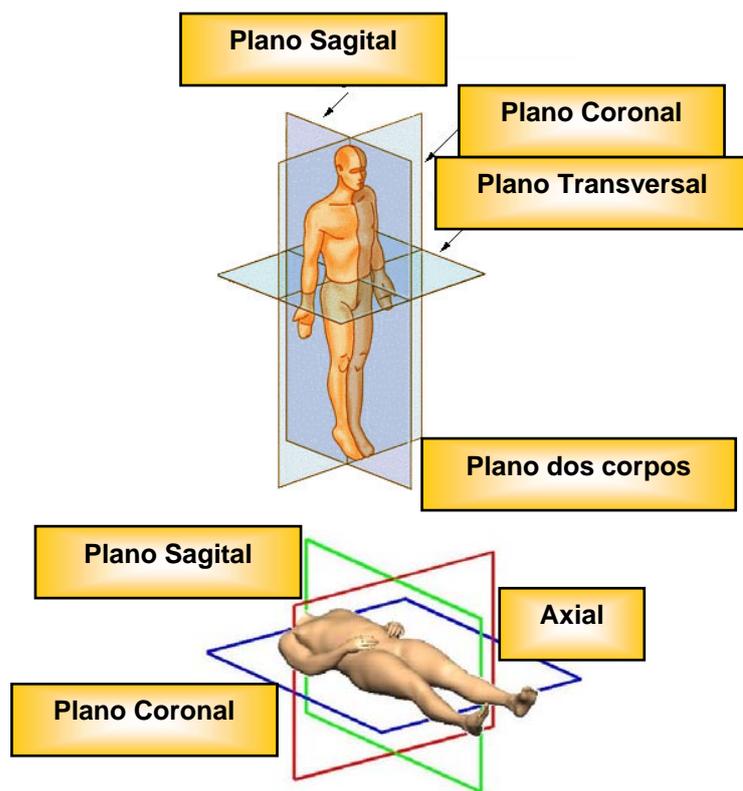


Figura 3.10-Planos (Wikipedia, 2010).

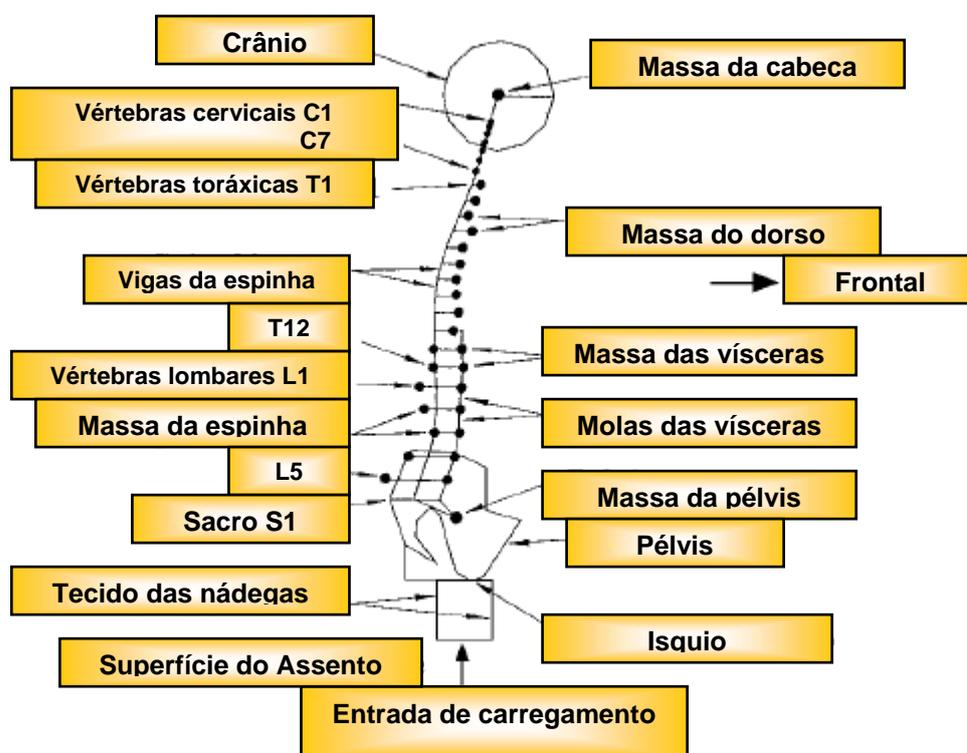


Figura 3.11- Modelo de elementos finitos da parte superior do corpo humano proposto por Kitazaki e Griffin (1998).

Pankoke et al. (1998) desenvolveram um modelo para descrever o comportamento da coluna

vertebral dos indivíduos quando estão sentados, sendo o conjunto assento/coluna vertebral submetido a vibrações nas direções vertical e horizontal. Três posturas diferentes foram analisadas: (a) sentado normalmente com a coluna alinhada à vertical do assento; (b) sentado com a coluna inclinada em relação ao assento; (c) sentado de forma relaxada e descontraída. Foram obtidos, durante os ensaios experimentais, valores de transmissibilidade e impedância. Os autores relatam em sua pesquisa que existem muitas dificuldades nas determinações dos parâmetros dinâmicos no monitoramento experimental da coluna vertebral, mas que eles podem ser previstos por simulação numérica. Assim, a coluna vertebral precisou ser descrita detalhadamente por meio de malhas utilizando o método de elementos finitos, com algumas simplificações tendo sido realizadas. Considerou-se o modelo como de comportamento linear. Para reduzir o número de graus de liberdade, os corpos vertebrais foram modelados como elementos rígidos. Os discos intervertebrais foram reduzidos a um conjunto de molas, enquanto os ligamentos foram combinados em uma única mola que liga os elementos posteriores. As outras partes do corpo são representadas por suas propriedades de inércia e geometria, ligados uns aos outros por molas lineares (Figura 3.12).

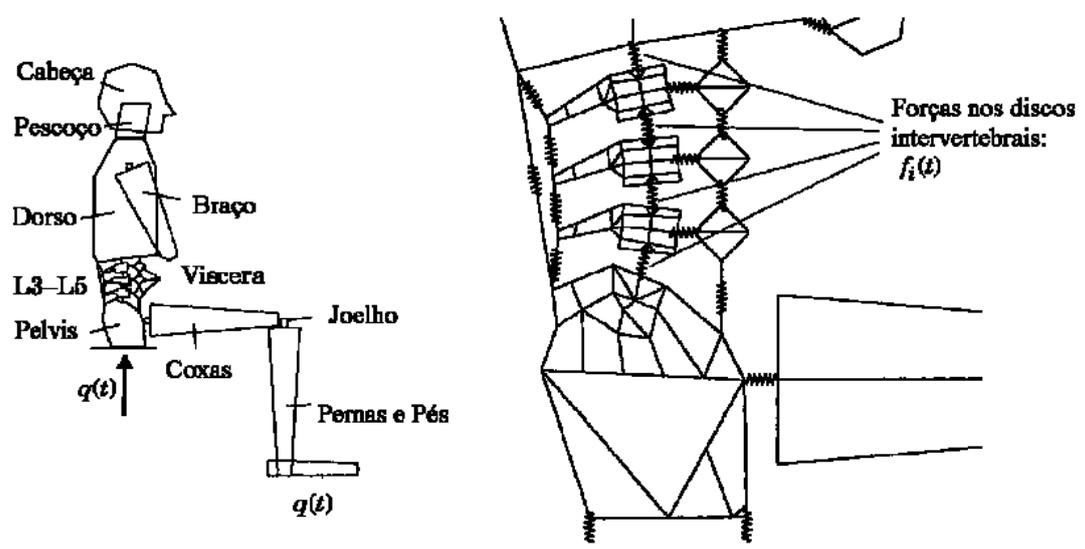


Figura 3.12- Representação do modelo proposto por Pankoke et al. (1998), com destaque para o detalhamento da região lombar.

Em razão das dificuldades apontadas e encontradas por Pankoke et al. (1998) em determinar os parâmetros de amortecimento e rigidez para o modelo, os valores adotados por eles foram retirados da literatura e ajustados por meio de simulação numérica, para assim serem utilizados na construção do modelo proposto por Pankoke et al. (1998) O algoritmo criado

para simulação numérica permite entrada de alturas, massas e posturas do corpo. E a força que atua sobre a coluna vertebral é o somatório das forças estáticas e dinâmicas que atuam sobre ela. Durante o processo de validação utilizando dados de transmissibilidade, impedância mecânica e simulação numérica, os autores verificaram que os resultados apresentaram valores próximos somente para baixas frequências, especificamente menores que 5 Hz. Portanto, o modelo responde melhor para a faixa de frequência em que a maior parte da energia do sinal de entrada encontra-se localizado.

Lindar (2000) avaliou a influência do movimento da cabeça sobre as respostas de impacto traseiro através de um modelo de pescoço MADYMO.

Pankoke et al. (2001) apresentaram outro modelo, mais completo que o anterior desenvolvido 1998 descrito anteriormente. O objetivo continuava sendo o mesmo, de estimar as forças que atuavam na coluna vertebral de pessoas expostas à vibração. As medidas de deformações resultantes das forças na estrutura interna do corpo não podem ser realizadas de forma simples e proporcional, pois as reações de esforços são complexas e dinâmicas. Sendo assim, o modelo utilizado traz contribuições relevantes. Para a verificação dos resultados obtidos os autores compararam o desempenho do modelo obtido por eles em 2001 com um simplificado desenvolvido por Kitazaki e Griffin (1995). E concluíram que, apesar da semelhança dos resultados, o modelo linearizado de Kitazaki e Griffin (1995) não pode ser utilizado para faixas largas de intensidades de excitação, e que seria fundamental modelar os efeitos dissipativos.

Ferreira e Duarte (2010) estudaram o comportamento do globo ocular de seres humanos quando submetido a vibrações, tanto verticais como horizontais. As pesquisadoras compararam os resultados de um modelo em elementos finitos com os resultados experimentais. Para este fim elaboraram um modelo biodinâmico não-linear em elementos finitos com condições e propriedades (massa, rigidez) referenciadas em livros, estudos e artigos disponíveis. Os resultados numéricos quando comparados com resultados experimentais de outros autores, apresentaram boas correlações, indicando uma variação máxima de 3%. Os resultados foram divididos em duas partes: a primeira relacionada à análise somente da cabeça, observando o comportamento do globo ocular em sua dinâmica quando a cabeça é excitada. Nesta etapa foi percebida uma ressonância do globo ocular

próxima de 8,8 Hz. Na segunda etapa a cabeça foi excitada juntamente com todo o corpo, caracterizando assim o que se conhece como vibração de corpo inteiro (VCI). Nesta etapa as frequências de ressonância da cabeça ocorreram nas faixas de 2,0-3,4 Hz; 8,0-12,0 Hz; 13,0-18,0 Hz para a direção "z".

A dificuldade maior no desenvolvimento de modelos de elementos finitos é que estes pressupõem que as propriedades dos tecidos modelados sejam conhecidas. Como já foi discutido, a determinação destas propriedades é uma tarefa complexa e ainda precisa ser levada em consideração a , além de existir uma grande variabilidade destas características entre pessoas diferentes (Anflor, 2003; Becker, 2006).

3.3.3-Modelos Multicorpos

Modelos humanos multicorpos são compostos por várias estruturas rígidas (órgãos) ligadas entre si por pinos (bidimensionais, ou seja, com dois graus de liberdade) e/ou esferas (articulações com três graus de liberdade), e podem ser ainda subdivididos em modelos cinéticos e cinemáticos.

Os modelos cinemáticos levam em consideração o movimento de cada segmento e são frequentemente utilizados no estudo do ser humano em exercícios e na avaliação de lesão em acidentes.

Para avaliar o comportamento biodinâmico devido à excitação externa, molas e amortecedores são conectados entre dois segmentos do corpo configurando os modelos cinéticos, focados no estudo das forças associadas com o movimento.

Amirouche e Ider (1988) desenvolveram um modelo tridimensional com o objetivo de estudar a biodinâmica de corpos humanos. Este modelo consistiu em 13 corpos rígidos interligados por molas lineares e rotativas e amortecedores. Dados geométricos humanos foram obtidos baseados nos bonecos de teste Part 572 e Hybrid III.

Ma et al. (1995) propuseram um modelo articulado total de corpo (ATB) para estudar as reações do ser humano quando exposto a várias situações violentas. O modelo ATB é

constituído por 15 segmentos rígidos acoplados por 14 juntas cinemáticas.

Kawai e Matsuoka (2000) propuseram uma análise de conforto por meio da simulação de um modelo bidimensional para prever o comportamento dinâmico de passageiros em cadeiras de rodas. Nesta pesquisa, o corpo humano foi construído com 5 corpos rígidos, acoplados por molas e amortecedores.

Cho e Yoon (2001) desenvolveram um modelo bidimensional baseado em resultados experimentais obtidos em pessoas sentadas passeando em um veículo. As pessoas sentadas foram modeladas como 3 corpos rígidos, interligados por molas rotativas e amortecedores lineares. O efeito do encosto de apoio sobre as respostas foi considerado no estudo.

3.3.4-Modelos Lineares Verticais de Baixa Amplitude

Pankoke et al. (2001) e Griffin (2001) afirmam até a década de 1970, a maioria dos modelos biodinâmicos era linear. Os principais modelos lineares verticais de baixa amplitude são descritos a seguir.

Em 1981, a ISO publicou um modelo linear paralelo de dois graus de liberdade representando pessoas para as posições em pé e sentadas submetidas acelerações de 2 a 4 m/s^{-2} r.m.s. O modelo foi desenvolvido para representar a impedância versus a frequência (magnitude e fase para a frequência na faixa de 0,5 a 31,5 Hz). O modelo tinha apenas duas massas suspensas, e ele foi insuficiente para representar a resposta experimental do sistema assento-cabeça para frequências de excitação moderadas a altas. Então, em 1987 foi publicado pela ISO um novo modelo, com quatro massas e 8 graus de liberdade para simular um ser humano nas posições sentado e em pé. Nesse modelo não havia correlação direta entre os elementos do modelo e os segmentos anatômicos. Cada conjunto massa-mola de ligação incluía duas molas e um amortecedor (uma mola em paralelo com o amortecedor e outro em série). O modelo foi desenvolvido para representar a transmissibilidade do assento-cabeça versus frequência (magnitude e fase para as faixas de frequência de 0,5 a 31,5 Hz) existente nos estudos experimentais. O modelo correspondia muito bem aos dados experimentais, exceto para a transmissibilidade na faixa de alta frequência.

Em 1987, Nigam e Malik desenvolveram um modelo linear de 15 graus de liberdade não amortecido em que apenas a postura em pé foi considerada. Incluía massas para a cabeça, pescoço, membros superior, central e inferior do tronco, membros superiores e inferiores dos braços, das coxas, pernas e pés. A massa de cada elemento foi obtida a partir de uma pesquisa anterior de Bartz e Gianotti (1975). A rigidez para cada um dos segmentos do modelo de Nigam e Malik (1987) foi obtida pela combinação dos segmentos adjacentes. O desempenho do modelo foi comparado com alguns dados experimentais, tais como os picos de ressonância de Goldman e Von Gierke (1961), e as frequências de ressonância de dois modos de Greene e McMahon (1979). As frequências naturais obtidas a partir do modelo estavam na faixa dos dados experimentais de ressonância, mas foram relativamente mais elevadas. A rigidez da perna foi comparada com os valores experimentais de Greene e McMahon (1979). Os valores aproximados da mão foram aproximadamente 15% maiores do que os dados experimentais. Como o amortecimento foi ignorado neste estudo, Nigam e Malik (1987) concluíram que o modelo comparado com os demais autores citados anteriormente é menos realista que o apresentado para o corpo humano.

Em 1988, Sandover investigou experimentalmente a linearidade da resposta do organismo humano à vibração. Os resultados de sua investigação revelaram que o corpo humano poderia ser modelado como linear quando se utiliza um estímulo de vibração aleatória de 2 m/s^2 r.m.s. - típico de muitas situações de transporte.

Em 1995, Wan e Schimmels desenvolveram um modelo humano dinâmico linear em série/paralelo de 4 graus de liberdade projetado para combinar a resposta do homem sentado exposto à vibração vertical com amplitude de aceleração de até 5 m/s^2 r.m.s. . O modelo foi construído para utilização posterior para assento suspenso.

3.4-MODELOS HUMANOS NÃO-LINEARES

Dentre do contexto modelos humanos não-lineares, destaca-se a pesquisa desenvolvida por Von Gierke em 1964 que elaborou um modelo de sete graus de liberdade não-linear para o ser humano em pé e sentado, onde a força aplicada derivou do modelo apresentado por Coermann et al. (1960). O subsistema de tórax e abdômen foi estendido para incluir um grau de liberdade adicional, a massa da parede torácica. Um amortecedor foi colocado entre as

partes superior do tronco e os quadris, em paralelo com a mola da coluna. Esse modelo foi aplicado para a avaliação do movimento da parede abdominal, diafragma, e do pulmão e do tórax. A não-linearidade do modelo se considera por meio da geometria da parede abdominal.

Hopkins (1971) propôs um modelo de três graus de liberdade representando um homem sentado e considerando tronco superior, inferior e vísceras, conectados em série, e a não-linearidade do modelo de Hopkins (1971) se considera por meio da geometria da massa visceral e nos pulmões. Os resultados do modelo foram comparados com a impedância experimental e com dados de transmissibilidade. O modelo apresenta o mesmo número de picos de ressonância que os dados de impedância experimental, porém a magnitude dos seus picos corresponde a valores significativamente diferentes. Em relação à transmissibilidade não houve concordância com os resultados experimentais, nem na forma nem nos valores dos picos. O modelo foi utilizado exclusivamente na análise de vibrações de baixa frequência (Hopkins, 1971 *apud* Barbu; Lache, 2008).

Em 1976, Muksian e Nash também investigaram um modelo do corpo humano sentado de três graus de liberdade não-linear que continha uma conexão paralela entre a pelve e a cabeça. A não-linearidade do modelo considerada pelos autores está na geometria entre a pelve e o corpo. O modelo apresentou um bom desempenho quando comparado com os dados experimentais para a faixa de frequência de interesse de 1 a 30 Hz.

Broman et al. (1996) propuseram um modelo de 3 graus de liberdade não-linear com duas massas para simular um ser humano sentado. Os parâmetros do modelo foram modificados a partir dos dados experimentais de Pope et al. (1990) (Barbu; Lache, 2008). Os pesquisadores concluíram que modelo desenvolvido, quando comparado ao de Pope et al. (1990), apresentou uma boa concordância. No entanto, os próprios autores afirmam que diferentes valores de parâmetros de rigidez e amortecimento foram utilizados na construção do modelo, e portanto, ressaltam que não foi criado um modelo humano proporcional à realidade.

Zong e Lam (2002) validaram um modelo de quatro graus de liberdade não-linear proveniente de Liu et al. (1998) por meio de um ensaio à bordo de um avião. O modelo foi

então utilizado para investigar as respostas biodinâmicas em indivíduos sentados a bordo após serem submetidos à vibração.

3.5-CONSIDERAÇÕES SOBRE OS MODELOS

Existe uma razoável quantidade de estudos sobre modelos biodinâmicos a nível mundial, contudo, no Brasil não se acompanha essa expansão. A maioria dos modelos biodinâmicos encontrados na literatura mundial foi realizada para um delineamento experimental adequado para o objetivo proposto pelos pesquisadores, ou seja, para responder a situações específicas de exposição à vibração que não podem ser extensivas a outras populações devido a fatores intrínsecos aos indivíduos estudados, tais como massa, altura, idade, tempo na profissão e outros. Os modelos estudados avaliam a resposta mecânica do sistema, sem se levar em consideração o efeito fisiológico e psicológico sobre o indivíduo. Segundo Becker (2013), a maioria dos pesquisadores possui opinião que exposição à VCI é um fator de risco para a saúde humana, contudo reconhecem que não é possível determinar com segurança em que condições a exposição à vibração concebe um risco significativo. Em vários países são estabelecidos limites para a exposição de trabalhadores à vibração, inclusive no Brasil. Entretanto, Walber (2009) verificou que os motoristas de ônibus e os passageiros encontram-se expostos a níveis vibratórios superiores aos que são estabelecidos pela Norma ISO 2631 em relação ao conforto. E, em relação à saúde as duas carrocerias dos ônibus ensaiadas apresentaram acelerações que ultrapassam os limites de exposição para um tempo igual ou superior a oito horas.

4- MODELAGEM BIOMECÂNICA E ANÁLISE PRELIMINAR

Neste capítulo são apresentadas as formulações matemáticas de modelos biomecânicos de um, dois e três graus de liberdade (GDL). Essas formulações servem de base para o desenvolvimento de modelos mais complexos e serão utilizadas nos próximos capítulos.

São apresentados também ensaios numéricos preliminares realizados a partir dos modelos de Cho e Yoon (2001) e de Becker (2006). A partir dos parâmetros de massa, rigidez e amortecimento sugeridos por esses autores calcularam-se novos valores destes parâmetros com a finalidade de verificar a importância dos fatores na avaliação do conforto humano. A rotina computacional em Maple idealizada para a presente pesquisa para cálculo dos novos parâmetros, não foi concebida para o estudo da otimização dos mesmos, mas para a análise do comportamento de cada uma das variáveis isoladamente com o intuito de compreender os vários modelos estudados e a aprimorar com intuito de ocasionar menor desconforto ao corpo humano à resposta dinâmica.

4.1-EQUAÇÃO DO MOVIMENTO E PARÂMETROS BIODINÂMICOS DOS MODELOS

4.1.1-Modelo de um grau de liberdade

Considere-se um sistema massa-mola-amortecedor para representar o corpo humano submetido a um deslocamento na base vertical x_b (Figura 4.1). Na Figura 4.1, a massa m , representa o corpo humano e o assento é representado pela base vertical.

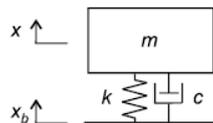


Figura 4.1-Modelo de um grau de liberdade.

A equação do movimento para o modelo biodinâmico indicado na Figura 4.1 é:

$$m \ddot{x}(t) + c \left(\dot{x}(t) - \dot{x}_b(t) \right) + k(x(t) - x_b(t)) = 0 \quad (4.1)$$

Onde:

m , k e c são, respectivamente, a massa, rigidez e o amortecimento e

x , \dot{x} , \ddot{x} e x_b são, respectivamente, o deslocamento, a velocidade, a aceleração em função do tempo (t) e o deslocamento da base vertical.

Por meio da Transformada de Laplace tem-se que:

$$x(t) = X(s) \quad (4.2)$$

$$\dot{x}(s) = sX(s) \quad (4.3)$$

$$\ddot{x}(s) = s^2 X(s) \quad (4.4)$$

Com:

$$s = \omega j \quad (4.5)$$

Onde ω é a velocidade angular e $j = \sqrt{-1}$.

Usando a Transformada de Laplace e considerando as condições iniciais do problema, isto é o corpo se encontra em repouso antes da aplicação da força, $x(0) = 0$, $\dot{x}(0) = 0$, e $x_b(0) = 0$, tem-se:

$$(ms^2 + cs + k)X(s) = (cs + k)X_b(s) \quad (4.6)$$

Onde $X_b(s)$ é a Transformada de Laplace de $x_b(t)$, deslocamento na base. Por conseguinte, calcula-se a aceleração em função do deslocamento aplicado na base.

A transmissibilidade é definida como a relação de uma determinada grandeza medida experimentalmente entre dois pontos distintos de um sistema, como por exemplo, o corpo humano. Estas grandezas podem ser o deslocamento, a velocidade ou a aceleração de um ponto do corpo. Casos em que a excitação é aleatória conforme mostrado no Capítulo 3, o cálculo da transmissibilidade requer um tratamento matemático no registro das acelerações obtidas no ponto de entrada e saída. O tratamento matemático é realizado por meio do conceito de densidade espectral de potência.

Isolando $X(s)$ na equação 4.6 tem-se:

$$X(s) = \left(\frac{(cs + k)(X_b(s))}{ms^2 + cs + k} \right) \quad (4.7)$$

De onde:

$$(cs + k)(X_b(s)) = (ms^2 + cs + k)(X(s)) \quad (4.8)$$

Para o cálculo da transmissibilidade neste caso consideram-se as transformadas de Laplace da aceleração e da aceleração na base segundo a equação:

$$T(s) = \frac{s^2 X(s)}{s^2 X_b(s)} \quad (4.9)$$

Substituindo os termos de $X(s)$ e $X_b(s)$ na equação 4.9, tem-se:

$$T(s) = \left(\frac{\left(\frac{(cs + k)(X_b(s))}{ms^2 + cs + k} \right)}{\left(\left(\frac{ms^2 + cs + k}{cs + k} \right) \left(\frac{(cs + k)X_b(s)}{ms^2 + cs + k} \right) \right)} \right) \quad (4.10)$$

Da qual obtêm-se:

$$T(s) = \left(\frac{\left(\frac{(cs + k)(X_b(s))}{ms^2 + cs + k} \right)}{\left(\frac{X_b(s)}{1} \right)} \right) \quad (4.11)$$

Ou ainda:

$$T(s) = \left(\frac{(cs + k)(X_b(s))}{ms^2 + cs + k} \right) \left(\frac{1}{X_b(s)} \right) \quad (4.12)$$

Para um sistema de 1 (um) grau de liberdade a equação acima resulta:

$$T(s) = \left(\frac{(cs + k)}{ms^2 + cs + k} \right) \quad (4.13)$$

A força que atua sobre a base, $f_b(t)$, é igual à força de inércia que atua sobre a massa, $f(t)$:

$$f_b(t) = f(t) = m \left(\ddot{x}(t) \right) \quad (4.14)$$

Portanto, a transformada de Laplace da força que atua sobre a base, $f_b(s)$, é a seguinte:

$$f_b(s) = ms^2 X(s) = F(s) \quad (4.15)$$

A massa aparente do modelo, $M(s)$ é igual ao quociente entre a força na base e a aceleração no mesmo ponto, ambas consideradas em função da frequência, e pode ser obtida a partir das Equações (4.13) e (4.14):

$$M(s) = \frac{F(s)}{s^2 X_b(s)} = \frac{ms^2 X(s)}{s^2 X_b(s)} = \frac{mX(s)}{X_b(s)} = \frac{m(cs + k)}{ms^2 + cs + k} = mT(s) \quad (4.16)$$

Se a massa aparente é normalizada pela massa do modelo, a massa normalizada $M_n(s)$, pode ser expressa como:

$$M_n(s) = \frac{M(s)}{m} = \frac{cs + k}{ms^2 + cs + k} = T(s) \quad (4.17)$$

Ou seja:

$$M_n(s) = T(s) \quad (4.18)$$

Como foi visto nas equações acima, a massa aparente para o modelo de um grau de liberdade conforme mostrado na Figura 4.1 corresponde ao produto da massa total do

modelo e da transmissibilidade para o movimento vertical da massa. A massa aparente normalizada do modelo é idêntica à transmissibilidade.

4.1.2- Modelo linear para dois graus de liberdade

As equações do movimento de um sistema de dois graus de liberdade submetido a um deslocamento vertical na base conforme se indica na Figura 4.2 são:

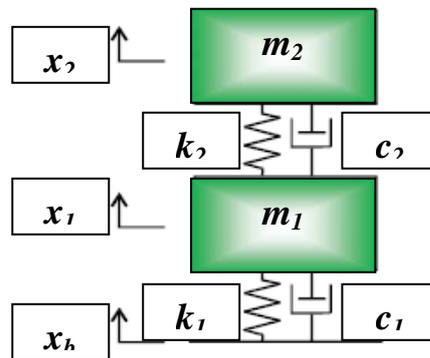


Figura 4.2-Modelo de dois graus de liberdade.

$$m_1 \ddot{x}_1(t) + c_1 \left(\dot{x}_1(t) - \dot{x}_b(t) \right) + c_2 \left(\dot{x}_1(t) - \dot{x}_2(t) \right) + k_1 (x_1(t) - x_b(t)) + k_2 (x_1(t) - x_2(t)) = 0$$

$$m_2 \ddot{x}_2(t) + c_2 \left(\dot{x}_2(t) - \dot{x}_1(t) \right) + k_2 \left(x_2(t) - x_1(t) \right) = 0 \quad (4.19)$$

Onde:

m_1 , k_1 e c_1 são, respectivamente, a massa, rigidez e o amortecimento, correspondentes ao grau de liberdade x_1 ;

m_2 , k_2 e c_2 são, respectivamente, a massa, rigidez e o amortecimento, correspondentes ao grau de liberdade x_2 ;

x_1 , \dot{x}_1 , \ddot{x}_1 e x_b são, respectivamente, o deslocamento, a velocidade e o deslocamento na base em função do tempo (t) para o grau de liberdade x_1 ;

x_2 , \dot{x}_2 , \ddot{x}_2 e x_b são, respectivamente, o deslocamento, a velocidade e o deslocamento na base em função do tempo (t) para o grau de liberdade x_2 .

Utilizando as propriedades da Transformada de Laplace e considerando que o corpo se encontra em repouso inicialmente, ou seja, $x_1(0)=0$, $\dot{x}_1(0)=0$, $x_2(0)=0$, $\dot{x}_2(0)=0$, e ainda $x_b(0)=0$, tem-se:

$$\begin{aligned} (m_1s^2 + c_1s + k_1 + c_2s + k_2)X_1(s) - (c_2s + k_2)X_2(s) = \\ (c_1s + k_1)X_b(s) - (c_2s + k_2)X_1(s) + (m_2s^2 + c_2s + k_2)X_2(s) = 0 \end{aligned} \quad (4.20)$$

A partir da equação 4.21 encontra-se $X_b(s)$, $X_1(s)$ e $X_2(s)$:

$$\begin{aligned} X_b(s) = \left(\frac{(c_2s + k_2)(X_1(s))(c_2s + k_2)(X_2(s)) + (m_1s^2 + c_1s + k_1 + c_2s + k_2)}{cs_1 + k_1} \right) \\ \left(\frac{(X_1(s))(m_2s^2 + c_2s + k_2)(X_2(s))}{cs_1 + k_1} \right) \end{aligned} \quad (4.21)$$

$$X_1(s) = \left(\frac{(c_1s + k_1)(X_b(s)) + (c_2s + k_2)(X_2(s))}{k_1 + k_2 + (c_1 + c_2)s + m_1s^2} \right) \quad (4.22)$$

$$X_2(s) = \left(\frac{(c_2s + k_2)(X_1(s))}{k_2 + m_2s^2 + c_2s} \right) \quad (4.23)$$

Para a transmissibilidade na base de massa, m_1 , dividindo a equação 4.22 por 4.23 obtem-se:

$$T_1(s) = \frac{s^2 X_1(s)}{s^2 X_b(s)} = \frac{(c_1s + k_1)(m_2s^2 + c_2s + k_2)}{(m_1s^2 + c_1s + k_1)(m_2s^2 + c_2s + k_2) + m_2s^2(c_2s + k_2)} \quad (4.24)$$

A transmissibilidade na parte superior de massa, m_2 resulta:

$$T_2(s) = \frac{s^2 X_2(s)}{s^2 X_b(s)}$$

$$T_2(s) = \frac{(c_1s + k_1)(c_2s + k_2)}{(m_1s^2 + c_1s + k_1)(m_2s^2 + c_2s + k_2) + m_2s^2(c_2s + k_2)} \quad (4.25)$$

A força que atua sobre a base é igual à soma das forças de inércia que atuam em todas as massas. Portanto, a massa aparente do modelo, $M(s)$, pode ser obtida como:

$$M(s) = \frac{F(s)}{s^2 X_b(s)} = \frac{m_1s^2 X_1(s) + m_2s^2 X_2(s)}{s^2 X_b(s)}$$

$$M(s) = \frac{(c_1s + k_1)\{m_1(m_2s^2 + c_2s + k_2) + m_2(c_2s + k_2)\}}{(m_1s^2 + c_1s + k_1)(m_2s^2 + c_2s + k_2) + m_2s^2(c_2s + k_2)}$$

$$M(s) = m_1 T_1(s) + m_2 T_2(s) \quad (4.26)$$

Assim, a massa aparente normalizada, $M_n(s)$, pode ser calculada dividindo a massa aparente pela massa total do modelo, m_t ($m_t = m_1 + m_2$):

$$M_n(s) = \frac{m_1}{m_t} T_1(s) + \frac{m_2}{m_t} T_2(s) \quad (4.27)$$

A massa aparente do modelo de dois graus de liberdade mostrada na Figura 4.2 corresponde à soma dos produtos da massa e da transmissibilidade para o movimento vertical da massa para cada uma das massas, como foi visto na Equação (4.28). A massa aparente normalizada do modelo pode ser obtida por uma combinação linear da transmissibilidade para cada massa, como foi visto na Equação (4.28). Cada coeficiente linear da combinação corresponde à relação de massa para a massa total do modelo. Isto é válido para todos os modelos massa-mola-amortecedor com múltiplos graus de liberdade em um único eixo.

$$M(s) = \sum_k m_k T_k(s) \quad (4.28)$$

$$M_n(s) = \sum_k \frac{m_k}{m_t} T_k(s) \quad (4.29)$$

Os procedimentos relatados acima podem ser generalizados para sistemas com maior número de graus de liberdade.

Contudo, um modelo no qual se consideram mais graus de liberdade traz também um aumento do tempo de processamento, assim como de memória necessária. Ao utilizar um computador com uma memória de acesso aleatório (RAM) de 512 Megabytes não se recomenda o uso de mais de cinco graus de liberdade. Em média se gasta 25 (vinte e cinco) segundos para o cálculo de um algoritmo com quatro graus de liberdade. Tregoubov (2001) *apud* Becker (2006) ressalta que este modelo não necessita de mais graus de liberdade do que seja possível justificar a partir dos dados experimentais disponíveis. Para definir quantos graus de liberdade o modelo deve ter os seguintes aspectos devem ser analisados: quantos tipos de parâmetros biodinâmicos independentes devem ser considerados e quantas ressonâncias são observáveis a partir dos registros experimentais na faixa de frequências considerada.

4.2-Busca de novos parâmetros biodinâmicos: procedimento de ajuste das curvas de transmissibilidade experimentais e numérica

Inicialmente realizou-se um estudo para obter novos parâmetros de rigidez e amortecimento a partir de uma estimativa inicial sugerida por Cho e Yoon (2001) e Becker (2006) com o intuito de verificar a influência no conforto humano. A partir desta estimativa inicial calculam-se as curvas de transmissibilidade as quais são comparadas com curvas obtidas experimentalmente pelos mesmos autores. Os valores dos parâmetros biodinâmicos vão se modificando um a um até encontrar aqueles que minimizam a diferença entre as curvas de transmissibilidade calculadas com esses parâmetros e as experimentais por meio do uso de uma rotina numérica. O conjunto de valores de amortecimento e rigidez que gera a menor diferença entre as curvas é adotado ao final por ter reduzido o distanciamento entre os valores experimental e numérico. A rotina numérica utilizada encontra-se no Apêndice B.

Em princípio, nas primeiras linhas do algoritmo é necessário definir o número de graus de liberdade do modelo que se quer desenvolver, ou seja, fixa-se o número de graus de liberdade do modelo. Deve-se também definir a faixa de frequência da análise, o ponto de entrada e saída da vibração. Posteriormente, realiza-se a solução algébrica das equações de movimento, e definem-se os valores dos parâmetros, massa, amortecimento e rigidez. Esses parâmetros são as variáveis do problema de ajuste do modelo aos dados experimentais e são modificados um a um. Os valores desses parâmetros são alterados várias vezes para cada execução do algoritmo até que ocorra o ajuste do modelo aos dados experimentais. Busca-se

assim determinar novos valores para os parâmetros do modelo de massa, rigidez e amortecimento separadamente para cada um.

Não foi realizado ajuste simultâneo dos três parâmetros porque se objetivou estudar a influência dos parâmetros separadamente. Por exemplo, para se determinar o valor do parâmetro de rigidez em sistema de um grau de liberdade (k_1), fixa-se a massa e c_1 , e varia-se apenas o valor de k_1 . A partir do valor de amortecimento e massa do modelo escolhido fixado a partir de uma estimativa inicial da literatura técnica, por exemplo, calcula-se o respectivo erro com relação aos resultados de transmissibilidade obtidos experimentalmente. O valor de k_1 que resultou no menor erro é escolhido. Em seguida para o mesmo valor de massa e de k_1 obtido, realiza-se o mesmo procedimento variando-se dessa vez o valor de c_1 . O valor de c_1 correspondente ao erro mínimo e que não gere uma percepção significativa de desconforto ao corpo humano exposto à vibração é o novo valor adotado.

Uma vez encontrados os valores de cada um dos parâmetros da forma indicada com o menor erro total, obtém-se assim um conjunto de valores de massa, amortecimento e rigidez que levam ao menor erro total. Faz-se uma combinação entre esses valores encontrados a fim de determinar o que representa melhor o modelo. Para melhor exemplificar o que foi dito anteriormente, supõe-se ao realizar as manipulações algébricas utilizando o algoritmo em Maple encontram-se os valores de 1.300, 1.500 e 1.600 N.s.m⁻¹ para c_1 e para k_1 de 60.000 N.m⁻¹. Assim, é necessário realizar uma análise da combinação entre k_1 com o primeiro valor de c_1 , depois com o segundo e o terceiro sucessivamente. É fundamental determinar os parâmetros de massa, rigidez e amortecimento com os quais é possível descrever da melhor forma possível os dados experimentais. Esses parâmetros influenciam diretamente na resposta do corpo humano à vibração gerando maior ou menor conforto. O erro, ou seja, a diferença entre cada curva experimental de transmissibilidade e correspondente curva de resposta do modelo é calculada por meio da equação 4.30.

$$\text{erro} = \sqrt{\sum_{i=1}^n (V_m(i) - V_e(i))^2} \quad (4.30)$$

Onde V_m é o valor obtido para transmissibilidade a partir da curva numérica e V_e é o valor obtido para a transmissibilidade a partir dos dados experimentais, e n é o número de pontos

que se utiliza para descrever a curva de resposta em função da frequência na faixa representada. O número de pontos para descrever a curva é determinado durante a aquisição de dados no ensaio experimental. A variável (i) representa o ponto inicial a partir do qual se começa a realizar o cálculo da diferença entre a curva numérica e experimental. O erro ou diferença é calculado para a curva de transmissibilidade ao qual o modelo discreto está sendo ajustado. O erro total do modelo é dado pela diferença de cada um dos pontos que descrevem a curva numérica e experimental, que pode ser multiplicado ou não por um fator de ponderação. O ajuste do modelo aos dados experimentais é feito pela minimização do valor do erro total.

Na Figura 4.3 é apresentado um fluxograma da rotina numérica.

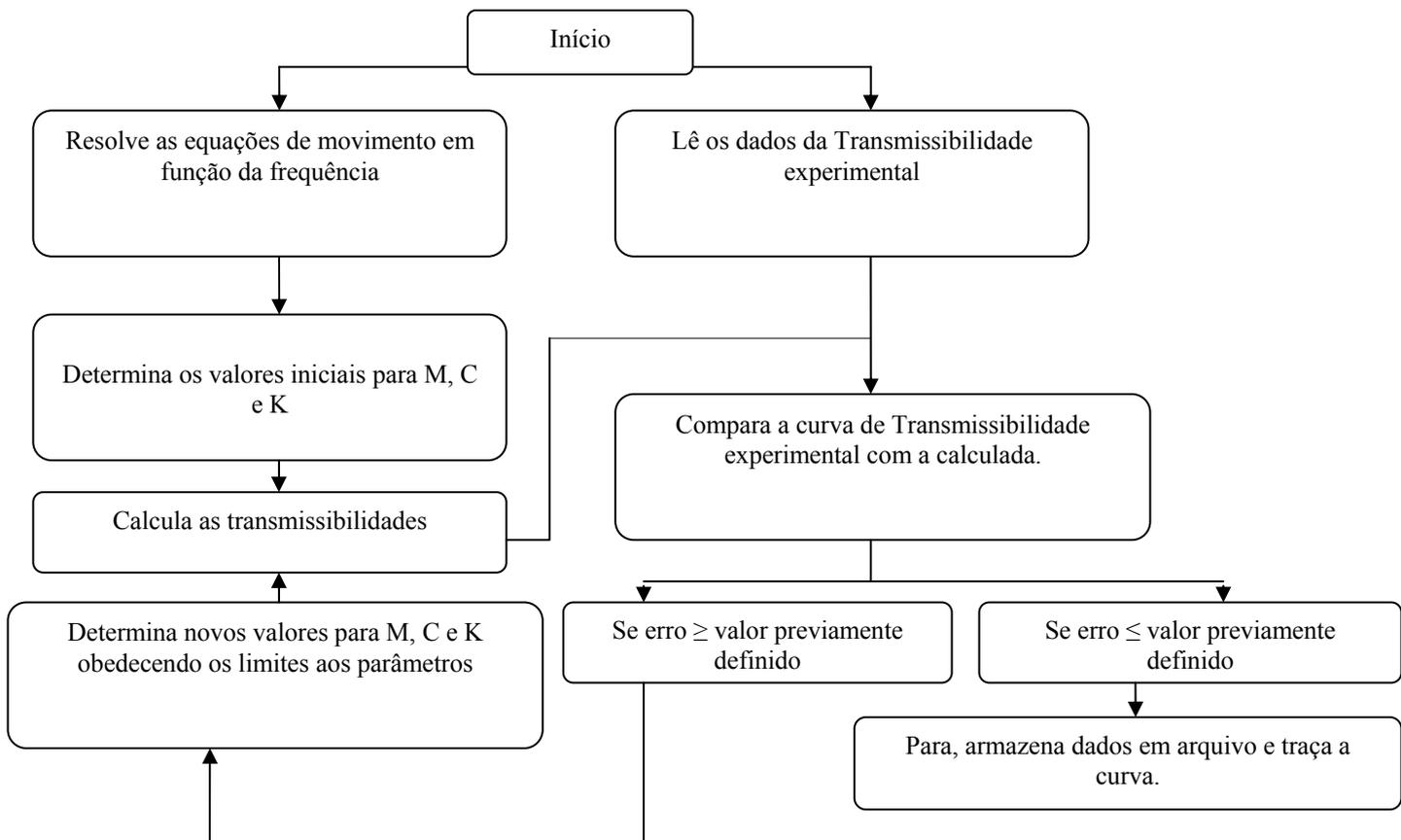


Figura 4.3- Fluxograma da rotina numérica.

Mesmo realizando cuidadosamente as análises anteriores conforme etapas de procedimentos contidos na rotina numérica no fluxograma da Figura 4.3 e partindo do princípio que cada

grau de liberdade do modelo estará representando uma determinada parte do corpo e que o valor das variáveis do modelo está restringido a limites baseados em dados antropométricos disponíveis na literatura técnica, o pesquisador Tregoubov (2001) afirma não ser possível garantir que eles representam adequadamente a anatomia humana.

4.2.1- Busca dos novos parâmetros considerando o modelo linear de Becker

4.2.1.1- Modelos Lineares de Becker (2006)

Becker (2006) desenvolveu um modelo elástico linear de até quatro graus de liberdade, que representa o comportamento biodinâmico em um grupo de motoristas de uma empresa de transporte coletivo da região metropolitana de Porto Alegre submetido à vibração forçada proveniente de sinais medidos em ônibus brasileiros. Becker (2006) estudou 12 indivíduos do sexo masculino (metade da amostra formada por membros da comunidade universitária e a outra metade por motoristas) sentados, tanto relaxados como eretos, submetidos às acelerações verticais de $1,5 \text{ m.s}^{-2}$ e 2 m.s^{-2} considerando a faixa de frequências de 1 até 20 Hz para as medições de massa aparente e potência absorvida, e de 2-20 Hz para a transmissibilidade assento-cabeça.

Modelo de um grau de liberdade de Becker (2006)

Nesta análise numérica preliminar para um grau de liberdade foi considerado apenas o indivíduo designado pelo autor de IDM5 (indivíduo motorista de número cinco) com 56 Kg, 1,60 m de altura, 51 anos de idade, 30 anos de trabalho na profissão de motorista, na condição relaxado, submetido a uma aceleração de $1,5 \text{ m.s}^{-2}$ variando a frequência de 2 até 20 Hz. Este modelo de um grau de liberdade foi escolhido por considerar um indivíduo que possui características antropométricas similares aos demais modelos a serem analisado na presente análise preliminar.

Os valores de amortecimento e rigidez designados como valores iniciais correspondem aos valores propostos pelo autor, e os novos valores encontrados, são os propostos na presente pesquisa. Os valores iniciais adotados para os parâmetros de massa, rigidez e amortecimento são respectivamente, 56 Kg, 61.579 N.m^{-1} e 1.150 N.s.m^{-1} . Assim para encontrar novos

valores na análise preliminar que está sendo apresentada para o modelo de um grau de liberdade parte-se deles. A massa total do corpo do indivíduo é considerada constante, e faz-se a variação da rigidez e do amortecimento, cada um separadamente por meio da rotina numérica apresentada em 4.2. Os valores de rigidez, massa e amortecimento obtidos no procedimento estão resumidos nas tabelas 4.1 e 4.2.

Tabela 4.1-Ajuste das curvas variando a rigidez no modelo de 1 GDL de Becker (2006).

$k_1(\text{N} \cdot \text{m}^{-1})$	$m(\text{kg}) = 56$ e $c_1(\text{N} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}) = 1.150$	Erro
	100	4,026
	10.000	3,674
	50.000	1,946
	60.000	1,786
	60.579	1,783
	61.000	1,783
	61.200	1,782
	62.000	1,781
	62.500	1,781
	62.800	1,781
	63.000	1,782
	70.000	1,846
	100.000	2,765

Tabela4.2- Ajuste das curvas variando o amortecimento no modelo de 1 GDL de Becker (2006).

$c_1(\text{N} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1})$	$m(\text{kg}) = 56$ e $k_1(\text{N} \cdot \text{m}^{-1}) = 61.579$	Erro
	50	15,678
	1.000	1,914
	1.200	1,753
	1.400	1,693
	1.500	1,683
	1.600	1,682
	1.700	1,687
	1.800	1,710
	1.900	1,710
	2.000	1,725
	5.000	2,275
	10.000	2,715

Por fim, separaram-se os valores para k_1 (62.000, 62.500 e 62.800 $\text{N} \cdot \text{m}^{-1}$) e c_1 (1.600 $\text{N} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$), e se combinaram os mesmos para encontrar o erro total com o uso dos dois parâmetros em conjunto (Tabela 4.3). Assim, procedeu à escolha do conjunto que apresentou menor erro total que foi de $k_1 = 62.800 \text{ N} \cdot \text{m}^{-1}$ e $c_1 = 1.600 \text{ N} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$.

Tabela 4.3-Novos valores para rigidez e amortecimento com o menor erro encontrado com o modelo de 1 GDL m= 56 Kg de Becker (2006).

m (kg) = 56	Amortecimento (N.s.m ⁻¹)	Rigidez (N. m ⁻¹)	Erro
	1.600		62.000
		62.500	1,673
		62.800	1,669

Na Figura 4.4 podem ser visualizados os valores experimentais de transmissibilidade obtidos experimentalmente por Becker (2006) para o indivíduo IDM5. Os dados de transmissibilidade são extraídos do gráfico apresentado na Figura 4.4 para alimentar a rotina numérica no software Maple.

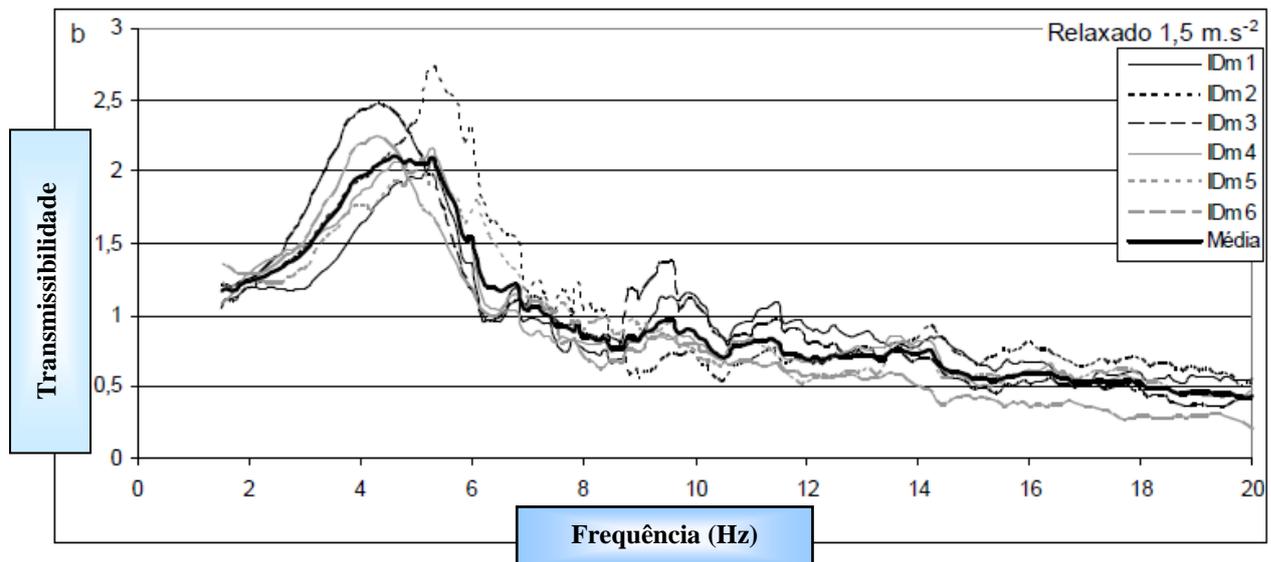


Figura 4.4- Dados experimentais da transmissibilidade assento-cabeça de Becker (2006).

Na Tabela 4.4, são apresentados os erros encontrados para o conjunto inicial de valores, que são os retirados da pesquisa de Becker (2006) para os parâmetros de rigidez e amortecimento, respectivamente de $k_1 = 61.579 \text{ N.m}^{-1}$ e $c_1 = 1.150 \text{ N.s.m}^{-1}$, e o designado novo valor, o obtido na presente análise preliminar de $k_1 = 62.800 \text{ N.m}^{-1}$ e $c_1 = 1.600 \text{ N.s.m}^{-1}$.

Tabela 4.4- Parâmetros biodinâmicos obtidos por Becker (2006) e novos valores calculados – Modelo de 1GDL.

Modelo 1 GDL	Inicial	Novos valores
Massa m_1 (kg)	56	56
Rigidez k_1 (N.m ⁻¹)	61.579	62.800
Amortecimento c_1 (N.s.m ⁻¹)	1.150	1.600
Erro	1,782	1,669

Na Figura 4.5 se apresenta a comparação entre a curva experimental de Becker (2006) e a curva construída a partir dos novos resultados obtidos na presente pesquisa. Verifica-se que para frequências menores que 8 Hz, houve uma amplificação da transmissibilidade. Na faixa em torno da frequência de ressonância a transmissibilidade tem valor maior que 1 (um) e, em frequências acima desta faixa, à mesma tem valor menor que 1 (um).

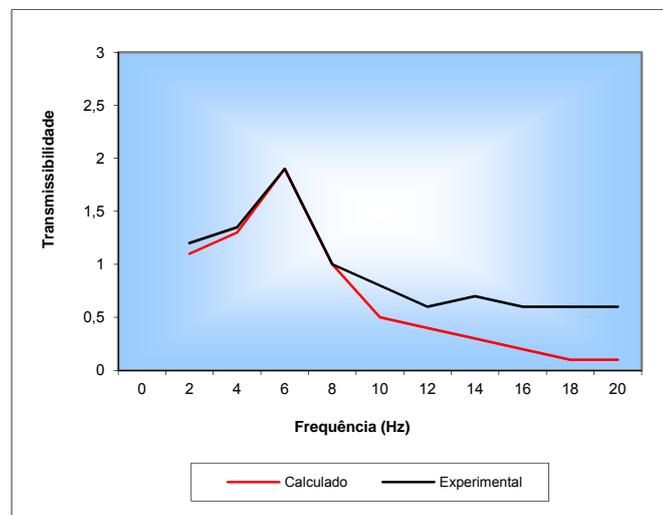


Figura 4.5- Comparação entre a curva experimental de Becker (2006) e a curva construída a partir dos novos resultados obtidos neste trabalho (erro = 1,669).

Modelo de três graus de liberdade de Becker (2006) para massa de 56 Kg

Foi considerado também o modelo de três graus de liberdade, considerando a massa total do corpo distribuída em três parcelas sendo $m_1 = 26,94\%$, $m_2 = 63,38\%$ e $m_3 = 9,68\%$ da massa

total, conforme sugerido por Cho et al. (2000). De acordo com Becker (2006) não há no seu modelo uma correlação entre segmentos corporais e graus de liberdade, ou seja, as massas não representam determinadas partes do corpo humano como em trabalhos de outros pesquisadores (Anflor, 2003 e Cho e Yoon, 2001).

Para a busca dos novos parâmetros as massas permanecem fixas, e os outros parâmetros são variados um a um mantendo todos os outros fixos, na seguinte ordem, k_1 (k_2, k_3, c_1, c_2 e c_3), k_2 (k_1, k_3, c_1, c_2 e c_3), k_3 (k_1, k_2, c_1, c_2 e c_3), c_1 (k_1, k_2, k_3, c_2 e c_3), c_2 (k_1, k_2, k_3, c_1 e c_3) e c_3 (k_1, k_2, k_3, c_1 e c_2) de forma que em cada caso busca-se o valor de erro mínimo (Tabelas 4.5 a 4.10) e que estas propriedades não gerem uma percepção significativa de desconforto ao corpo humano exposto à vibração. Caso, haja mudança nessa ordem pode-se encontrar uma nova combinação de valores que satisfaçam na busca do erro mínimo.

Os valores de amortecimento e rigidez designados como valores iniciais correspondem aos valores propostos pelo autor, e os novos valores encontrados, são os propostos na presente pesquisa. Os valores iniciais adotados para os parâmetros de massa, rigidez e amortecimento são respectivamente, $m_1 = 15,09$ Kg, $m_2 = 35,49$ Kg, $m_3 = 5,42$ Kg, $k_1 = 240.879$ N.m⁻¹, $k_2 = 61.735$ N.m⁻¹ e $k_3 = 209.320$ N.m⁻¹; $c_1 = 5.339$ N.s.m⁻¹, $c_2 = 1.551$ N.s.m⁻¹ e $c_3 = 339$ N.s.m⁻¹.

Tabela 4.5- Novo valor de k_1 considerando $m = 56$ Kg (Becker, 2006).

$k_1 = 200.000$ (N.m ⁻¹)	k_2 (N.m ⁻¹)	k_3 (N.m ⁻¹)	c_1 (N.s.m ⁻¹)	c_2 (N.s.m ⁻¹)	c_3 (N.s.m ⁻¹)	Erro
	61.735	209.320	5.339	1.551	339	1,373

Tabela 4.6-Novo valor de k_2 considerando $m = 56$ Kg (Becker, 2006) .

$k_2 = 58.000$ (N.m ⁻¹)	k_1 (N.m ⁻¹)	k_3 (N.m ⁻¹)	c_1 (N.s.m ⁻¹)	c_2 (N.s.m ⁻¹)	c_3 (N.s.m ⁻¹)	Erro
	200.000	209.320	5.339	1.551	339	1,372

Tabela 4.7- Novo valor de k_3 considerando $m = 56$ Kg (Becker, 2006) .

$k_3 = 170.000$ (N.m ⁻¹)	k_1 (N.m ⁻¹)	k_2 (N.m ⁻¹)	c_1 (N.s.m ⁻¹)	c_2 (N.s.m ⁻¹)	c_3 (N.s.m ⁻¹)	Erro
	200.000	5.800	5.339	1.551	339	1,360

Tabela 4.8- Novo valor de c_1 considerando $m = 56$ Kg (Becker, 2006) .

$c_1 = 5.000$ (N.s.m ⁻¹)	k_1 (N.m ⁻¹)	k_2 (N.m ⁻¹)	k_3 (N.m ⁻¹)	c_2 (N.s.m ⁻¹)	c_3 (N.s.m ⁻¹)	Erro
	200.000	5.800	170.000	1.551	339	1,384

Tabela 4.9- Novo valor de c_2 considerando $m = 56$ Kg (Becker, 2006) .

$c_2 = 1.500$ (N.s.m ⁻¹)	k_1 (N.m ⁻¹)	k_2 (N.m ⁻¹)	k_3 (N.m ⁻¹)	c_1 (N.s.m ⁻¹)	c_3 (N.s.m ⁻¹)	Erro
	200.000	5.800	170.000	5.000	339	1,383

Tabela 4.10- Novo valor de c_3 considerando $m = 56$ Kg (Becker, 2006).

$c_3 = 300$ (N.s.m ⁻¹)	k_1 (N.m ⁻¹)	k_2 (N.m ⁻¹)	k_3 (N.m ⁻¹)	c_1 (N.s.m ⁻¹)	c_2 (N.s.m ⁻¹)	Erro
	200.000	5.800	170.000	5.000	1.500	1,323

Na Tabela 4.11 são apresentadas as variáveis que definem o modelo de Becker (2006) para 3 (três) graus de liberdade (GDL) com a sua massa, rigidez e o amortecimento. Os valores de amortecimento e rigidez designados como valores iniciais correspondem aos valores propostos pelo autor, e os novos valores encontrados, são os propostos na presente pesquisa. O modelo de 3 GDL foi o que melhor representou os valores dos parâmetros biodinâmicos obtidos experimentalmente por Becker (2006), assim como os novos valores desses parâmetros obtidos neste estudo, resultando em erros menores que quando se trabalhou com

o modelo de um grau de liberdade. Houve uma redução de todos os parâmetros envolvidos na avaliação, exceto das massas que permaneceram fixas, o que pode gerar maior desconforto ao indivíduo submetido à vibração.

Tabela 4.11- Parâmetros biodinâmicos obtidos por Becker (2006) e novos valores calculados – Modelo de 3 GDL.

Modelo 3 GDL (m = 56 Kg)	Inicial	Novos valores
Massa m_1 (kg)	15,09	15,09
Massa m_2 (kg)	35,49	35,49
Massa m_3 (kg)	5,42	5,42
Rigidez k_1 (N.m ⁻¹)	240.879	200.000
Rigidez k_2 (N.m ⁻¹)	61.735	58.000
Rigidez k_3 (N.m ⁻¹)	209.320	170.000
Amortecimento c_1 (N.s.m ⁻¹)	5.339	5.000
Amortecimento c_2 (N.s.m ⁻¹)	1.551	1.500
Amortecimento c_3 (N.s.m ⁻¹)	339	300
Erro	1,384	1,323

Nas Figuras 4.6 são apresentadas as curvas de transmissibilidade obtidas a partir dos resultados experimentais (curva obtida por Becker, 2006) e numéricos (presente estudo). Assim como observado para o modelo de 1 GDL, verificou-se que no modelo de 3 GDL houve amplificação da transmissibilidade para frequências menores que 8 Hz o que segundo Mester et al. (2006) pode gerar desconforto ao indivíduo exposto à vibração.

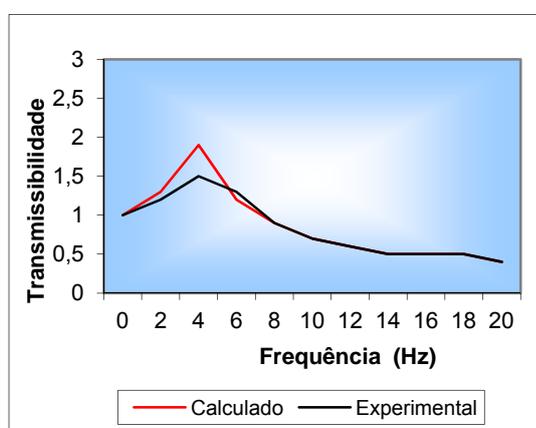


Figura 4.6- Comparação entre a curva experimental de Becker (2006) e a curva construída a partir dos resultados dos novos valores obtidos neste trabalho – Modelo de 3 GDL.

Modelo de quatro graus de liberdade de Becker (2006)

O modelo linear de Becker (2006) foi utilizado para modelagem com 4 (quatro) graus de liberdade nesta etapa. As propriedades elásticas e de amortecimento são representadas por k e c , bem como algumas considerações tomadas no desenvolvimento do modelo, massa, altura, idade e tempo na profissão conforme proposto por Becker (2006) são apresentadas nas Tabelas 4.12 e 4.13.

Foi realizado um estudo para o modelo de 4 (quatro) graus de liberdade de Becker (2006). Para o estudo dos novos parâmetros no modelo de 4GDL, as massas permanecem fixas, e o restante dos parâmetros são variados um de cada vez mantendo-se todos os outros fixos, na seguinte ordem, k_1 ($k_2, k_3, k_4, c_1, c_2, c_3$ e c_4), k_2 ($k_1, k_3, k_4, c_1, c_2, c_3$ e c_4), k_3 ($k_1, k_2, k_4, c_1, c_2, c_3$ e c_4), k_4 ($k_1, k_2, k_3, c_1, c_2, c_3$ e c_4), c_1 ($k_1, k_2, k_3, k_4, c_2, c_3$ e c_4), c_2 ($k_1, k_2, k_3, k_4, c_1, c_3$ e c_4), c_3 ($k_1, k_2, k_3, k_4, c_1, c_2$ e c_4) e c_4 ($k_1, k_2, k_3, k_4, c_1, c_2$ e c_3) de forma que cada combinação busca-se o valor de erro mínimo e que estas propriedades não gerem uma percepção significativa de desconforto ao corpo humano exposto à vibração. Contudo, os valores de amortecimento e rigidez designados como valores iniciais na Tabela 4.13, correspondentes aos valores propostos pelo autor, já são os valores minimizados. Então, os valores adotados para os parâmetros rigidez e amortecimento para todos os indivíduos são respectivamente, $k_1 = 324.627 \text{ N.m}^{-1}$, $k_2 = 99.301 \text{ N.m}^{-1}$, $k_3 = 141.715 \text{ N.m}^{-1}$ e $k_4 = 196.515 \text{ N.m}^{-1}$; $c_1 = 6.948 \text{ N.s.m}^{-1}$, $c_2 = 2.429 \text{ N.s.m}^{-1}$, $c_3 = 3.535 \text{ N.s.m}^{-1}$ e $c_4 = 341 \text{ N.s.m}^{-1}$. Logo, não se chegou a novos valores para construir curvas que levem a um valor de erro mínimo menor que os já apresentados pelo autor. Os dados experimentais do autor apresentam uma boa concordância com o modelo de Bolieau e Rakheja (1998).

Tabela 4.12- Parâmetros do modelo de 4 GDL (Becker, 2006).

Rigidez k_1 (N.m^{-1})	324.627
Rigidez k_2 (N.m^{-1})	99.301
Rigidez k_3 (N.m^{-1})	141.715
Rigidez k_4 (N.m^{-1})	196.515
Amortecimento c_1 (N.s.m^{-1})	6.948
Amortecimento c_2 (N.s.m^{-1})	2.429
Amortecimento c_3 (N.s.m^{-1})	3.535
Amortecimento c_4 (N.s.m^{-1})	341

Tabela 4.13- Dados dos indivíduos analisados (Becker, 2006).

Indivíduos	Massa (Kg)	Altura (m)	Idade (anos)	Tempo na função (anos)
IDM ₁	91,5	1,67	47	16
IDM ₂	90,0	1,76	62	35
IDM ₃	73,1	1,76	23	2
IDM ₄	83,0	1,75	49	30
IDM ₅	56,0	1,60	51	30
IDM ₆	93,0	1,80	24	0,25

Nas Figuras de 4.7, 4.8, 4.9, 4.10, 4.11 e 4.12 são apresentados os valores obtidos nas simulações realizadas no software Maple, respectivamente para os indivíduos motoristas de IDM₁, IDM₂, IDM₃, IDM₄, IDM₅ e IDM₆. A Fig. 4.4 apresenta a curva da transmissibilidade construída no software Maple a partir de dados experimentais obtidos por Becker (2006). As Figuras 4.7, 4.8, 4.9, 4.10, 4.11 e 4.12 foram obtidas a partir dos resultados experimentais indicados e das curvas calculadas numericamente.

O erro entre as curvas de transmissibilidade para cada curva experimental e a correspondente de resposta do modelo para os indivíduos IDM₄ e IDM₁, foi maior para IDM₄ que apresenta menor massa corporal, maior tempo na função de motorista em anos e estatura se comparado ao indivíduo IDM₁. Vasconcelos (2013) afirma que, quanto maior a composição de massa muscular e adiposa (componente mole), maior será a capacidade de absorção dos estímulos mecânicos e que para indivíduos com menor massa corporal menor será atenuação.

Para os indivíduos IDM₂ e IDM₃, o erro entre as curvas de transmissibilidade para cada curva experimental e a correspondente de resposta do modelo foi maior para o IDM₃ que possui menor massa, idade e tempo na função de motorista em anos.

Ao comparar os indivíduos IDM₁ e IDM₆, observa-se que o erro entre as curvas de transmissibilidade para cada curva experimental e a sua correspondente de resposta do modelo foi maior para o IDM₆ que possui maior massa corporal e estatura, contudo menor idade e tempo em anos na função de motorista, com uma diferença levemente superior ao IDM₁.

Os valores da magnitude da transmissibilidade resultaram próximos da unidade, ora atenuando, ora amplificando o sinal da vibração. Um valor de transmissibilidade maior do

que 1 (um) significa que o movimento no ponto de entrada da vibração é amplificado, pelo efeito da ressonância do corpo, no outro ponto em que a aceleração foi medida (no caso, a cabeça) faixa de frequências em que a transmissibilidade do corpo humano é maior do que 1 (um) deve ser evitada em qualquer sistema que vai suportar ou transportar pessoas, pois excitações nesta faixa serão amplificadas e seus efeitos tendem a ser mais severos. Em geral, verifica-se que para os indivíduos IDM_1 , IDM_3 e IDM_4 o efeito da transmissibilidade é amplificado para frequências abaixo de 6 Hz. Já para os indivíduos IDM_2 e IDM_5 isso acontece abaixo de 8 Hz. E, para o indivíduo IDM_6 abaixo de 7 Hz. Essas faixas de valores indicadas anteriormente estão de acordo com as encontradas por Mester et al. (2006). Contudo, para essas faixas de frequências Santos Filho et al. (2003), destaca que os motoristas sofrem de fadiga e de algumas outras queixas relacionadas à exposição, tais como: desordens nas juntas, músculos e circulação sanguínea; alterações cardiovasculares, respiratórias, endócrinas e metabólicas; problemas no sistema digestivo; prejuízo na visão e/ou equilíbrio; interferência em realizar atividades; desconforto; dor lombar, além da fadiga muscular e rigidez. Ainda podem apresentar, irritabilidade, problemas de visão e deformações lombares, deslocamento de discos intervertebrais, degeneração da coluna vertebral e osteoartrite.

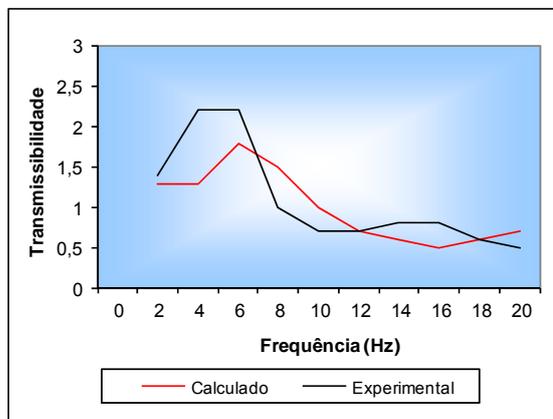


Figura 4.7- Comparação entre a curva experimental de Becker (2006) para IDM_1 e a curva construída a partir dos resultados dos novos valores obtidos neste trabalho – Modelo de 4 GDL (Erro = 1,705).

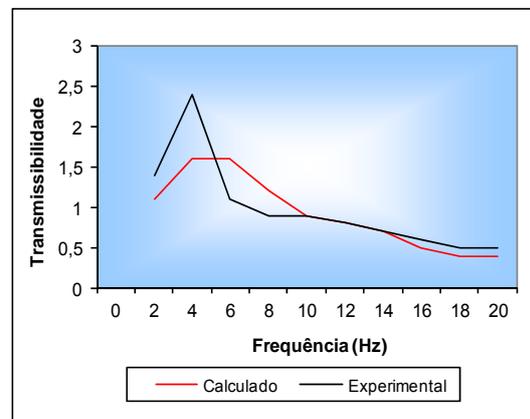


Figura 4.8- Comparação entre a curva experimental de Becker (2006) para IDM_2 e a curva construída a partir dos resultados dos novos valores obtidos neste trabalho – Modelo de 4 GDL (Erro = 1,753).

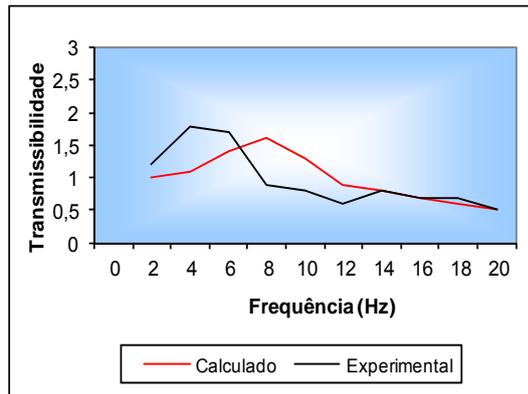
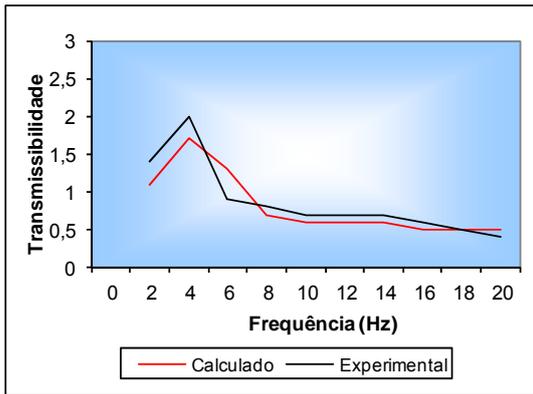


Figura 4.9- Comparação entre a curva experimental de Becker (2006) para IDM₃ e a curva construída a partir dos resultados dos novos valores obtidos neste trabalho – Modelo de 4 GDL (Erro = 2,278).

Figura 4.10- Comparação entre a curva experimental de Becker (2006) para IDM₄ e a curva construída a partir dos resultados dos novos valores obtidos neste trabalho – Modelo de 4 GDL (Erro = 1,529).

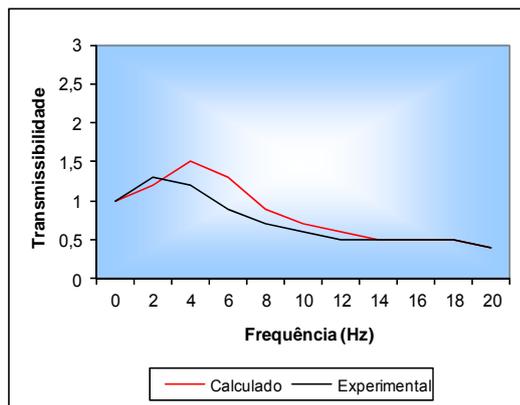
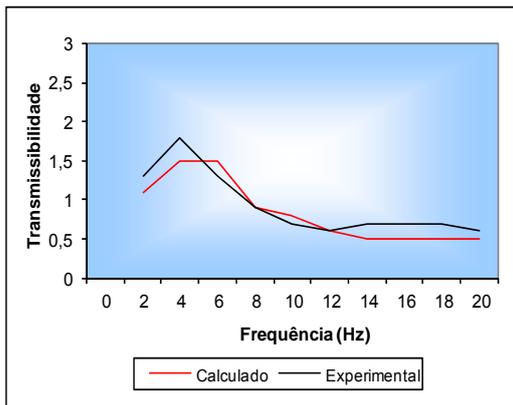


Figura 4.11- Comparação entre a curva experimental de Becker (2006) para IDM₅ e a curva construída a partir dos resultados dos novos valores obtidos neste trabalho – Modelo de 4 GDL (Erro = 1,683).

Figura 4.12- Comparação entre a curva experimental de Becker (2006) para IDM₆ e a curva construída a partir dos resultados dos novos valores obtidos neste trabalho – Modelo de 4 GDL (Erro = 1,742).

4.2.1.2- Modelo Linear Cho e Yoon (2001)

Cho e Yoon (2001) desenvolveram vários modelos biodinâmicos e os compararam com outros modelos de um e três graus de liberdade propostos por Coermann (1962) e Allen (1978), respectivamente. Os modelos de Cho e Yoon (2001) foram ilustrados no Capítulo 3 na Figura 3.2. As equações do modelo linear de Cho e Yoon (2001) são apresentadas a seguir.

O modelo de um grau de liberdade de Cho e Yoon (2001) considera o corpo humano como um único corpo rígido de massa (m_1). O assento tem rigidez (k_{sv1}) e amortecimento (c_{sv1}) e está ligado em série com o quadril, de rigidez (k_{v1}) e amortecimento (c_{v1}), como sugerido por Coermann (1962). O sistema de equação para este modelo é:

$$m_1 \ddot{z}_1 = f_q \quad (4.31)$$

A força aplicada gera um deslocamento entre o quadril e a cabeça é dada por:

$$f_q = \frac{(k_{v1} + c_{v1}s)(k_{sv1} + c_{sv1}s)}{(k_{v1} + c_{v1}s + k_{sv1} + c_{sv1}s)}(z_0 - z_1) \quad (4.32)$$

Onde m_1 é a massa total do corpo humano; k_{sv1} é a rigidez do assento; c_{sv1} é o amortecimento do assento; k_{v1} é a rigidez do quadril; c_{v1} é o amortecimento do quadril; z_0 representa o deslocamento da superfície vibrante; z_1 é o deslocamento do corpo humano; f_q é a força aplicada na base; \ddot{z}_1 é o deslocamento em função do tempo (t).

A transmissibilidade entre o quadril e a cabeça pode ser calculada como a seguir:

$$H_{1m}(s) = \frac{\ddot{z}_s(s)}{\ddot{z}_0(s)} = \frac{s^2 z_s(s)}{s^2 z_0(s)} = \frac{z_1(s)}{z_0(s)} \times \frac{z_s(s)}{z_1(s)} \quad (4.33)$$

Onde H_{1m} é a transmissibilidade entre o quadril e a cabeça; z_s é o deslocamento da superfície do assento, no qual o acelerômetro do quadril foi instalado.

O modelo de três graus de liberdade de Cho e Yoon (2001) é o mesmo proposto por Suggs et al. (1969). A massa m_1 representa a parte inferior do tronco e pernas; a massa m_2 são o tronco e braços; e a massa m_3 é a cabeça. As massas m_2 e m_3 são conectadas em paralelo com a massa m_1 , com rigidez (k_2) e (k_3) e amortecedores (c_2) e (c_3). A massa m_1 está ligada ao quadril de rigidez (k_{v1}) e amortecimento (c_{v1}) ao assento com rigidez (k_{sv1}) e amortecimento (c_{sv1}). Os sistemas de equações para este modelo são:

$$m_1 \ddot{z}_1 = f_q + k_2(z_2 - z_1) + c_2(\dot{z}_2 - \dot{z}_1) + k_3(z_3 - z_1) + c_3(\dot{z}_3 - \dot{z}_1) \quad (4.34)$$

$$m_2 \ddot{z}_2 = -k_2(z_2 - z_1) + c_2(\dot{z}_2 - \dot{z}_1) \quad (4.35)$$

$$m_3 \ddot{z}_3 = -k_3(z_3 - z_1) + c_3(\dot{z}_3 - \dot{z}_1) \quad (4.36)$$

A força aplicada gera um deslocamento entre z_0 (piso) e z_1 (quadril) dado também por:

$$f_q = \frac{(k_{v1} + c_{v1}s)(k_{sv1} + c_{sv1}s)}{(k_{v1} + c_{v1}s + k_{sv1} + c_{sv1}s)}(z_0 - z_1) \quad (4.37)$$

Onde m_1 representa a massa da parte inferior do tronco e das pernas; m_2 é a massa do tronco e dos braços; m_3 é a massa da cabeça; k_{sv1} é a rigidez do assento; c_{sv1} é o amortecimento do assento; k_{v1} é a rigidez do quadril; c_{v1} é o amortecimento do quadril; z_0 representa o deslocamento da superfície vibrante; \dot{z}_1 é a velocidade do corpo humano para grau de liberdade z_1 ; \dot{z}_2 é a velocidade do corpo humano para grau de liberdade z_2 ; \dot{z}_3 é a velocidade do corpo humano para grau de liberdade z_3 ; z_1 é o deslocamento do corpo humano para grau de liberdade z_1 ; z_2 é o deslocamento do corpo humano para grau de liberdade z_2 ; z_3 é o deslocamento do corpo humano para grau de liberdade z_3 ; \ddot{z}_1 é o deslocamento em função do tempo (t) para o grau de liberdade z_1 ; \ddot{z}_2 é o deslocamento em função do tempo (t) para o grau de liberdade z_2 ; \ddot{z}_3 é o deslocamento em função do tempo (t) para o grau de liberdade z_3 ; f_q é a força aplicada na base.

A transmissibilidade entre o quadril e a cabeça é obtida a partir de:

$$H_{3m}(s) = \frac{\ddot{z}_3(s)}{\ddot{z}_0(s)} \quad (4.38)$$

Onde H_{3m} é a transmissibilidade entre o quadril e a cabeça; z_s é o deslocamento da superfície do assento, no qual o acelerômetro do quadril foi instalado.

Modelo de um grau de liberdade de Cho e Yoon (2001)

Para comparação dos resultados obtidos numericamente foram realizados ensaios experimentais com 10 pessoas, sendo 5 homens com média de altura de 1,68 m e massa de 58 Kg e 5 mulheres com altura média de 1,61 m, massa de 53 Kg e sem dados de informações quanto à profissão dos indivíduos avaliados. Os indivíduos foram submetidos a uma vibração aleatória de 1 m/s^{-2} r.m.s na direção vertical, e as acelerações foram medidas considerando a faixa de frequência de 1 até 25 Hz. A partir deles, obtiveram as curvas de transmissibilidades considerando que aceleração na entrada da vibração aconteceria no piso ou por meio do encosto do banco e a saída poderia ser considerada no quadril; na região dorsal ou na cabeça. Cho e Yoon (2001) avaliaram a qualidade em um veículo de passeio. Os parâmetros de rigidez e amortecimento do quadril, costas e cabeça foram determinados via rotina numérica.

Os valores de amortecimento e rigidez designados como valores iniciais correspondem aos valores propostos pelos autores, e os novos valores encontrados, são os propostos na presente pesquisa (Tabelas 4.14 e 4.15). Os valores iniciais adotados para os parâmetros de massa, rigidez e amortecimento são respectivamente, 56,8 Kg, 75.500 N.m^{-1} e 3.840 N.s.m^{-1} . Assim, para encontrar novos valores na análise preliminar que está sendo apresentada para o modelo de 1 grau de liberdade parte-se deles.

Tabela 4.14- Ajuste das curvas variando a rigidez no modelo de 1 GDL de Cho e Yoon (2001).

$k_1(\text{N.m}^{-1})$	$m \text{ (kg)} = 56,8$ e $c_1 \text{ (N.s.m}^{-1}) = 3.840$	Erro
	500	2,051
	2.100	1,442
	3.600	1,417
	3.800	1,415
	3.900	1,415
	4.000	1,415
	4.200	1,415
	4.300	1,415
	4.400	1,416
	4.500	1,416
	5.000	1,420
	9.900	1,486
	10.000	1,487

Tabela4.15- Ajuste das curvas variando o amortecimento para modelo de 1 GDL de Cho e Yoon (2001).

$c_1(\text{N.s.m}^{-1})$	$m(\text{kg}) = 56,8$ e $k_1(\text{N.m}^{-1}) = 75.500$	Erro
	60.000	1,493
	65.000	1,413
	80.000	1,253
	85.000	1,237
	87.000	1,236
	88.000	1,237
	90.000	1,240
	95.000	1,258
	100.000	1,284
	130.000	1,451
	500.000	4,950

Na Tabela 4.16 tem-se o ajuste final para os valores dos parâmetros de rigidez e amortecimento.

Tabela4.16- Ajuste final das curvas variando o amortecimento para modelo de 1 GDL de Cho e Yoon (2001).

$m(\text{kg}) = 56,8$	Rigidez (N.m^{-1})	Amortecimento (N.s.m^{-1})	Erro
	87.000	3.800	1,285
		3.900	1,290
		4.000	1,295
		4.200	1,304
		4.300	1,309
	88.000	3.800	1,281
		3.900	1,286
		4.000	1,291
		4.200	1,300
		4.300	1,309

Os dados experimentais de Cho e Yoon (2001) utilizados na rotina numérica no software Maple para a construção da Tabela 4.17 encontram-se na Figura 4.13, destaca-se que não foram utilizados os valores da parte inferior da figura são de fase da transmissibilidade. Observa-se na Tabela 4.17, os novos parâmetros biodinâmicos estimados para o modelo de 1 GDL proposto por Cho e Yoon (2001), onde a estimativa inicial é dos pesquisadores e o designado como novos valores, são os encontrados na presente pesquisa.

Tabela 4.17- Parâmetros biodinâmicos obtidos por Cho e Yoon (2001) e novos valores calculados – Modelo de 1GL

Modelo 1 GDL	Inicial	Novos valores
Massa m_1 (kg)	56,8	56,8
Rigidez k_1 (N.m ⁻¹)	75.500	88.000
Amortecimento c_1 ((N.s.m ⁻¹)	3.840	3.800
Erro Inicial	1,341	1,280

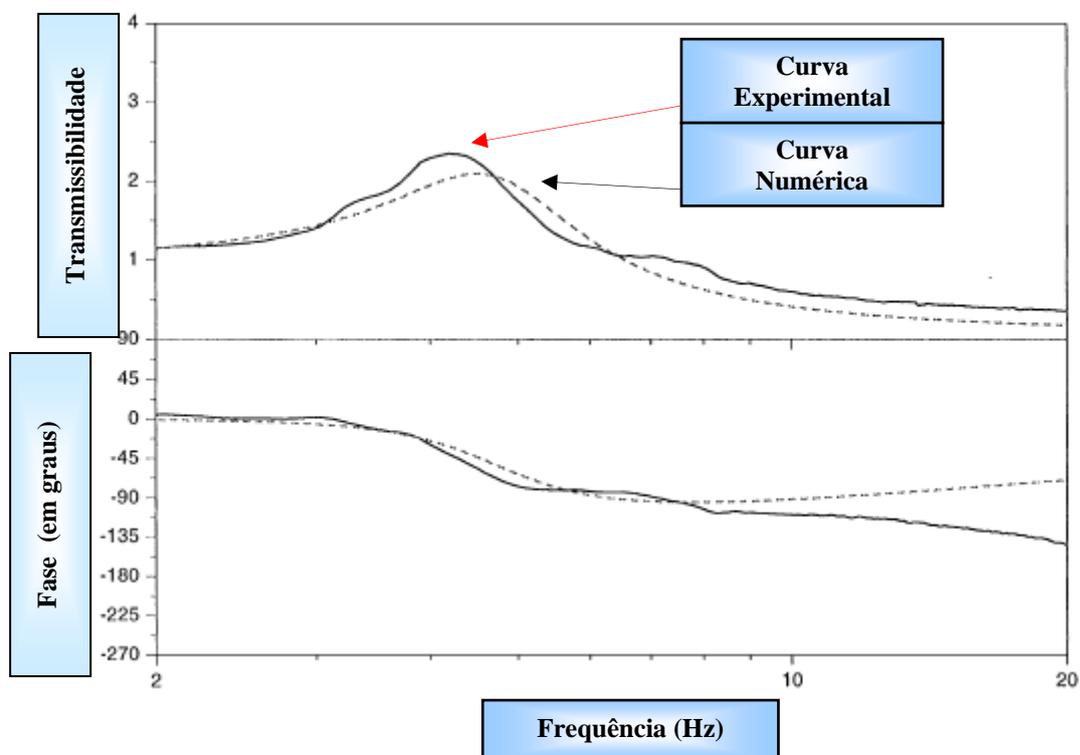


Figura 4.13- Comparação entre a curva experimental e numérica disponíveis na pesquisa de Cho e Yoon (2001) para o Modelo de 1 grau de liberdade.

Modelo de 3 graus de liberdade de Cho e Yoon (2001) com $m = 56,8$ Kg

Foi considerado também o modelo de 3 graus de liberdade de Cho e Yoon (2001), considerando a massa total do corpo distribuída em três partes onde $m_1 = 26,94\%$, $m_2 = 63,38\%$ e $m_3 = 9,68\%$, conforme pesquisa realizada por Cho et al. (2000).

Para o estudo paramétrico no modelo de 3GDL, as massas permanecem fixas, e o restante dos parâmetros são variados um de cada vez mantendo-se todos os outros fixos, na seguinte ordem, k_1 (k_2, k_3, c_1, c_2 e c_3), k_2 (k_1, k_3, c_1, c_2 e c_3), k_3 (k_1, k_2, c_1, c_2 e c_3), c_1 (k_1, k_2, k_3, c_2 e c_3), c_2 (k_1, k_2, k_3, c_1 e c_3) e c_3 (k_1, k_2, k_3, c_1 e c_2) de forma que para cada combinação buscase o valor de erro mínimo e que estas propriedades não gerem uma percepção significativa de desconforto ao corpo humano exposto à vibração (Tabelas 4.18 a 4.23).

Os valores de amortecimento e rigidez designados como valores iniciais correspondem aos valores propostos pelo autor, e os novos valores encontrados, são os propostos na presente pesquisa. Os valores iniciais adotados para os parâmetros de massa, rigidez e amortecimento são respectivamente, $m_1 = 15,30$ Kg, $m_2 = 36,00$ Kg, $m_3 = 5,50$ Kg, $k_1 = 74.300$ N.m⁻¹, $k_2 = 61.735$ N.m⁻¹ e $k_3 = 409.000$ N.m⁻¹; $c_1 = 2.806$ N.s.m⁻¹, $c_2 = 1.551$ N.s.m⁻¹ e $c_3 = 318$ N.s.m⁻¹.

Os dados experimentais de transmissibilidade de Cho e Yoon (2001) utilizados para a construção da Tabela 4.24 foram extraídos da Figura 4.14 da curva H_{3e} na parte superior, destaca-se que não foram utilizados os valores da parte inferior da figura são de fase da transmissibilidade. O gráfico superior da Figura 4.14 apresenta várias curvas, onde H_{1e} = curva experimental para 1GDL; H_{3e} = curva experimental para 3GDL; H_{1m} = curva numérica a partir do modelo de 1 GDL; H_{3m} = curva numérica a partir do modelo de 3 GDL.

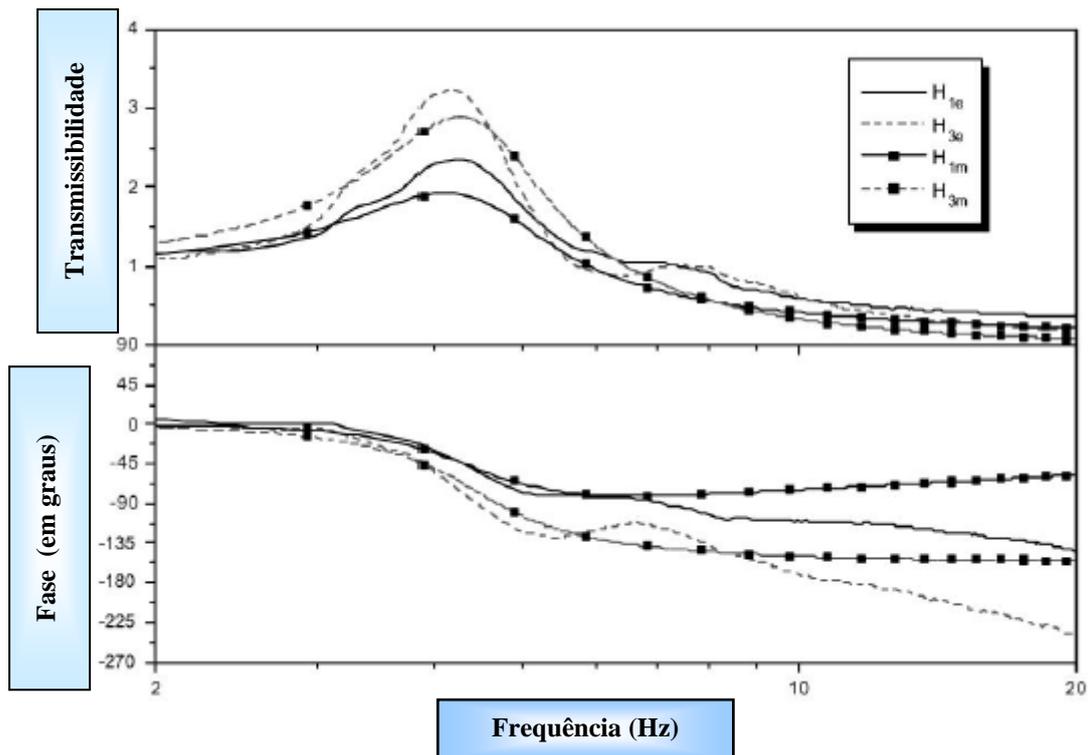


Figura 4.14- Comparação entre a curva experimental e numérica disponíveis na pesquisa de Cho e Yoon (2001) para o Modelo de 3 graus de liberdade.

Tabela 4.18- Novo valor para k_1 considerando $m = 56,8$ Kg de Cho e Yoon (2001).

$k_1 = 500.000$ ($N.m^{-1}$)	$k_2(N.m^{-1})$	$k_3(N.m^{-1})$	$c_1(N.s.m^{-1})$	$c_2(N.s.m^{-1})$	$c_3(N.s.m^{-1})$	Erro
	61.735	209.320	5.339	1.551	339	1,370

Tabela 4.19- Novo valor para k_2 considerando $m = 56,8$ Kg de Cho e Yoon (2001).

$k_2 = 80.000$ ($N.m^{-1}$)	$k_1(N.m^{-1})$	$k_3(N.m^{-1})$	$c_1(N.s.m^{-1})$	$c_2(N.s.m^{-1})$	$c_3(N.s.m^{-1})$	Erro
	500.000	209.320	5.339	1.551	339	1,315

Tabela 4.20- Novo valor para k_3 considerando $m = 56,8$ Kg de Cho e Yoon (2001).

$k_3 = 200.000$ ($N.m^{-1}$)	$k_1(N.m^{-1})$	$k_2(N.m^{-1})$	$c_1(N.s.m^{-1})$	$c_2(N.s.m^{-1})$	$c_3(N.s.m^{-1})$	Erro
	500.000	80.000	5.339	1.551	339	1,503

Tabela 4.21- Novo valor para c_1 considerando com $m = 56,8$ Kg de Cho e Yoon (2001).

$c_1 = 2.000$	$k_1(N.m^{-1})$	$k_2(N.m^{-1})$	$k_3(N.m^{-1})$	$c_2(N.s.m^{-1})$	$c_3(N.s.m^{-1})$	Erro
	500.000	80.000	200.000	1.551	339	1,368

Tabela 4.22- Novo valor para c_2 considerando $m = 56,8$ Kg de Cho e Yoon (2001).

$c_2 = 1.500$	$k_1(N.m^{-1})$	$k_2(N.m^{-1})$	$k_3(N.m^{-1})$	$c_1(N.s.m^{-1})$	$c_3(N.s.m^{-1})$	Erro
	500.000	80.000	200.000	2.000	339	1,508

Tabela 4.23- Novo valor para c_3 considerando $m = 56,8$ Kg de Cho e Yoon (2001).

$c_3 = 300$	$k_1(N.m^{-1})$	$k_2(N.m^{-1})$	$k_3(N.m^{-1})$	$c_1(N.s.m^{-1})$	$c_2(N.s.m^{-1})$	Erro
	500.000	80.000	200.000	2.000	1.500	1,051

Houve uma boa concordância do modelo de 3 graus de liberdade de Cho e Yoon (2001), onde se verificou uma substancial aproximação entre os dados experimentais dos pesquisadores e numéricos. No entanto, ao se comparar o padrão de comportamento do modelo de Cho e Yoon (2001) com o de Becker (2006) não se observou uma tendência de redução dos parâmetros, mas sim um aumento dos novos valores de rigidez e amortecimento para todos os segmentos estudados, exceto para c_1 conforme pode ser visto na Tabela 4.24.

Tabela 4.24- Parâmetros biomecânicos estimados do modelo de 3GDL chute inicial para massa de 56,8 Kg.

Modelo 3 GDL (m = 56,8 Kg)	Inicial	Novos valores
Massa m_1 (kg)	15,3	15,3
Massa m_2 (kg)	36,0	36,0
Massa m_3 (kg)	5,5	5,5
Rigidez k_1 (N.m ⁻¹)	74.300	500.000
Rigidez k_2 (N.m ⁻¹)	61.735	80.000
Rigidez k_3 (N.m ⁻¹)	409.000	200.000
Amortecimento c_1 (N.s.m ⁻¹)	2.806	2.000
Amortecimento c_2 (N.s.m ⁻¹)	1.551	1.700
Amortecimento c_3 (N.s.m ⁻¹)	318	1.000
Erro	1,812	1,051

5- PROGRAMA EXPERIMENTAL E RESULTADOS

Para a determinação dos parâmetros biodinâmicos, foram realizados ensaios considerando pessoas sentadas submetidas a vibrações provocadas por outras pessoas caminhando em torno delas e medidas as acelerações, na direção vertical, no ponto de entrada da vibração (assento) e saída na (cabeça). Foram também feitos ensaios considerando também pessoas em pé, em uma plataforma vibrando. Nesse caso as acelerações foram medidas na plataforma e na cabeça dos indivíduos. Estas medições permitiram avaliar a transmissibilidade na direção vertical.

No presente capítulo são apresentados e discutidos os resultados obtidos no programa experimental desta pesquisa. Foram realizados ensaios para monitoramento da transmissibilidade em indivíduos sentados e em pé por meio da obtenção da aceleração no ponto de saída e de entrada.

5.1-VARIÁVEIS

As variáveis independentes e dependentes adotadas na avaliação experimental são descritas a seguir.

5.1.1-Variáveis Independentes

Buscando atingir os objetivos propostos do trabalho, as seguintes variáveis independentes foram definidas no experimento:

- Tipo de excitação: caminhada normal e pulo.
- Postura do indivíduo: alerta (com olhar fixo em um ponto a cinco metros de distância em todo o procedimento experimental).
- Tensão muscular: normal.
- Assento: duro
- Gênero dos indivíduos: sexo masculino.
- Duração do ensaio: 1 minuto.
- Trajetória da caminhada: pré-definida.

- Pulo: durante 15 segundos.
- Ponto a ser medido: cabeça, assento e plataforma.
- Direção do movimento vibratório: vertical (eixo Z).
- Tipo de vibração: vibração de corpo inteiro.
- Idade média: 32 anos
- Peso médio: 72,8 Kg
- Estatura média: 1,72 m
- Índice de massa corporal médio (IMC): 24,7

5.1.2-Variáveis Dependentes

As variáveis dependentes da pesquisa estão relacionadas com os métodos de avaliação dos parâmetros do movimento do corpo, razão entre a aceleração medida em dois pontos diferentes do corpo (assento e cabeça; plataforma e cabeça) na direção vertical, adotados para o experimento. A seguinte variável dependente foi adotada: transmissibilidade.

5.2-MATERIAIS E MÉTODOS

Busca-se neste item apresentar todos os materiais e métodos utilizados durante o programa experimental.

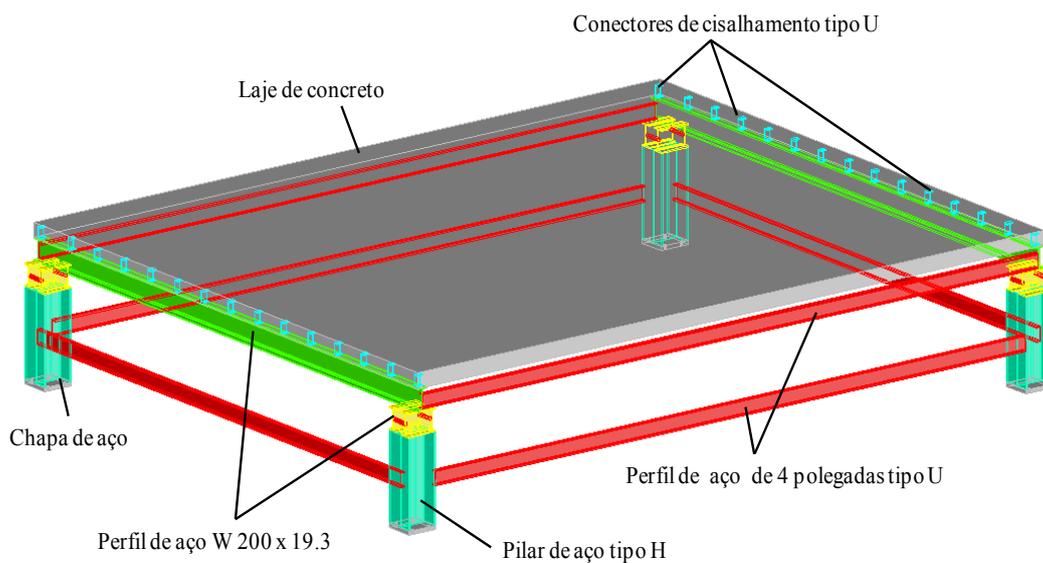
5.2.1- Plataforma Vibratória (Laje)

Foi projetada e construída no Laboratório de Estruturas da Universidade de Brasília uma plataforma vibratória onde são simuladas vibrações periódicas com faixas de frequência controladas (Carmona, 2011). A plataforma (laje) de ensaios dinâmicos foi idealizada para a realização de pesquisas numérico-experimentais do comportamento de lajes submetidas a cargas dinâmicas geradas por grupos de pessoas em movimento.

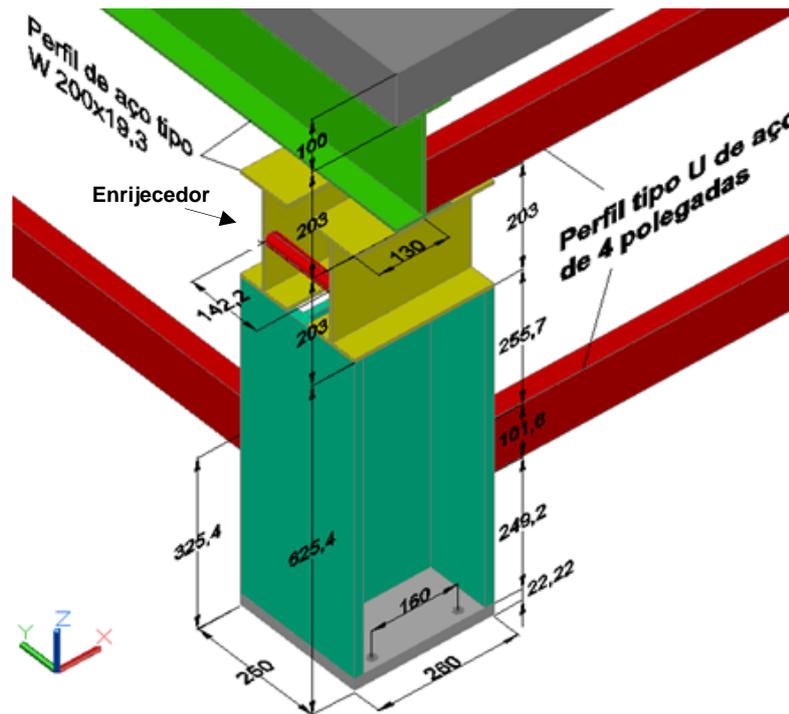
A plataforma vibratória consiste de uma laje retangular maciça de concreto armado de comprimento e largura, respectivamente, de aproximadamente 5 m e 6 m conforme apresentada na Figura 5.1.

Para a sua construção seguiu-se um planejamento em diferentes etapas observando um processo lógico de construção, descrito a seguir.

O primeiro passo para a construção da estrutura consistiu da união dos perfis de aço de 4 polegadas com os pilares tipo H, com um área aproximada de 30 m². No segundo passo foi realizada a montagem dos dois perfis de aço tipo W 200 x 19,3, com seus respectivos conectores de cisalhamento tipo U e os perfis de aço tipo U de 4 polegadas, fechando o quadro superior e assim proporcionando maior rigidez à estrutura. A laje é engastada em duas bordas opostas em vigas metálicas com conectores de cisalhamento tipo U. As outras duas bordas são livres. As vigas metálicas de apoio da laje, por sua vez, apoiam-se sobre 8 perfis metálicos (dois em cada canto da laje) que se apoiam dois a dois sobre colunas curtas de aço de perfil H. Perfis U de aço são soldados às quatro colunas, formando o quadro horizontal. Assim, para o terceiro passo para a construção da plataforma realizou-se o escoramento metálico e de madeira, para suportar a forma da laje de concreto. Na quarto passo fez-se à instalação da armadura com barras de aço tipo ASTM A 572 Grau 50. O quinto passo consistiu na concretagem da laje até alcançar a espessura de 10 cm utilizando concreto bombeado com f_{ck} de 25 MPa. Posteriormente foi realizado o processo da cura do concreto durante 30 dias. Por último, foi retirado o escoramento de aço e de madeira depois de 35 dias da concretagem.



(a)



(b)

Figura 5.1- Descrição da plataforma de ensaios dinâmicos montada no Laboratório de Estruturas da UnB: (a) Detalhes construtivos; (b) Detalhamento das medidas dos perfis, pilar e laje com medidas em mm (Carmona, 2011).

5.2.1.1-Equipamentos utilizados na aquisição de dados da laje

Foram realizados ensaios de vibração livre na laje para verificar suas frequências naturais. Para o ensaio foram definidos cinco pontos, indicados na Figura 5.2. A plataforma foi excitada com impactos em sua superfície por meio da utilização de uma marreta de aço e uma borracha. A resposta foi medida utilizando um único acelerômetro posicionado em cada um dos cinco pontos definidos. A instrumentação e aquisição de dados foram realizadas com os equipamentos (acelerômetro piezolétrico, ADS 2000, condicionador de sinais e softwares) descritos a seguir.

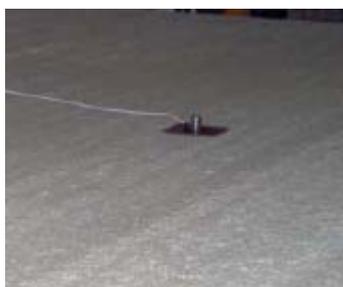
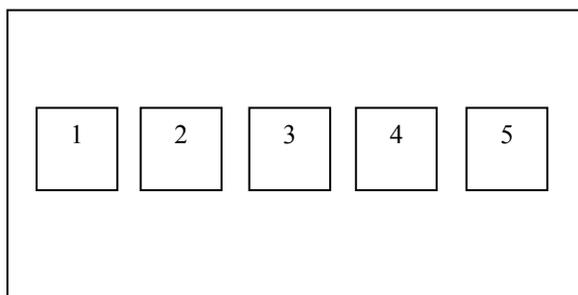


Figura 5.2- Pontos de medição da resposta dinâmica.

Foi utilizado um acelerômetro piezoelétrico do tipo 4366 da Brüel & Kjaer. A massa do acelerômetro era de aproximadamente 28,14 g e sua sensibilidade de $4,80 \text{ pC/ms}^{-2}$. A faixa de frequência de trabalho é de 0 a 2000 Hz. O acelerômetro estava fixado na laje e ligado a um amplificador de sinal que por sua vez estava conectado a um equipamento de aquisição de dados (Figura 5.3).



Figura 5.3- Acelerômetro piezoelétrico utilizado.

Os sinais provenientes do acelerômetro instalado na laje foram adquiridos por meio do equipamento ADS 2000 da Lynx (Figura 5.4). Cada unidade deste equipamento é constituída por um controlador de aquisição de sinais (driver) AC2122 e por 2 (dois) módulos de expansão (placas condicionadoras de sinais) AI2164-VA com 16 (dezesseis) canais cada (32 canais em cada unidade). O equipamento é acionado por computador, via conexão Ethernet 10BaseT (10Mbits), que controla a aquisição e a análise dos sinais (Programa AqDados 7). O equipamento de aquisição foi configurado para adquirir os registros provenientes de um único canal correspondente ao acelerômetro fixado na laje. A frequência de amostragem adotada foi de 200 Hz para evitar a ocorrência do fenômeno de

aliasing, que pode ocasionar uma deformação no sinal, que não pode ser corrigido, mas pode ser impedido que ocorra. A frequência de corte ou frequência de Nyquist foi de 100 Hz.



Figura 5.4- Condicionador de sinais AI2164.

As Figuras 5.5 e 5.6 mostram alguns aspectos do equipamento e do software AqDados.

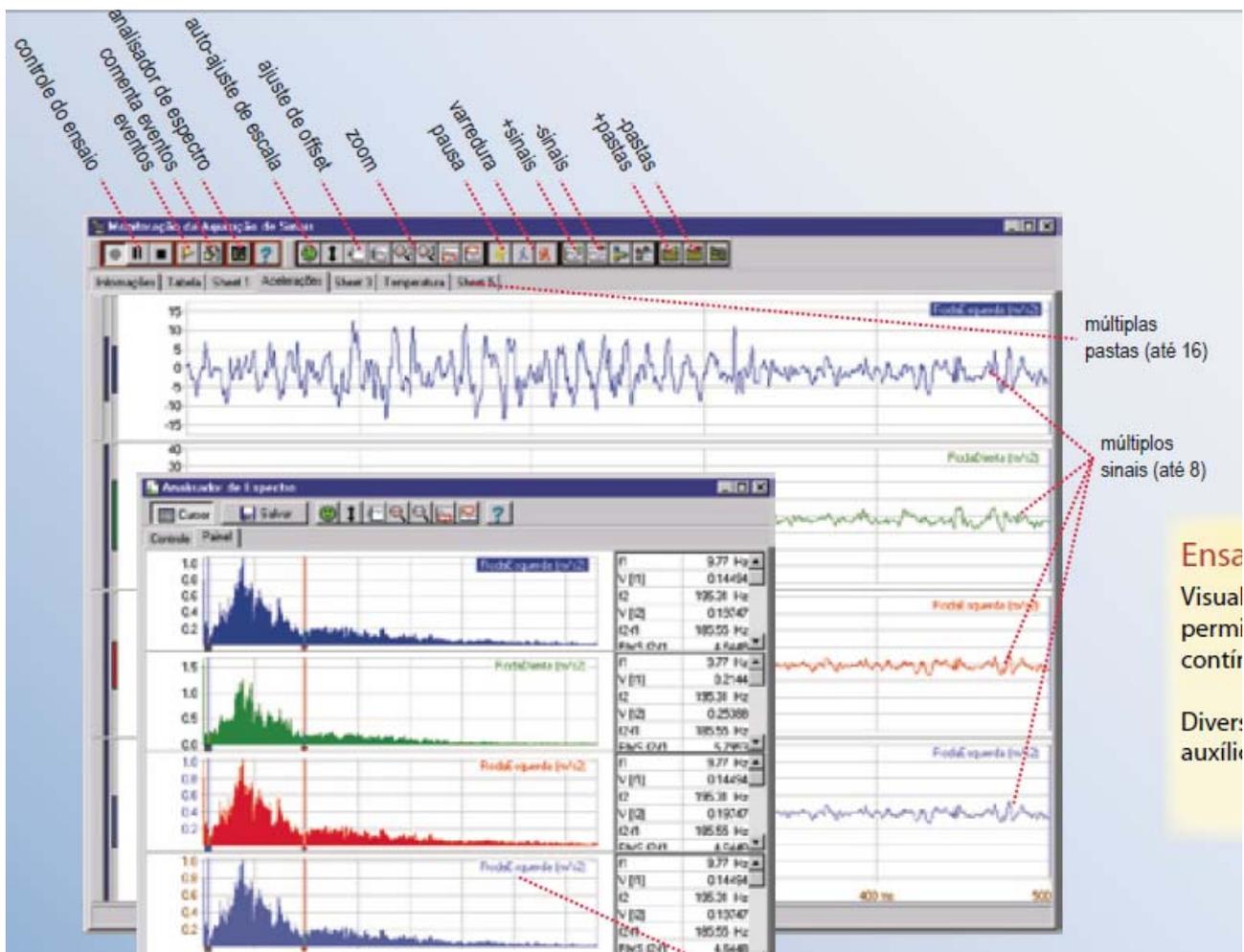


Figura 5.5- Tela AqDados 7 para visualização em tempo real do ensaio (Lynx, 2013).



Figura 5.6- Esquema de ligação ADS 2000 (Lynx, 2013).

5.2.1.2- Frequências naturais da laje

Nas Figuras 5.7, 5.8 e 5.9, apresentam-se as três primeiras formas modais referentes ao modelo numérico da plataforma vibratória obtidas por meio do programa ANSYS , correspondentes às três primeiras frequências naturais da estrutura.

O modelo foi discretizado utilizando elementos tipo SHELL63 e BEAM4. A malha de elementos finitos tem 102.827 elementos e 105.201 nós. O elemento SHELL63 possui seis graus de liberdade em cada um de seus quatro nós, translação em X, Y e Z e rotação em torno dos mesmos sendo indicado para simular o comportamento de membranas e permite carregamento em seu próprio plano e ortogonal a ele. O elemento BEAM4 possui seis graus de liberdade em cada um de seus dois nós (I e J), translação em X, Y e Z e rotação em torno dos mesmos. O BEM4 é um elemento uniaxial apto a modelar tração, compressão, torção e flexão.

Todos os nós das bordas apoiadas da laje foram considerados coincidindo com os nós superiores das vigas de aço na discretização da plataforma. Já, os nós inferiores da viga de aço coincidem com nós superiores desta. E os nós inferiores das vigas de aço dispostas perpendicularmente coincidiram com os nós das bases de aço que eram engastadas no solo, permitindo assim o acoplamento entre o conjunto.

Para a primeira frequência natural verifica-se na Figura 5.7 que este modo de vibração apresenta predominância dos efeitos de flexão da laje, inicialmente, com amplitude máxima ocorrendo com flexão em torno do eixo Z.

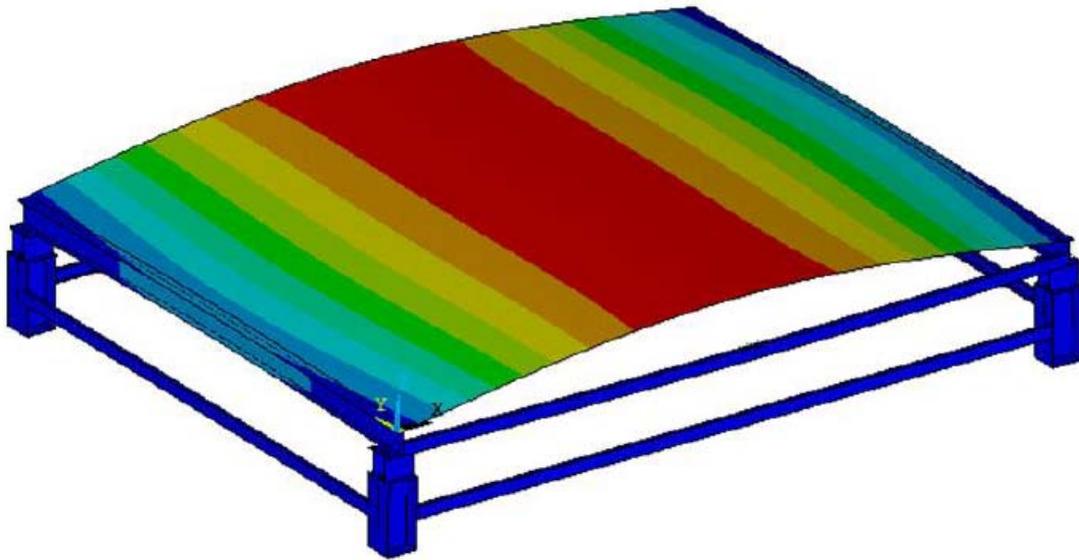


Figura 5.7- Modo de vibração referente à primeira frequência natural (Modelo construído com elementos tipos SHELL63 e BEAM4), $f_1 = 3,83$ Hz.

Para a segunda e a terceira frequência natural da estrutura, respectivamente, nas Figuras 5.8 e 5.9, observa-se flexão lateral dos perfis de aço tipo U de 4 polegadas em torno do eixo Y, devido a pouca rigidez dos perfis e a falta de travamento entre os mesmos.

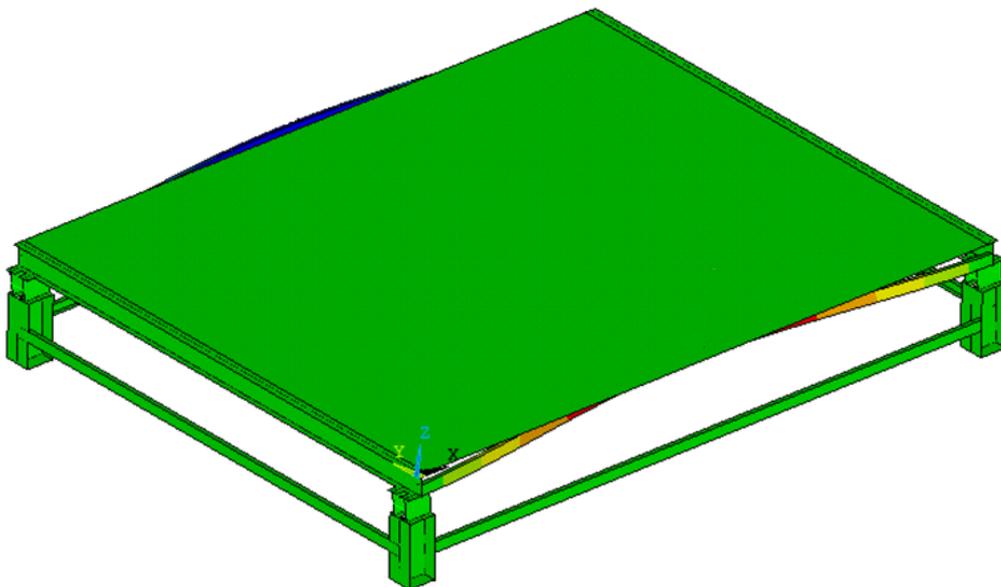


Figura 5.8- Modo de vibração referente à segunda frequência natural (Modelo construído com elementos tipos SHELL63 e BEAM4), $f_2 = 5,83$ Hz.

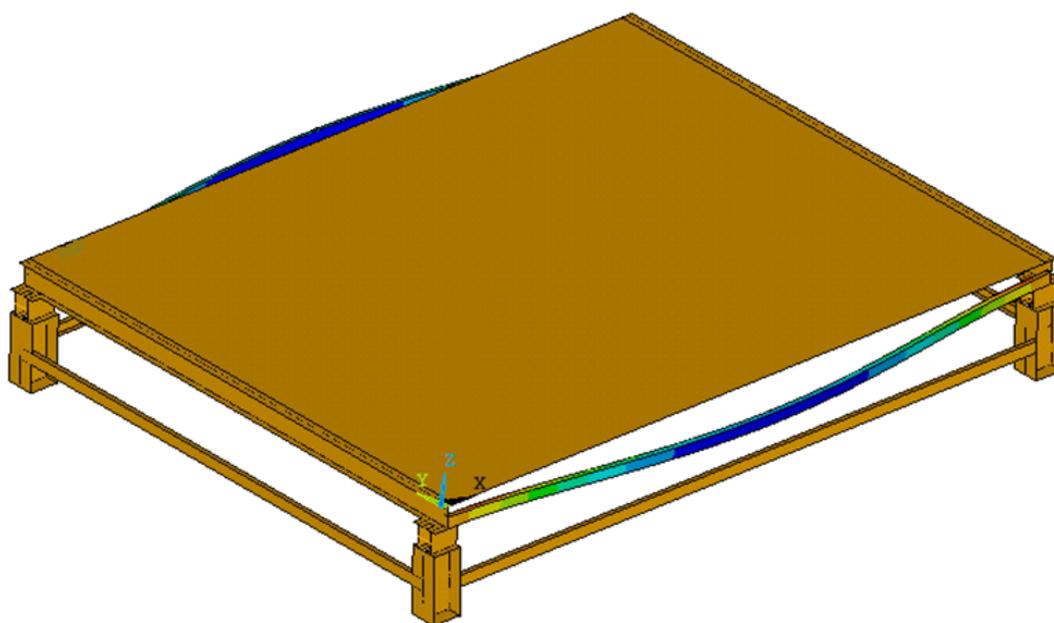


Figura 5.9- Modo de vibração referente à terceira frequência natural (Modelo construído com elementos tipos SHELL63 e BEAM4), = 6,32 Hz.

Experimentalmente, a partir dos registros de aceleração foram identificadas as frequências naturais da laje. Os resultados obtidos para as frequências encontram-se na Tabela 5.1. A primeira frequência natural obtida experimentalmente, designada na Tabela 5.1 de frequência 1 é próxima da frequência calculadas numericamente. Entretanto, acredita-se que as diferenças observadas para as demais frequências naturais sejam devido ao tipo de apoio adotado na análise numérica, engaste, que na prática não é um engaste perfeito.

Tabela 5.1- Análise resumo comparativa experimental e computacional.

Frequências	Experimental (Hz)	Computacional (Hz)
Frequência 1	3,52	3,83
Frequência 2	12,50	5,84
Frequência 3	16,16	6,32
Frequência 4	23,63	7,69
Frequência 5	37,16	16,70
Frequência 6	75,74	19,64

A Figura 5.10 ilustra a resposta do sistema devido ao um impulso de um indivíduo sobre a laje durante o monitoramento experimental.

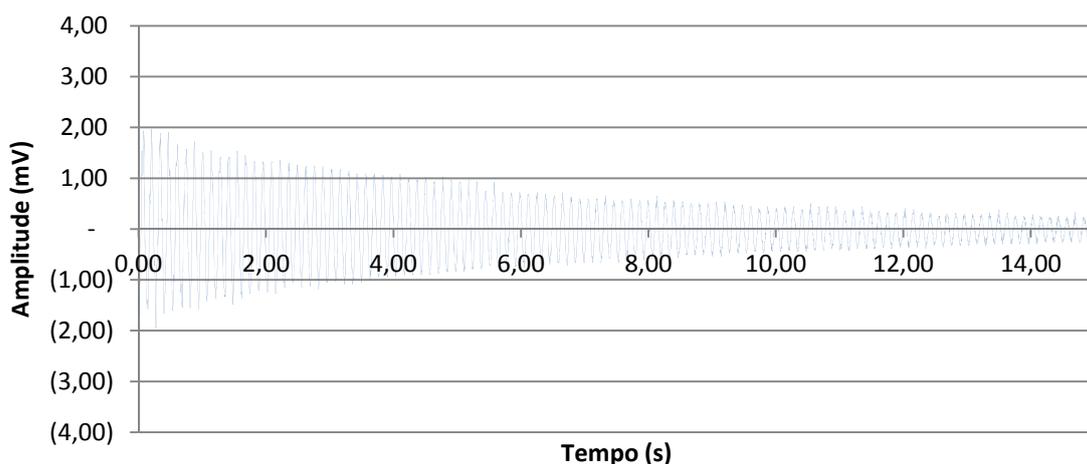


Figura 5.10-Resposta do sistema devido impulso.

5.2.2- Equipamentos utilizados na aquisição de dados do corpo humano

Para a aquisição de dados no corpo humano (cabeça), foram utilizados os mesmos equipamentos descritos no item 5.2.1.1 com a inclusão do medidor integrador de vibração triaxial (HVM).

O HVM100 é um medidor integrador de vibração, triaxial, de múltiplas funções, que faz amostragem, com filtro digital, e atende às normas de higiene vigentes. O aparelho é empregado no monitoramento de vibrações e está composto por três tipos de acessórios: almofada, acelerômetro (uniaxial ou triaxial) e adaptadores (Palma da mão, T, barra e geral) conforme mostra a Figura 5.11. Este instrumento, montado com o acelerômetro triaxial inserido dentro do seat pad, foi utilizado para a medição da aceleração no assento, ponto de entrada de vibração no corpo humano na condição sentado e na superfície da laje quando na condição em pé (Grom, 2009).



Figura 5.11- Equipamento HVM100 (Grom, 2009).

O programa Blaze Software 6.1 foi utilizado para descarregar os dados obtidos pelo HVM 100.

Ressalta-se que, para medidas realizadas no corpo humano, o equipamento de aquisição foi configurado para adquirir os registros provenientes de um único canal correspondente ao acelerômetro fixado na cabeça. E, a frequência de amostragem adotada foi de 100 Hz para evitar a ocorrência do fenômeno de *aliasing*, que pode ocasionar uma distorção no sinal, que não pode ser corrigido, mas pode ser impedido que ocorra. A frequência de corte ou frequência de Nyquist foi de 50 Hz e a duração de cada ensaio de 1 minuto, compatível com as medidas realizadas com o HVM 100 (equipamento medidor de vibração). O dosímetro não foi fixado ao corpo do indivíduo monitorado. Ele foi mantido sobre a mesa de ensaio e ligado em um computador independente ao ADS 2000 (Figuras 5.4 e 5.6).

5.2.2.1-Fixação dos acelerômetros e definição da trajetória de caminhada ou pulo sobre a laje

Uma das principais questões envolvendo a medição de dados para a determinação de curvas de transmissibilidade para o corpo humano é a fixação dos acelerômetros no corpo. Um sensor foi colocado na interface entre o assento e o indivíduo, o acelerômetro seatpad do

HVM, ponto de entrada da vibração e o outro na cabeça, para registro da aceleração na saída. Para medições na cabeça de cada indivíduo, o sensor foi posicionado atrás de sua orelha com fita adesiva e sustentado por uma touca de natação. A orientação do acelerômetro dentro da touca foi realizada no início e final do ensaio para constatação se ainda se mantinha alinhado no eixo z assim como as configurações do ADS 2000 e HVM. Foi instruído ao indivíduo olhar para um ponto fixo localizado a 5 m durante o procedimento de medições na posição sentado. Na posição em pé, colocou-se o sensor seatpad sobre a superfície da plataforma, e o indivíduo se posicionou sobre ele, ponto de entrada da vibração e, na cabeça utilizou-se o mesmo procedimento da posição sentada (Figura 5.12).



Figura 5.12-Dispositivo de fixação do acelerômetro para as medições de vibração na cabeça.

Na Figura 5.13 verifica-se que existem 25 placas metálicas fixadas na plataforma vibratória. Os indivíduos utilizados para excitar a laje ou plataforma vibratória ocupam posições pré-definidas, caminhando sempre em círculo, um atrás do outro, a posição da placa de número 13 em amarelo, é o local correspondente ao que está o indivíduo avaliado. O posicionamento dos indivíduos sobre a laje obedece sempre a uma configuração pré-determinada (Figura 5.13).

adequados para a exposição humana em pesquisas de laboratório encontram-se na faixa de 2 m.s⁻² a 3 m.s⁻² (r.m.s.).

5.2.3-População amostrada

Os voluntários utilizados no experimento fazem parte da comunidade universitária e também de fora dela (Comerciante, Assistente de gestão/TI, Ajudante de Marceneiro, Serralheiro, Engenheiro Civil e Auxiliar Técnico em Infraestrutura).

Cada voluntário preencheu um questionário (Anexo) que tem por objetivo eliminar pessoas não aptas a participarem dos testes, uma vez que Griffin (1995) recomenda a não participação nos experimentos das pessoas que apresentem doenças graves ou outras que possam influenciar na sensação de conforto. Os procedimentos experimentais descritos por envolverem seres humanos foram submetidos à aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade.

Todas as pessoas que fazem parte do experimento receberam uma breve explicação sobre os procedimentos a que seriam submetidos e sobre os objetivos da pesquisa.

Para a realização dos experimentos utilizou-se um total de oito voluntários. Todos os indivíduos que participaram dos experimentos tiveram a sua massa, altura e idade registradas, bem como informações básicas que possam ser utilizadas na interpretação dos dados experimentais.

As características antropométricas da população amostrada utilizada na pesquisa laboratorial são apresentadas nas Tabelas 5.2 a 5.6. Os valores médios são de IMC de 24,7, massa de 72,8 Kg, a altura de 1,72 m e 32 anos.

Tabela 5.2- Características da população estudada.

Indivíduos	IMC	Massa (kg)	Idade (anos)	Altura (m)	Profissão
1	28,3	78,8	55	1,67	Comerciante
2	23,9	70,0	19	1,73	Estudante
3	24,0	77,7	36	1,80	Assistente de Gestão/TI
4	26,8	85,0	47	1,78	Ajudante de marceneiro
5	23,7	67,0	41	1,68	Serralheiro
6	25,4	71,8	27	1,68	Engenheiro Civil
7	22,1	66,0	27	1,69	Engenheiro Civil
8	24,1	68,9	32	1,69	Auxiliar técnico em infraestrutura

Tabela 5.3- Índice de massa corporal

IMC	Homens (%)
<20,0	0,0
20,0-24,9	62,5
25,0-29,9	37,5
30,0-40,0	0,0
>40,0	0,0

Tabela 5.4- Características Físicas: Peso

Peso (Kgf)	Homens (%)
<50,0	0,0
50,0-54,9	0,0
55,0-59,9	0,0
60,0-64,9	0,0
65,00-69,9	37,5
70,0-74,9	25,0
75,0-79,9	12,5
80,0-84,9	0,0
85,0-89,9	12,5
90,0-94,9	0,0
95,0-99,9	0,0
100,0-104,9	0,0
105,0-109,9	0,0

Tabela 5.5- Características Físicas: altura

Estatura(m)	Homens (%)
<1,60	0,0
1,60-1,64	0,0
1,65-1,69	62,5
1,70-1,74	12,5
1,75-1,79	12,5
1,80-1,84	12,5
1,85-1,89	0,0
>1,89	0,0

Tabela 5.6- Distribuição por faixa etária

Grupos de idade (anos)	Homens (%)
<20,0	12,5
20,0-24,0	0,0
25,0-29,0	25,0
30,0-34,0	12,5
35,0-39,0	12,5
40,0-44,0	12,5
45,0-49,0	12,5
>49,0	12,5

Os indivíduos utilizados na pesquisa responderam a um questionário sobre seu estado de saúde. Os resultados principais são apresentados na Tabela 5.7. Como destacado anteriormente, o questionário serve para eliminar pessoas não aptas a participarem dos testes e para auxiliar na análise dos resultados obtidos. Verificou-se que 87,5% dos indivíduos gozam de boa saúde, contudo poucos praticam atividade física diária. No entanto, um fator é preocupante 50% apresentam doença crônica na família o que os coloca em um grupo de vulnerabilidade à diabetes e pressão arterial alta ou hipertensão.

Tabela 5.7- Principais questionamentos realizados à população estudada.

Principais Questionamentos	(%)
Goza de boa saúde	87,5
Tratamento médico	12,5
Pratica esporte	37,5
Realizou cirurgia	50
Uso habitual de medicamento	12,5
Doença crônica na família (Diabetes e pressão alta)	50
Doença em algum membro ou dor	25

5.2.4- Metodologia de ensaio

Em uma primeira etapa, os voluntários se posicionam durante os experimentos, sentados em uma cadeira de encosto com assento de madeira não acolchoada, apoiada sobre a laje. Um micro-acelerômetro foi fixado na cabeça dos voluntários. O ensaio é realizado com todos os voluntários, sendo a excitação produzida por meio de caminhada normal dos demais indivíduos em grupo com diferentes biótipos e pesos sobre a laje com trajetórias pré-definidas. Essa primeira etapa é subdividida em seis subetapas, onde o indivíduo monitorado está sentado e a excitação é produzida por:

- a) caminhada de duas pessoas sobre a laje;
- b) caminhada de quatro pessoas sobre a laje;
- c) caminhada de seis pessoas sobre a laje;
- d) pulo de duas pessoas sobre a laje;
- e) pulo de quatro pessoas sobre a laje;
- f) pulo de seis pessoas sobre a laje.

Para coleta de dados, não se determinou a velocidade dos passos dado pelos indivíduos avaliados durante a caminhada. Todos os indivíduos foram orientados apenas a se deslocarem como normalmente o fazem (Figura 5.14). Contudo, foi observado visualmente que as primeiras passadas dos indivíduos eram imprimidas com maior impacto se

comparado o início ao fim da caminhada e com certa tendência dos indivíduos a sincronizarem seus movimentos.



Figura 5.14- Caminhada dos indivíduos sobre a plataforma no monitoramento na condição sentado.

Para o indivíduo sentado é requisitado que não movimente a cabeça, fixando o olhar em um ponto a cinco metros de distância e o tempo de monitoramento é de 1 minuto o qual a pessoa permanece exposta a vibração enquanto os demais indivíduos caminham para excitar a laje. Cada indivíduo que participou do experimento relatou o momento quando estava se sentindo desconfortável. Os resultados apresentados contém a média de transmissibilidade de três registros dos participantes correspondente a cada frequência. Os níveis de vibração são aplicados de forma progressiva, dois, quatro e seis indivíduos excitando a laje por meio da caminhada, nas frequências de interesse para quantificar os efeitos da vibração em seres humanos. Em uma segunda etapa, houve uma variação na forma de excitação, para pulo dos indivíduos durante 15 segundos sobre a laje seguindo os mesmos procedimentos descritos anteriormente para a primeira etapa. Para o pulo, foi realizado um único salto à vontade pelos indivíduos, sem controle de velocidade, mas com dois pés em contato com a superfície da plataforma vibratória ao tomar impulso bem como os joelhos flexionados para subir e seguindo uma trajetória similar a Figura 5.15. Após o retorno ao solo, os indivíduos permaneciam parados sobre a plataforma.

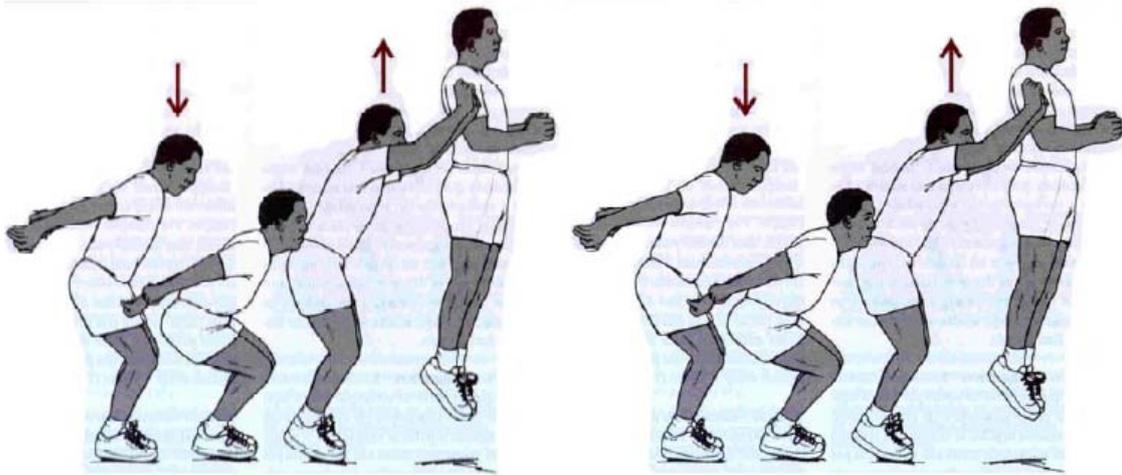


Figura 5.15- Orientação para o pulo (Faisca, 2003).

Posteriormente, houve a variação da postura sentada para em pé com variações de excitação de caminhada e pulo gerando terceira e quarta etapa. Para o indivíduo exposto a vibração na condição em pé e a excitação da laje por meio da caminhada, os acelerômetros são posicionados na superfície da laje e no indivíduo avaliado na cabeça; Os mesmos indivíduos avaliados anteriormente são expostos à vibração vertical no eixo (z) posicionado em pé na condição em alerta na terceira etapa. O ensaio é realizado com todos os voluntários utilizados nas etapas anteriores, sendo a excitação produzida por meio de caminhada normal dos demais indivíduos em grupo com diferentes biótipos e pesos sobre a laje com trajetórias pré-definidas. Para o indivíduo em pé é requisitado que não movimente a cabeça, fixando o olhar em um ponto a cinco metros de distância e o tempo de monitoramento é de 1 minuto o qual a pessoa permanece exposta a vibração enquanto os demais indivíduos caminham para excitar a laje conforme mostra a Figura 5.16. Os níveis de vibração são aplicados de forma progressiva, dois, quatro e seis indivíduos excitando a laje por meio da caminhada, nas frequências de interesse para quantificar os efeitos da vibração em seres humanos. Para a quarta etapa, houve uma variação somente na forma de excitação, para pulo dos indivíduos durante 15 segundos sobre a laje seguindo os mesmos procedimentos descritos anteriormente para terceira etapa.

Essa segunda etapa é subdividida em seis subetapas, onde o indivíduo monitorado está em pé e a excitação é produzida por:

- a) caminhada de duas pessoas sobre a laje;
- b) caminhada de quatro pessoas sobre a laje;
- c) caminhada de seis pessoas sobre a laje;
- d) pulo de duas pessoas sobre a laje;
- e) pulo de quatro pessoas sobre a laje;
- f) pulo de seis pessoas sobre a laje.



Figura 5.16- Caminhada dos indivíduos sobre a plataforma no monitoramento na condição em pé.

5.3-MÉTODOS DE ENSAIOS DA TRANSMISSIBILIDADE

O monitoramento dos voluntários foi realizado mediante os ensaios para a determinação da transmissibilidade. A seguir são descritos os métodos utilizados no presente trabalho.

Nas Tabelas 5.8 e 5.9 são apresentadas as condições atmosféricas no dia dos ensaios.

Tabela 5.8- Condições ambientes no dia do ensaio na posição sentado.

Ensaio de manhã	Ensaio de tarde
Temperatura = 21 ⁰ C	Temperatura = 21 ⁰ C
Sensação térmica = 21 ⁰ C	Sensação térmica = 21 ⁰ C
Sem vento	Sem vento
Pressão = 1019 mb	Pressão = 1019 mb
Umidade do ar = 82%	Umidade do ar = 82%

Tabela 5.9. Condições ambientes no dia do ensaio na posição em pé.

Ensaio de manhã	Ensaio de tarde
Temperatura = 23 ⁰ C	Temperatura = 26 ⁰ C
Sensação térmica = 23 ⁰ C	Sensação térmica = 23 ⁰ C
Vento = 6Km/h (ESE)	Vento = 14 Km/h (ENE)
Pressão = 1019 mb	Pressão = 1017 mb
Umidade do ar = 73%	Umidade do ar = 61%

5.3.1- Transmissibilidade

No presente trabalho a transmissibilidade foi obtida a partir dos registros das acelerações nos pontos de entrada e saída conforme mencionado no Capítulo 3, subitem 3.2.3. Foram realizadas três repetições dos ensaios de transmissibilidade para cada voluntário.

Nas Figuras 5.17 e 5.18 são apresentados exemplos das acelerações de entrada e saída durante um intervalo de 15 segundos. Observa-se que as acelerações no ponto de saída (cabeça) são inferiores às da entrada (laje). As acelerações no ponto de saída demonstram que podem gerar certo desconforto nos indivíduos submetidos à vibração.

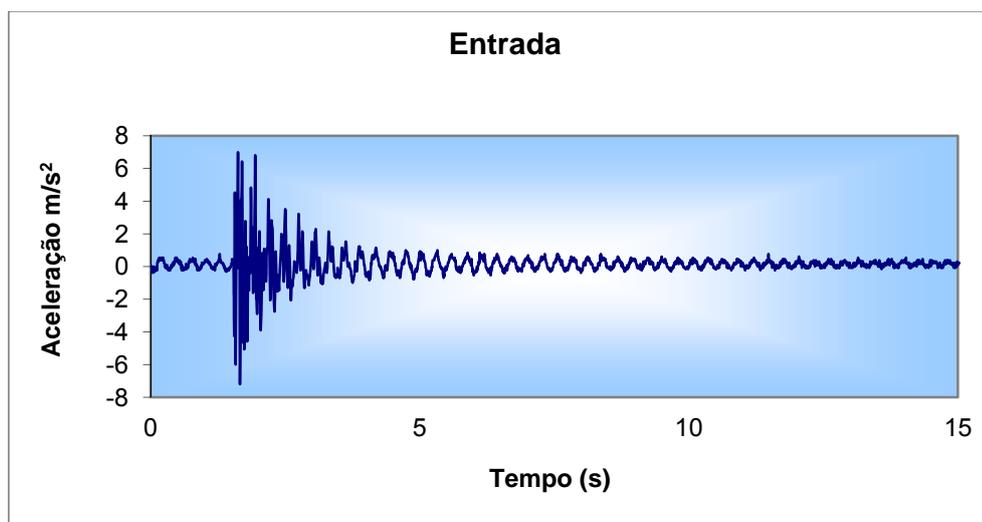


Figura 5.17-Acelerações no ponto de entrada (laje) com seis indivíduos excitando a

plataforma por meio do pulo.

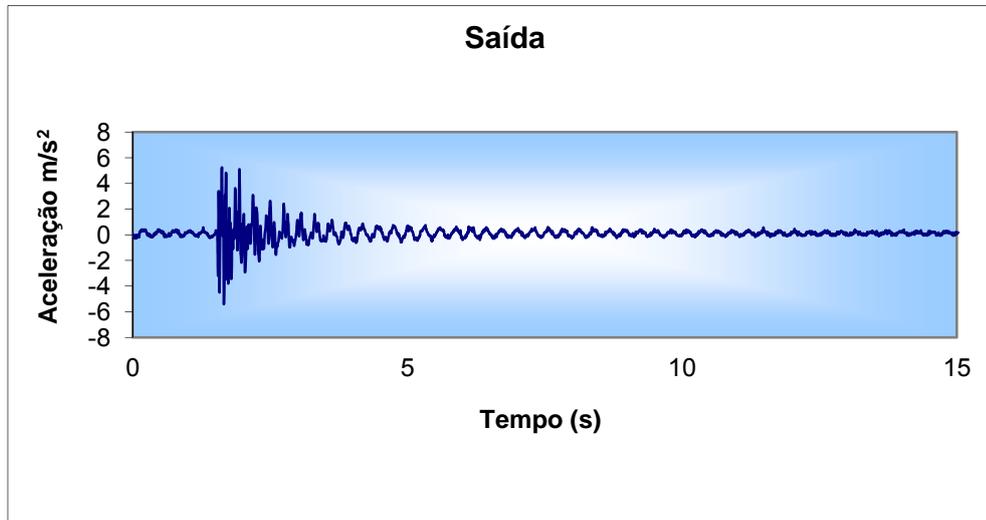


Figura 5.18-Acelerações no ponto de saída (cabeça) com seis indivíduos excitando a plataforma por meio do pulo.

Os ensaios de acelerometria realizados no ponto de entrada e saída para o indivíduo (4) no domínio da frequência, são apresentados a seguir nas Figuras de 5.19 a 5.55 e onde são designados de (2CS), (4CS) e (6CS) é a laje sendo excitada, por duas, quatro e seis pessoas caminhando e a pessoa monitorada na postura sentada. E, (2PS), (4PS) e (6PS) é a laje sendo excitada, por duas, quatro e seis pessoas pulando e a pessoa monitorada na postura sentada. Para a postura em pé, foram designados, (2CP), (4CP) e (6CP) é a laje sendo excitada, por duas, quatro e seis pessoas caminhando. Por fim, (2PP), (4PP) e (6PP), para a laje sendo excitada, por duas, quatro e seis pessoas pulando e o indivíduo monitorado na postura em pé. Foram realizados três registros para cada uma das situações, cujas repetições são designadas por (A), (B) e (C), totalizando 36 registros para o indivíduo monitorado.

Após a aquisição, os dados da acelerometria foram armazenados no AqDados 7.0 durante o monitoramento e exportados por meio do software AqDAnalysis 7.0 para arquivos em formato *.txt, para posteriormente serem tratados com a utilização do software Matlab (rotina em anexo). No software Matlab foram criadas as rotinas de programação específicas para o processamento dos dados em cada condição de análise. Em seguida, os valores das três execuções (registros) de cada indivíduo foram organizados em planilhas com a

utilização do software Microsoft Excel 2003.

A análise no domínio da frequência dos sinais foi realizada pelo cálculo do espectro de potência (auto-espectro) das séries temporais. A análise espectral foi realizada por meio da Densidade Espectral de Potência (DEP) no Matlab. Após este procedimento, realizou-se o cálculo da Função de Transferência (FT), que permitiu calcular a atenuação ou o ganho da vibração entre um ponto e outro (transmissibilidade).

Na Figura 5.19 apresentam-se os resultados experimentais das frequências naturais da plataforma, devido a ensaios realizados com impactos da caminhada. A primeira frequência natural coincide com o segundo harmônico do caminhar para humanos que é em torno de 3,2 a 4,4 Hz (Faisca, 2003).

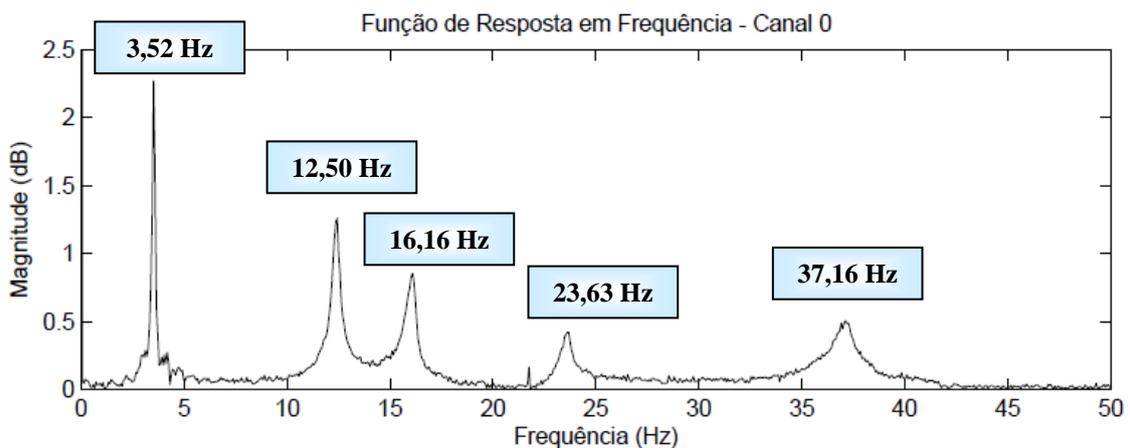


Figura 5.19- Espectro de frequência da aceleração da plataforma vibratória (ponto de entrada) no domínio da frequência.

Ji e Ellis (1994) realizaram ensaios experimentais da interação homem-estrutura e concluíram que, para a viga estudada, houve diminuição significativa dos valores de frequência natural, por se tratar de uma estrutura em que a massa da pessoa é significativa em relação à massa da estrutura. Contudo, na presente pesquisa, a alteração no valor da frequência fundamental não é percebida, pois a massa da laje (6.000 Kg) é muito maior que a dos indivíduos (585, 2 Kg). Na literatura técnica em geral, a diferença entre a massa do assento ou placa vibratória e o indivíduo monitorado é irrelevante, portanto o

comportamento esperado é diferente do obtido no espectro de frequência da aceleração na presente pesquisa. Essa informação mostra que a massa da pessoa não é significativa em relação à massa da estrutura e indica que a metodologia utilizada para capturar as frequências deve ser aprimorada de forma a possibilitar melhor diferenciação entre as frequências da laje e do indivíduo. Assim, justifica-se um estudo mais aprofundado da forma de captura das frequências, uma vez que os indivíduos monitorados apresentaram valores de seus segmentos corporais, tais como coluna e cabeça, muito próximos das frequências naturais da laje.

Portanto, os aspectos supracitados indicam que as frequências naturais dos indivíduos, no presente estudo, não as deixam evidentes, se analisados somente os espectros de frequência de aceleração da laje e do indivíduo monitorado. Os gráficos de transmissibilidade apresentados nos itens 5.4 e 5.5 são os mais indicados para análise das frequências dos indivíduos monitorados. Esses gráficos representam a vibração que percorre o corpo do indivíduo monitorado do ponto de entrada à sua saída.

Nas Figuras 5.20, 5.21 e 5.22 apresentam-se os resultados experimentais no domínio da frequência para o indivíduo 4 na postura sentada, devido a ensaios realizados com impactos da caminhada por dois indivíduos. A primeira frequência monitorada na cabeça do indivíduo 4 (ponto de saída), coincide com o segundo harmônico do caminhar detectado no ponto de entrada (plataforma) e difere da mesma apenas pela magnitude de vibração. As três repetições medidas (A), (B) e (C) para o indivíduo apresenta diferenças na magnitude de vibração mostrando que há uma variabilidade conforme encontrado também por Paddan e Griffin (1998).

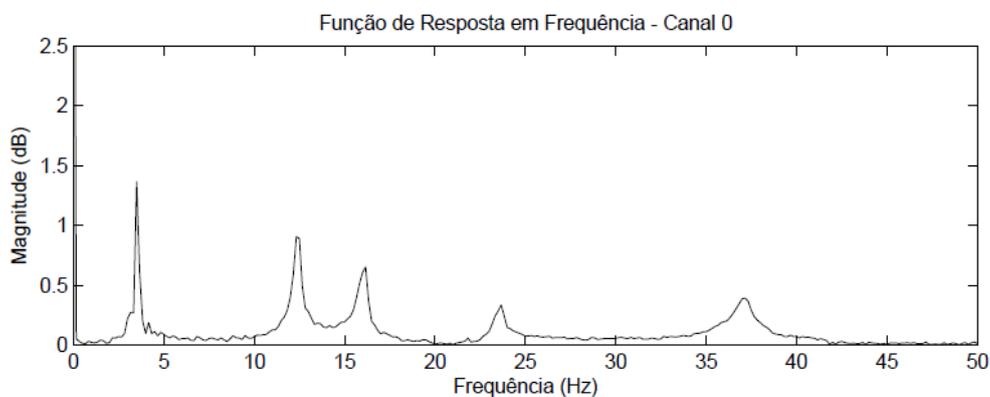


Figura 5.20- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência -

2CS (A).

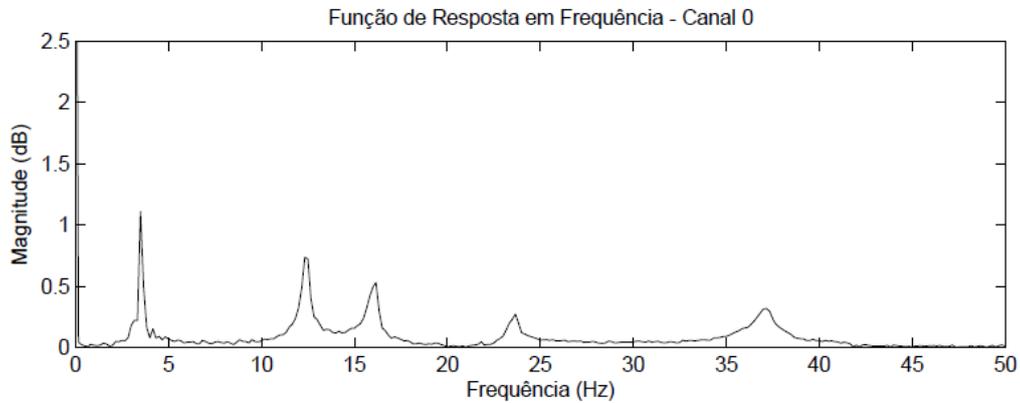


Figura 5.21- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 2CS (B).

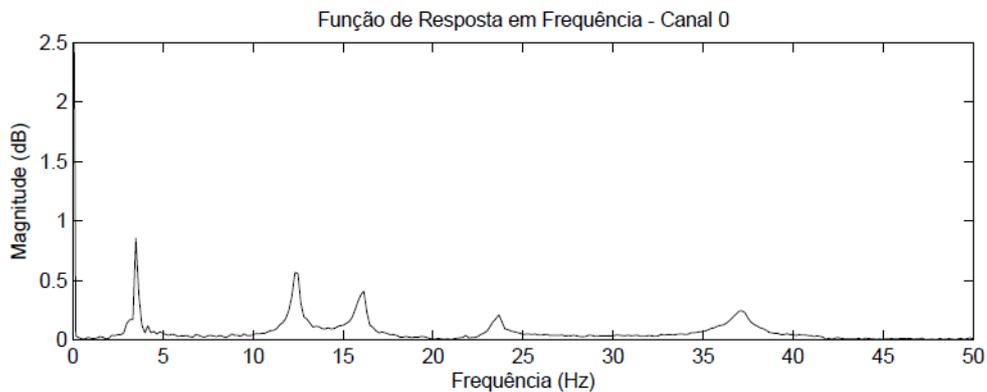


Figura 5.22- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 2CS (C).

Nas Figuras 5.23, 5.24 e 5.25 apresentam-se os resultados experimentais no domínio da frequência para o indivíduo 4 na postura sentada, devido a ensaios realizados com impactos do pulo por dois indivíduos. As três repetições medidas para o indivíduo apresenta pequenas diferenças na magnitude de vibração, contudo, as primeiras frequências são coincidentes ao ponto de entrada (plataforma vibratória).

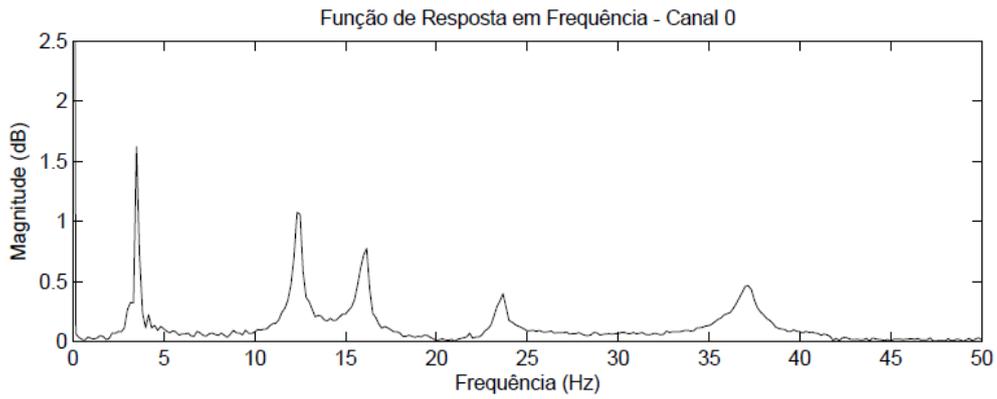


Figura 5.23- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 2PS (A).

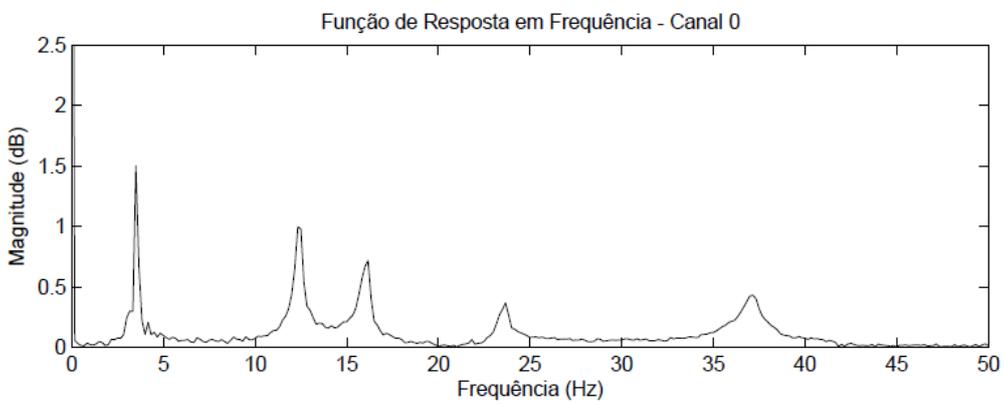


Figura 5.24- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 2PS (B).

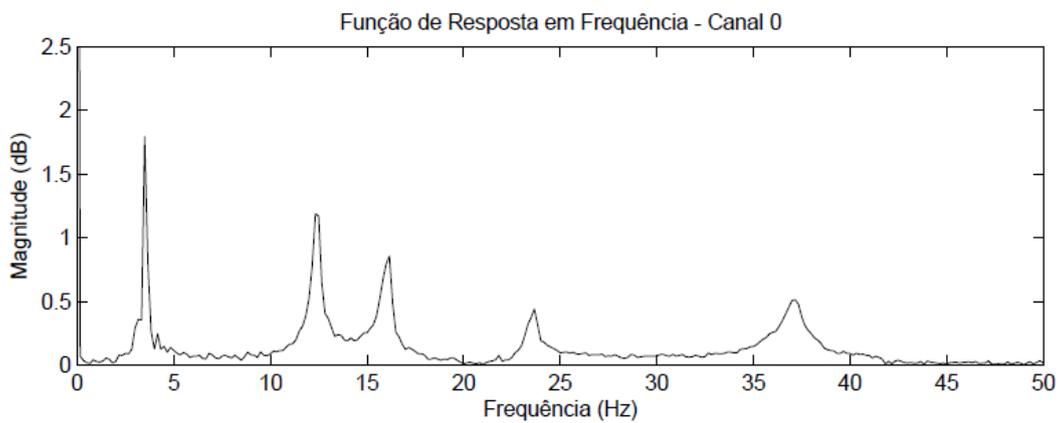


Figura 5.25- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 2PS (C).

Nas Figuras 5.26, 5.27 e 5.28 apresentam-se os resultados experimentais no domínio da frequência para o indivíduo 4 na postura em pé, devido a ensaios realizados com impactos da caminhada por dois indivíduos. As três repetições medidas (A), (B) e (C) para o indivíduo apresenta pequenas diferenças na magnitude de vibração.

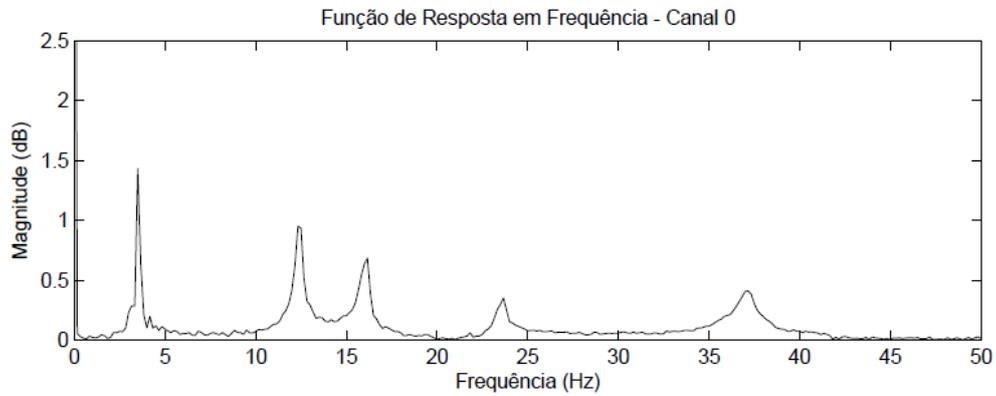


Figura 5.26- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 2CP (A).

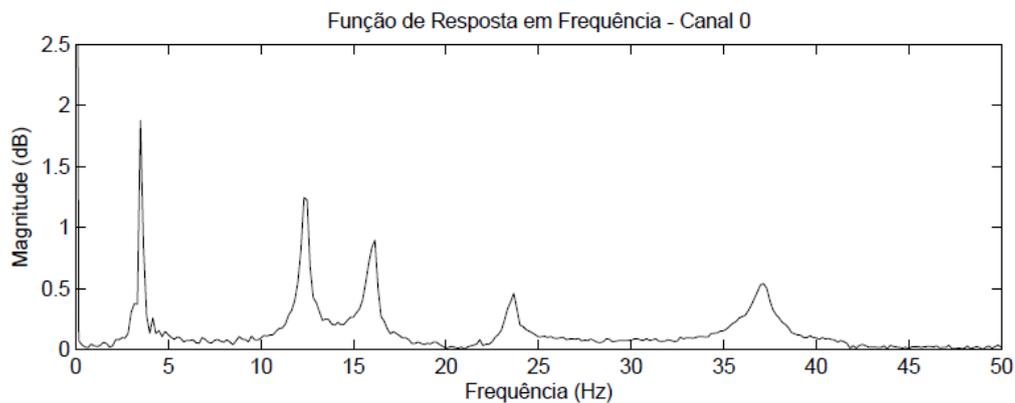


Figura 5.27- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 2CP (B).

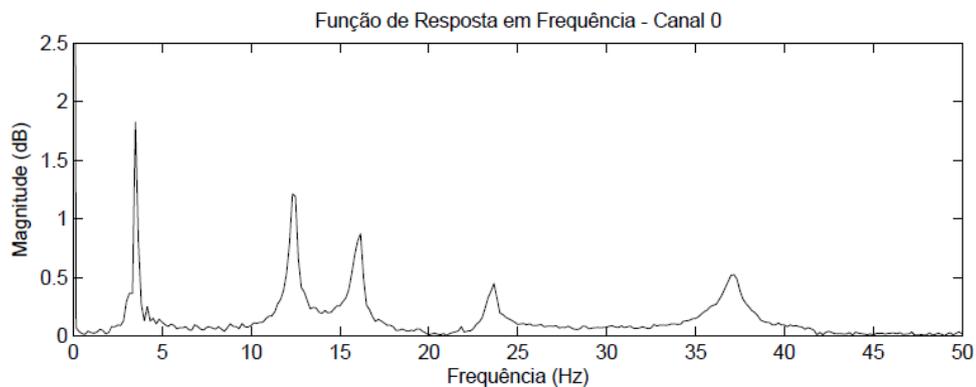


Figura 5.28- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 2CP (C).

Nas Figuras 5.29, 5.30 e 5.31 apresentam-se os resultados experimentais no domínio da frequência para o indivíduo 4 na postura em pé devido a ensaios realizados com impactos do pulo por dois indivíduos. As três repetições medidas (A), (B) e (C) para o indivíduo apresenta irrelevante diferença na magnitude de vibração.

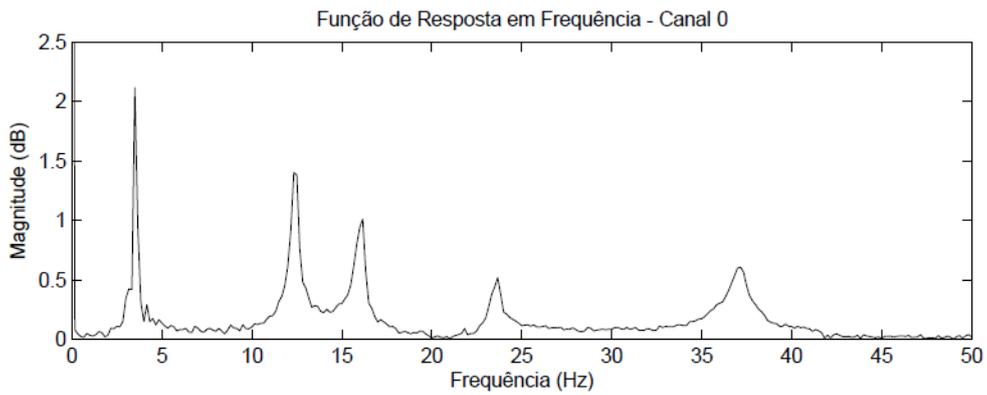


Figura 5.29- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 2PP (A).

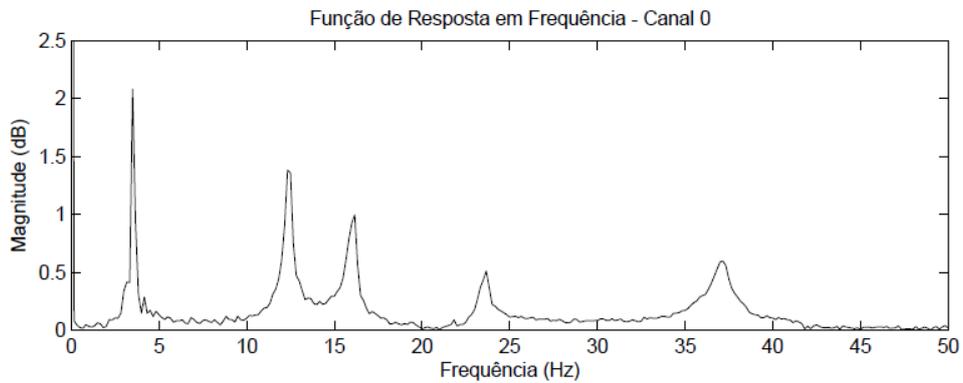


Figura 5.30- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 2PP (B).

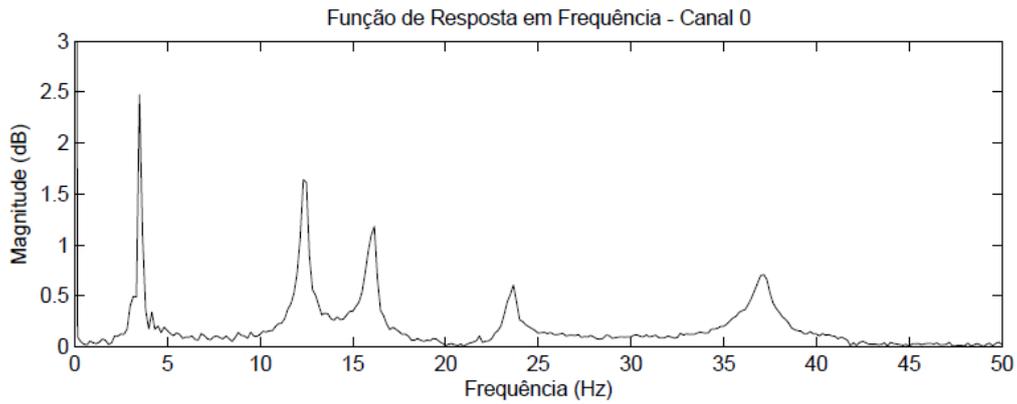


Figura 5.31- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 2PP (C).

Nas Figuras 5.32, 5.33 e 5.34 apresentam-se os resultados experimentais no domínio da frequência para o indivíduo 4 na postura sentada, devido a ensaios realizados com impactos da caminhada por quatro indivíduos. As três repetições medidas (A), (B) e (C) para o indivíduo apresenta relevante diferenças na magnitude de vibração. Durante a captura dos registros no decorrer do ensaio pode ter ocorrido provável desalinhamento do acelerômetro localizado na cabeça conforme os dados obtidos na Figura 5.33.

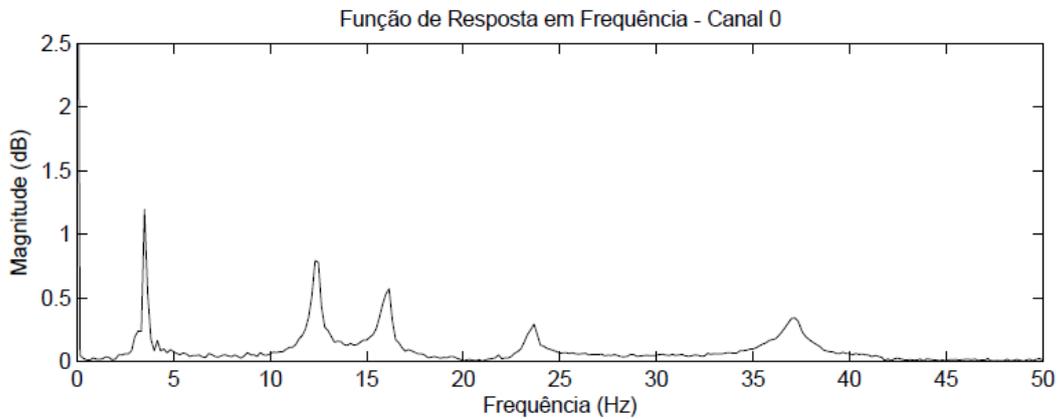


Figura 5.32- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 4CS (A).

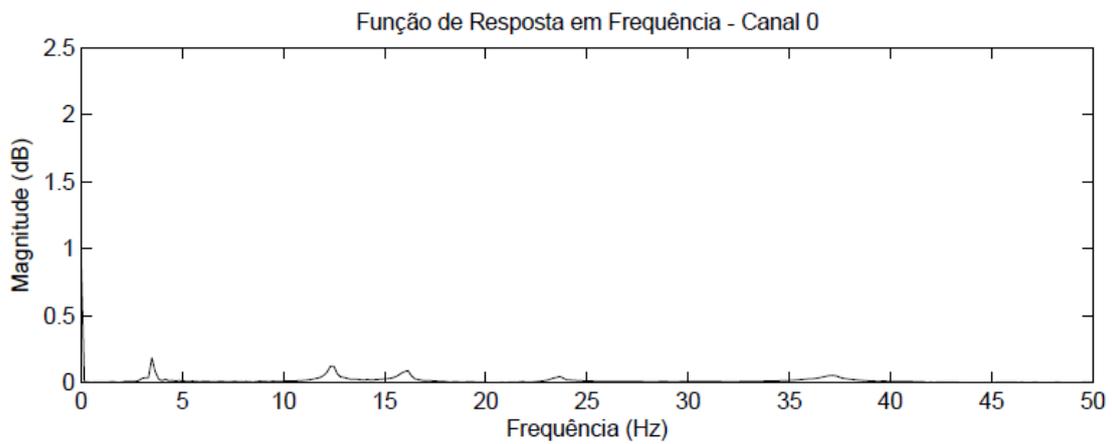


Figura 5.33- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 4CS (B).

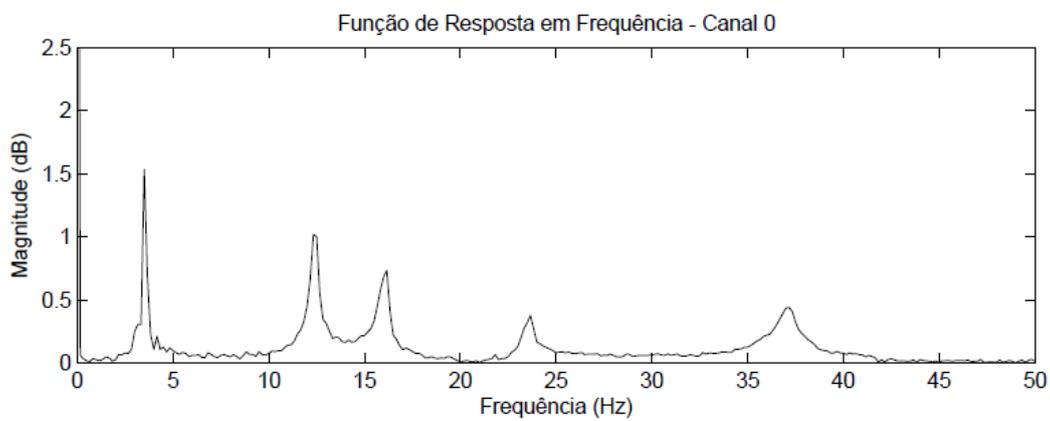


Figura 5.34- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 4CS (C).

Nas Figuras 5.35, 5.36 e 5.37 apresentam-se os resultados experimentais no domínio da frequência para o indivíduo 4 na postura sentada, devido a ensaios realizados com impactos do pulo por quatro indivíduos. As três repetições medidas (A), (B) e (C) para o indivíduo apresenta significativa diferença na magnitude de vibração.

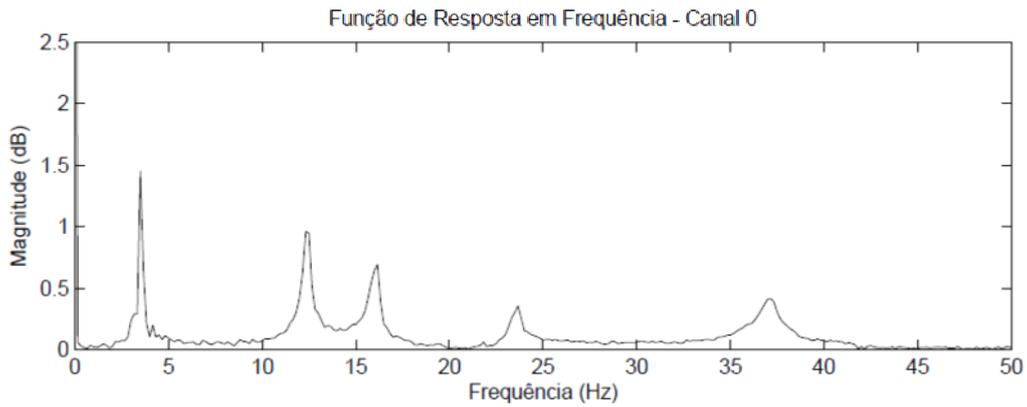


Figura 5.35- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 4PS (A).

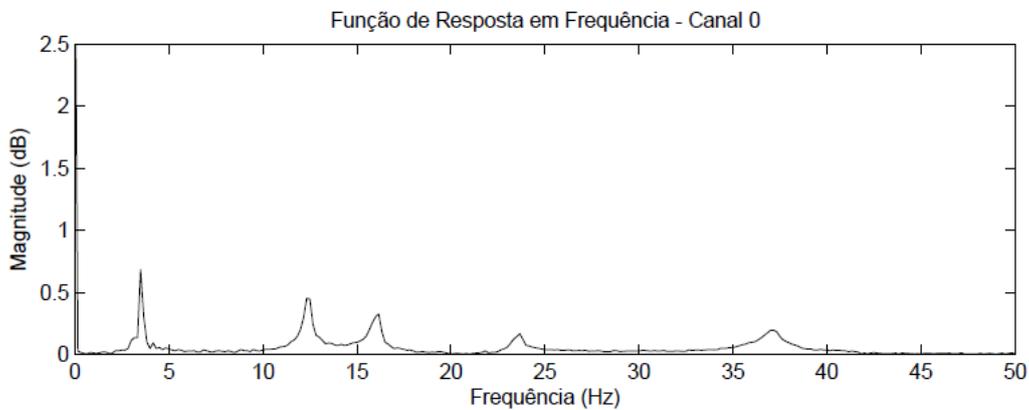


Figura 5.36- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 4PS (B).

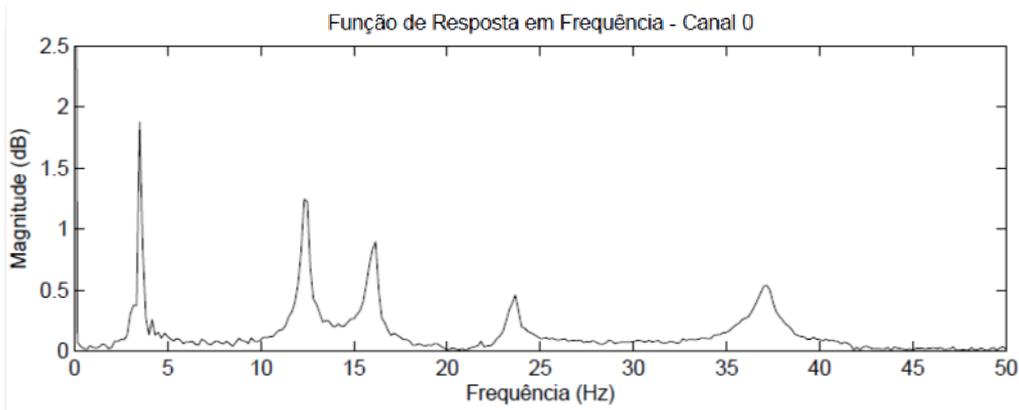


Figura 5.37- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 4PS (C).

Nas Figuras 5.38, 5.39 e 5.40 apresentam-se os resultados experimentais no domínio da frequência para o indivíduo 4 na postura em pé, devido a ensaios realizados com impactos da caminhada por quatro indivíduos. As três repetições medidas (A), (B) e (C) para o indivíduo apresenta pouca diferença na magnitude de vibração.

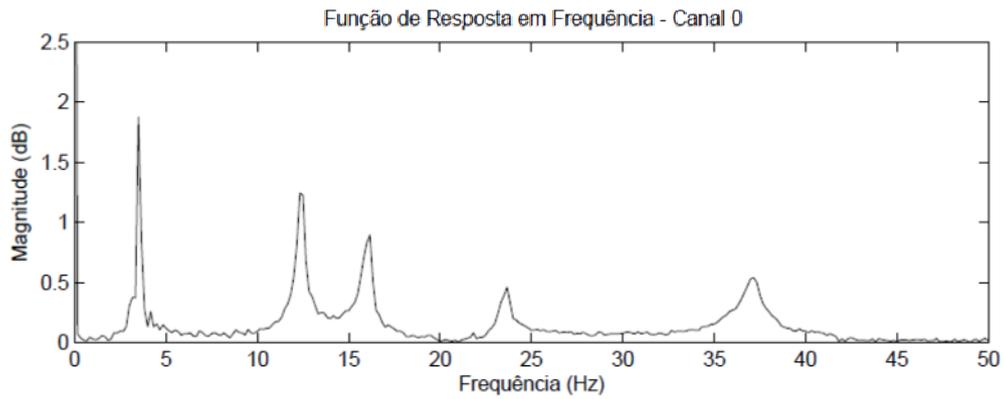


Figura 5.38- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 4CP (A).

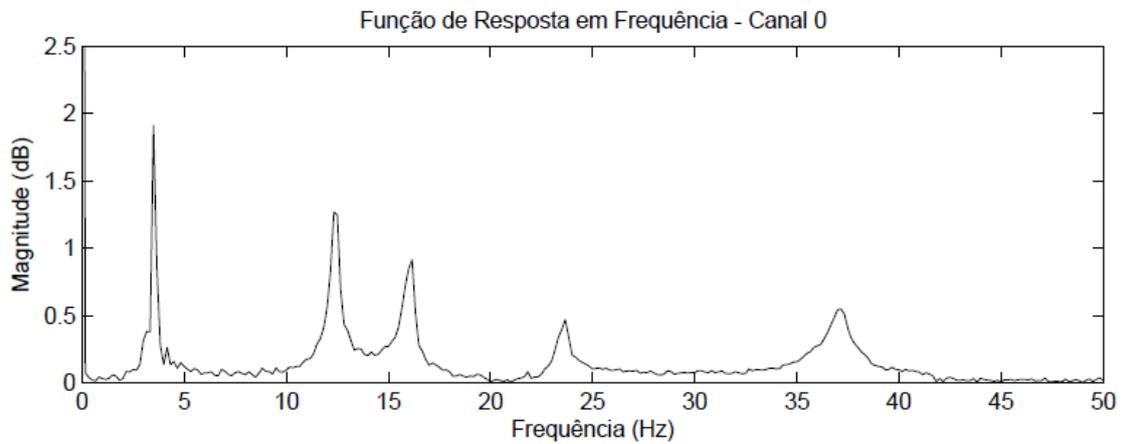


Figura 5.39- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 4CP (B).

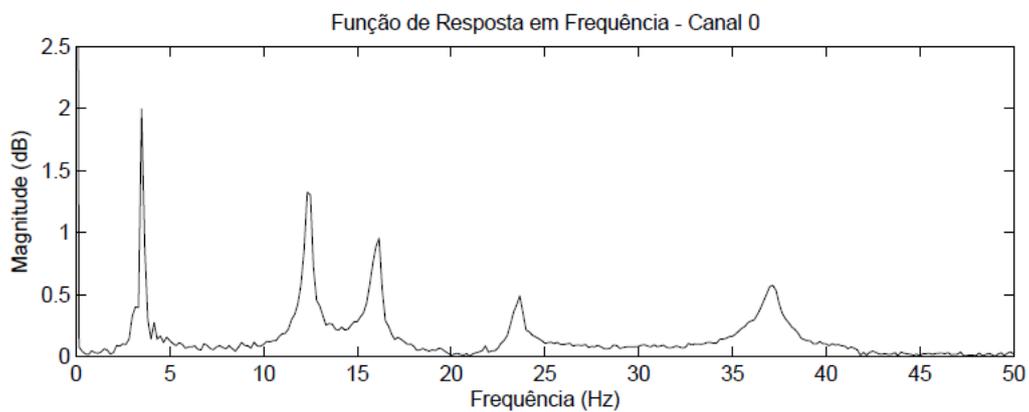


Figura 5.40- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 4CP (C).

Nas Figuras 5.41, 5.42 e 5.43 apresentam-se os resultados experimentais no domínio da

frequência para o indivíduo 4 na postura em pé, devido a ensaios realizados com impactos do pulo por quatro indivíduos. As três repetições medidas (A), (B) e (C) para o indivíduo apresenta pouca diferença na magnitude de vibração.

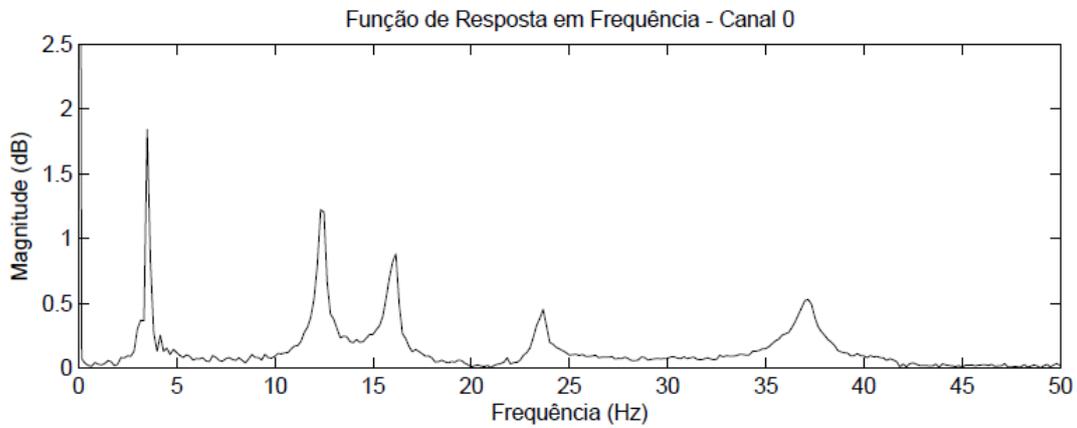


Figura 5.41- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 4PP (A).

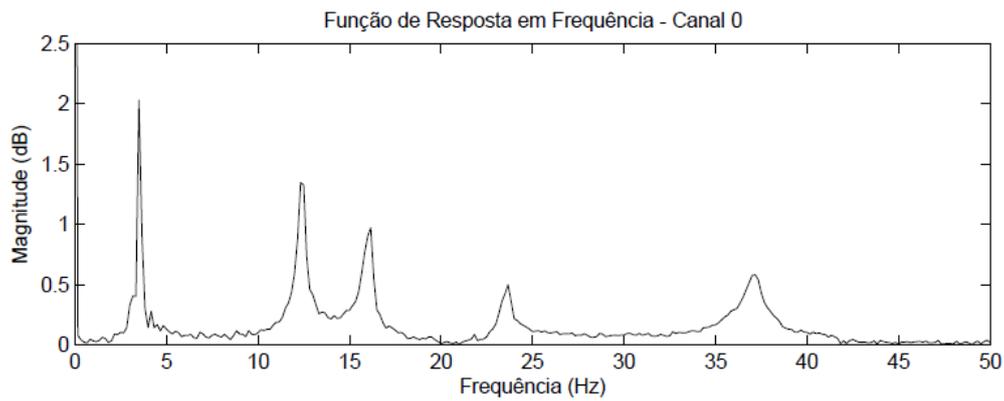


Figura 5.42- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 4PP (B).

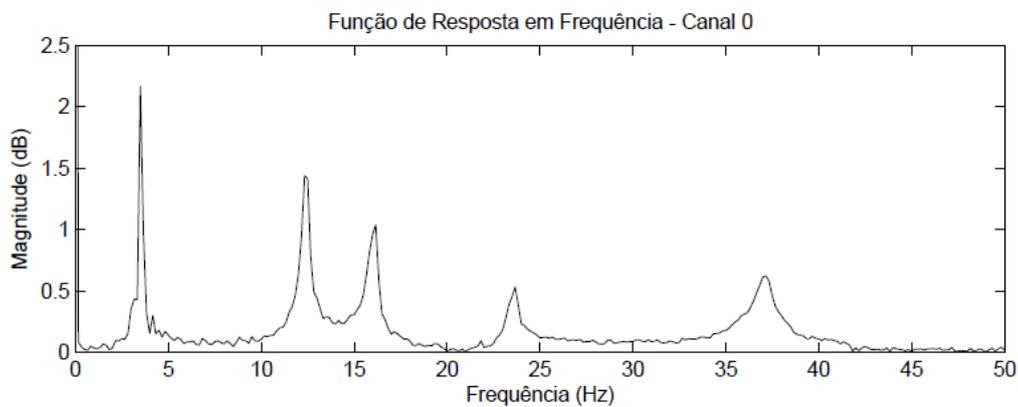


Figura 5.43- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 4PP (C).

Nas Figuras 5.44, 5.45 e 5.46 apresentam-se os resultados experimentais no domínio da frequência para o indivíduo 4 na postura sentada, devido a ensaios realizados com impactos da caminhada por seis indivíduos. As três repetições medidas (A), (B) e (C) para o indivíduo apresenta modesta diferença na magnitude de vibração.

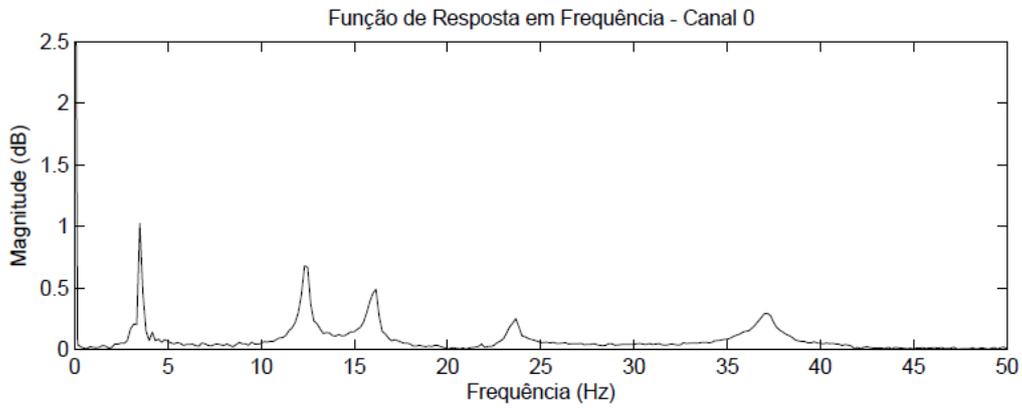


Figura 5.44- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 6CS (A).

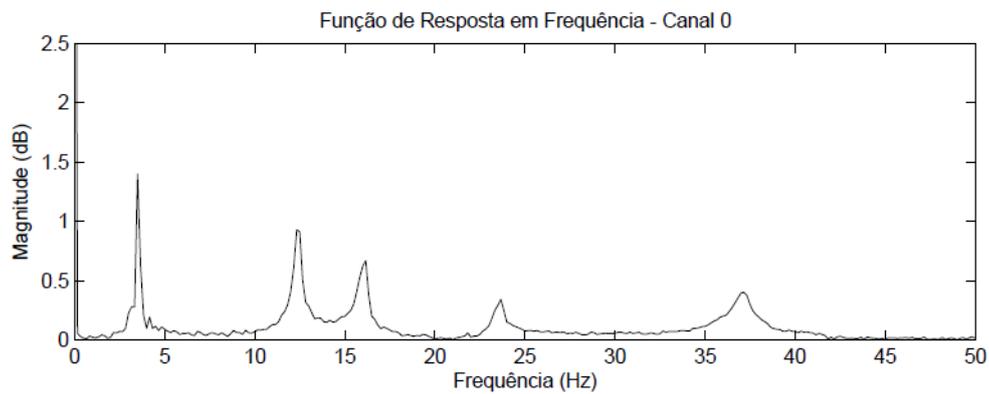


Figura 5.45- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 6CS (B).

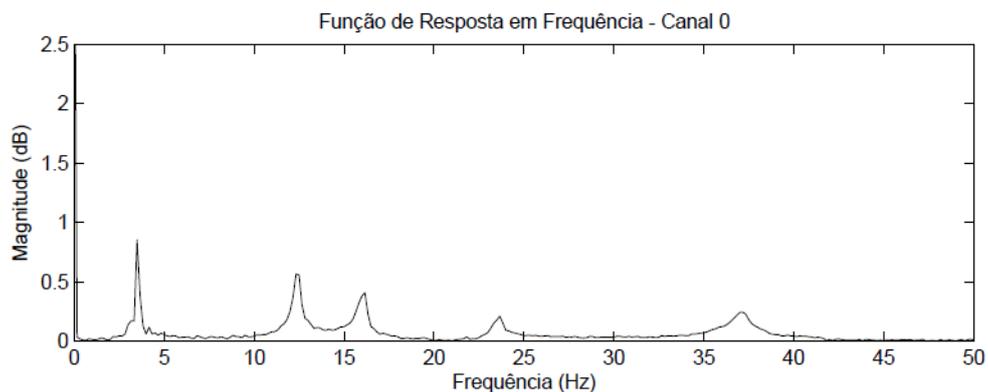


Figura 5.46- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 6CS (C).

Nas Figuras 5.47, 5.48 e 5.49 apresentam-se os resultados experimentais no domínio da frequência para o indivíduo 4 na postura sentada, devido a ensaios realizados com impactos do pulo por seis indivíduos. As três repetições medidas (A) , (B) e (C) para o indivíduo apresenta diferenças na magnitude de vibração. Sobretudo, entre (A) e as demais.

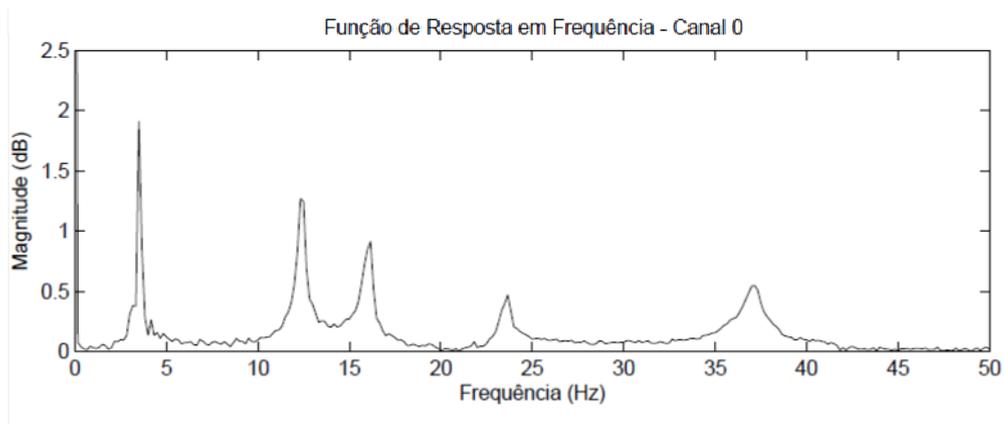


Figura 5.47- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 6PS (A).

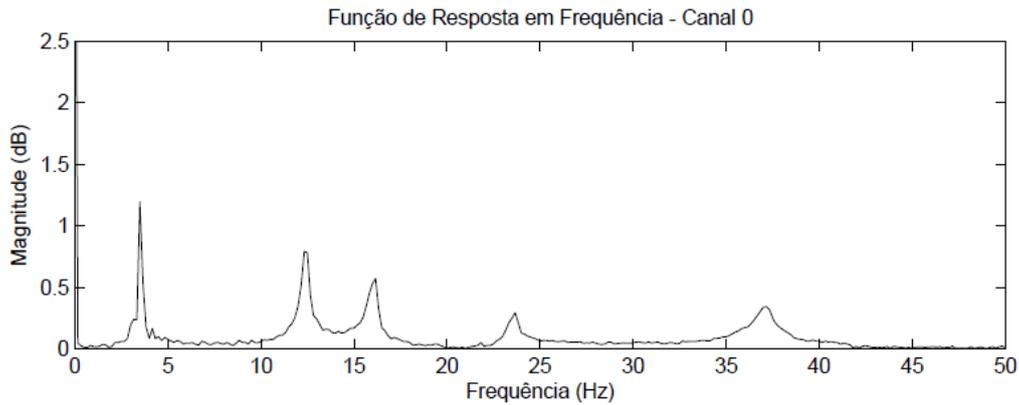


Figura 5.48- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 6PS (B).

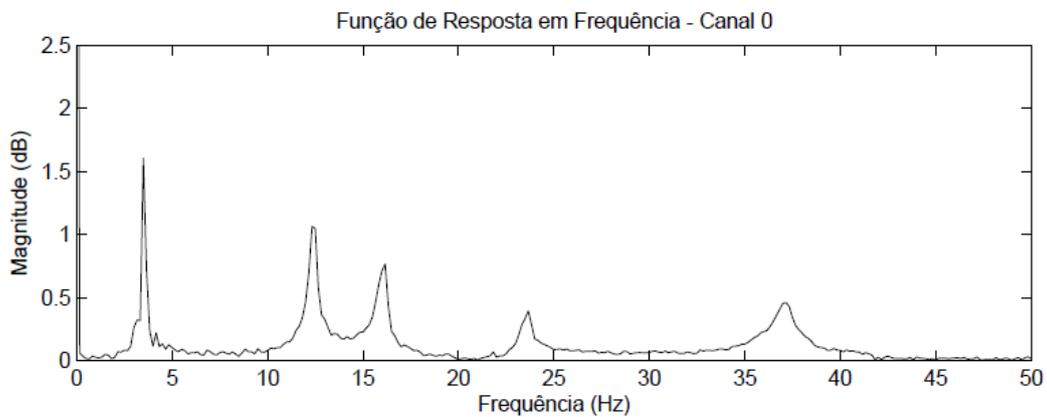


Figura 5.49- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 6PS (C).

Nas Figuras 5.50, 5.51 e 5.52 apresentam-se os resultados experimentais no domínio da frequência para o indivíduo 4 na postura em pé devido a ensaios realizados com impactos da caminhada por seis indivíduos. As três repetições medidas (A), (B) e (C) para o indivíduo apresenta pouca diferença na magnitude de vibração.

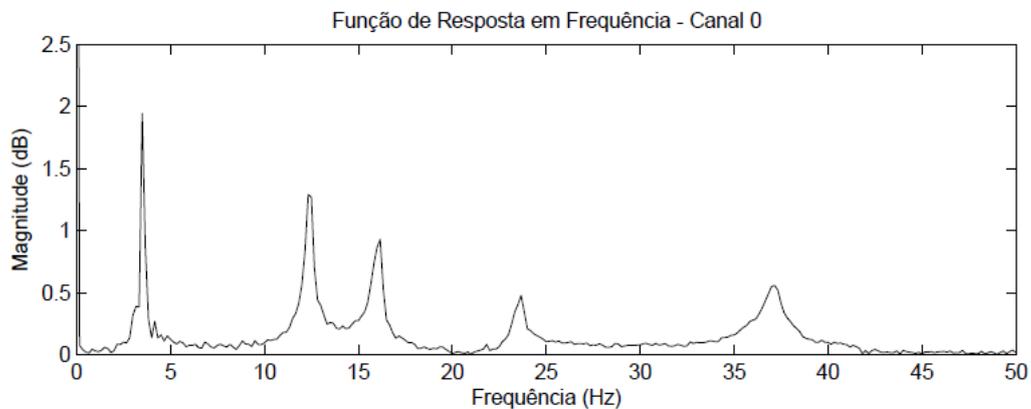


Figura 5.50- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 6CP (A).

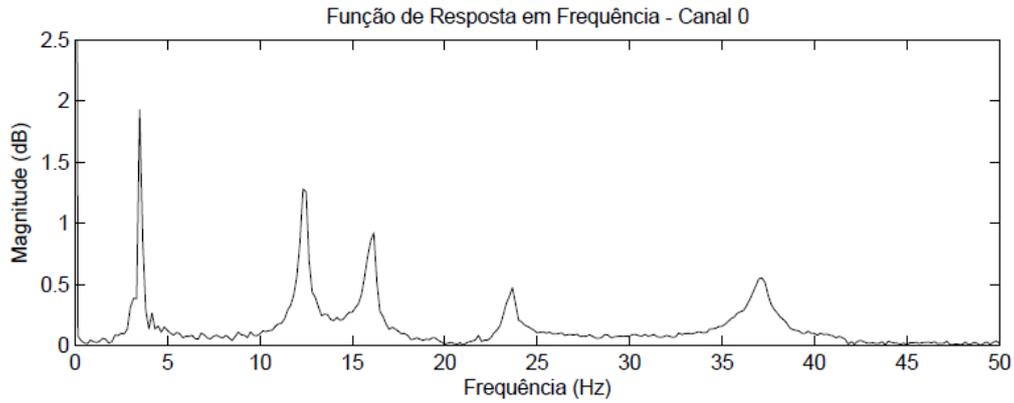


Figura 5.51- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 6CP (B).

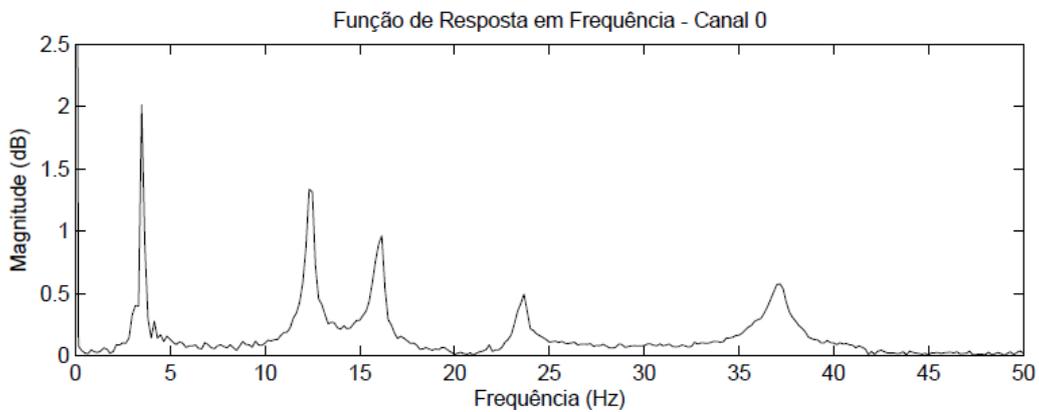


Figura 5.52- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 6CP (C).

Nas Figuras 5.53, 5.54 e 5.55 apresentam-se os resultados experimentais no domínio da frequência para o indivíduo 4 na postura em pé, devido a ensaios realizados com impactos do pulo por seis indivíduos. As três repetições medidas (A), (B) e (C) para o indivíduo apresenta pequena diferenças na magnitude de vibração.

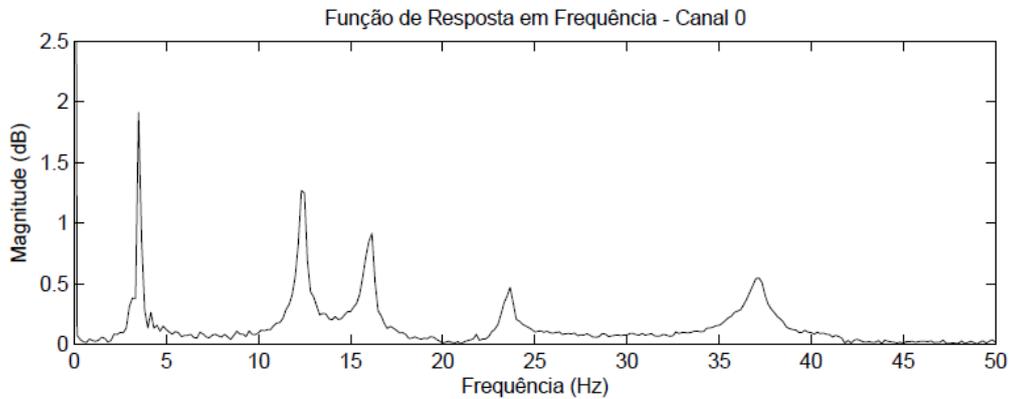


Figura 5.53- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência -

6PP (A).

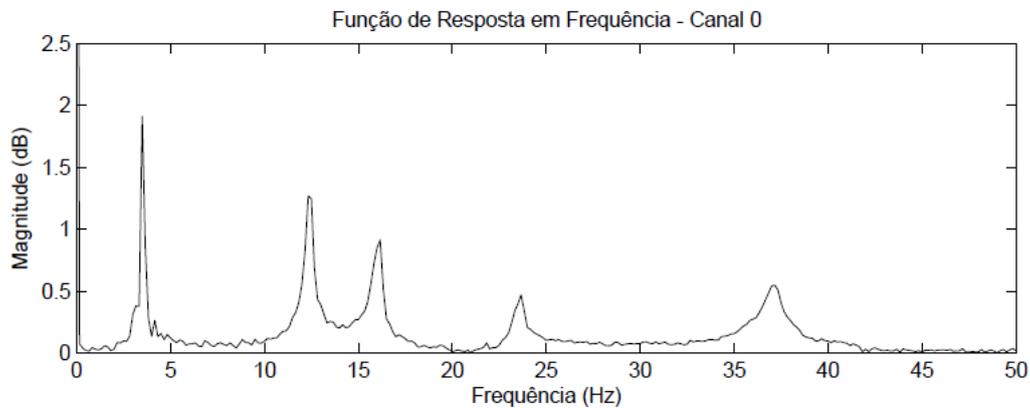


Figura 5.54- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 6PP (B).

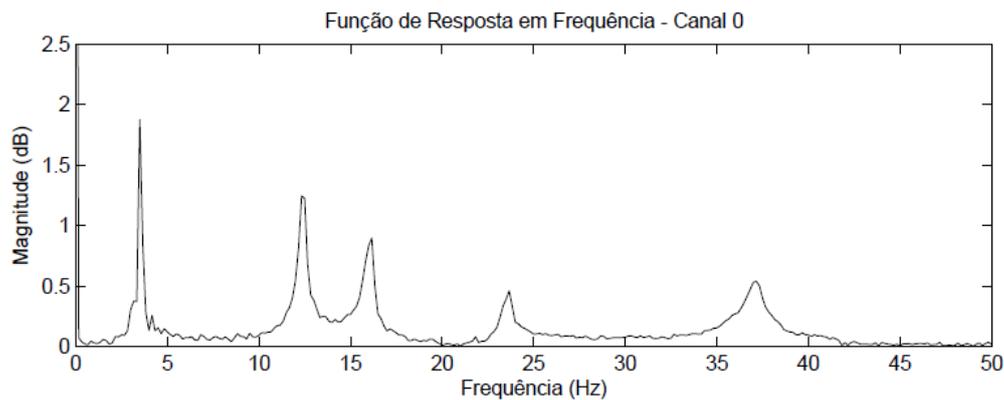


Figura 5.55- Espectro de frequência da aceleração na cabeça do indivíduo 4 no domínio da frequência - 6PP (C).

5.4-TRANSMISSIBILIDADE PARA INDIVÍDUOS SENTADOS

Neste item são apresentados e discutidos os resultados das medidas de transmissibilidade obtidas por meio da aceleração no ponto de saída (cabeça) e entrada (piso ou assento) para um indivíduo sentado submetido a dois tipos de excitação na laje: caminhada ou pulo, variando-se ainda o número de pessoas em movimento de duas, quatro e seis pessoas.

5.4.1-Caminhada: excitação por meio de dois, quatro e seis indivíduos

Os ensaios foram realizados com oito voluntários, mantendo-se um sentado e monitorado, e a laje sendo excitada por duas pessoas caminhando (2CS), quatro pessoas caminhando

(4CS) e seis pessoas caminhando (6CS). As figuras 5.56 a 5.79 apresentam as curvas de transmissibilidade de cada um dos voluntários, obtidas em cada um dos casos de carregamento com três repetições (A, B e C) para que fosse verificada variabilidade na resposta à vibração.

Nas Figuras 5.56, 5.57 e 5.58 tem-se as curvas de transmissibilidade assento/cabeça obtidas para o indivíduo (1) armazenadas em três registros, respectivamente nas condições (2CS), (4CS) e (6CS). O pico para a primeira frequência de ressonância é bem próximo da plataforma, em torno de 4 Hz, excitada pelo segundo harmônico dos pedestres ao caminhar, o que pode gerar certo desconforto no indivíduo exposto à vibração. Observa-se uma amplificação significativa da transmissibilidade para frequências abaixo de 12,5 Hz. Em geral, os três registros para cada uma das situações apresentaram curvas similares, contudo, o (B) possui maiores valores de transmissibilidade que (A) e (C).

Wasserman (1987) destaca que uma das características principais identificadas a partir deste tipo de teste experimental é a primeira frequência de ressonância, que costuma se encontrar na faixa de 4 a 6 Hz. A primeira frequência de ressonância está associada ao sistema tórax/abdômen. Já Walber (2009) afirma que a transmissibilidade na direção vertical na assento/cabeça alcança seus valores máximos no intervalo de frequência entre 3 e 10 Hz. Observou-se que o segundo pico de ressonância para o indivíduo (1) encontra-se em torno 12 Hz. A segunda frequência de ressonância está associada à coluna vertebral conforme pesquisas realizadas por Wasserman (1987).

No intervalo entre 20 e 50 Hz a transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (1) se aproxima de zero. Pesquisas experimentais sobre as faixas de frequência de ressonância em partes do corpo realizadas por Wasserman (1987) e Griffin (1990a) mostraram que a frequência de ressonância para a cabeça encontra-se na faixa de 20-30 Hz para indivíduos submetidos à vibração de corpo inteiro.

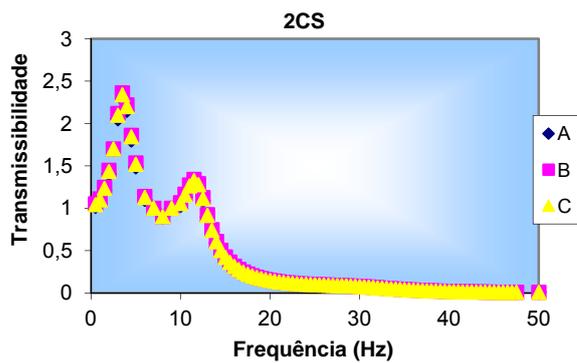


Figura 5.56- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (1) sentado e outros dois excitando por meio de caminhada.

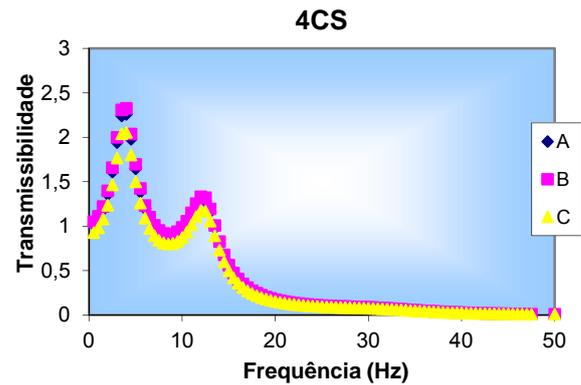


Figura 5.57- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (1) sentado e outros quatro excitando por meio de caminhada.

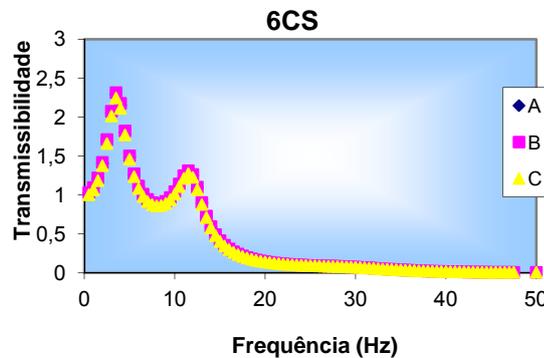


Figura 5.58- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (1) sentado e outros seis excitando por meio de caminhada.

Nas Figuras 5.59, 5.60 e 5.61 tem-se as curvas de transmissibilidade assento/cabeça obtidas para o indivíduo (2) a partir de três registros, respectivamente nas condições (2CS), (4CS) e (6CS). O pico para primeira frequência de ressonância é em torno de 4 Hz. Observa-se uma amplificação significativa da transmissibilidade para frequências abaixo de 12,5 Hz, o que pode gerar desconforto ao indivíduo avaliado. Constatou-se que os três registros para cada uma das situações apresentaram curvas similares, contudo, com valores de transmissibilidade superiores para o registro (C) em relação ao (A) e (B).

Verifica-se que o segundo pico de ressonância para o indivíduo (2) encontra-se em torno 12 Hz. No intervalo entre 20 e 50 Hz, frequências mais altas, a transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (2), assim como para o (1), se aproximam de zero.

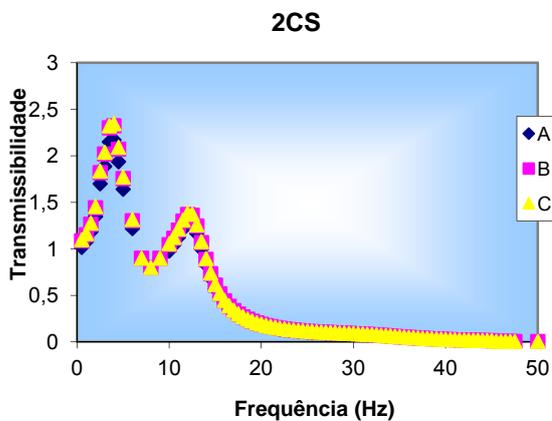


Figura 5.59- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (2) sentado e outros dois excitando por meio de caminhada.

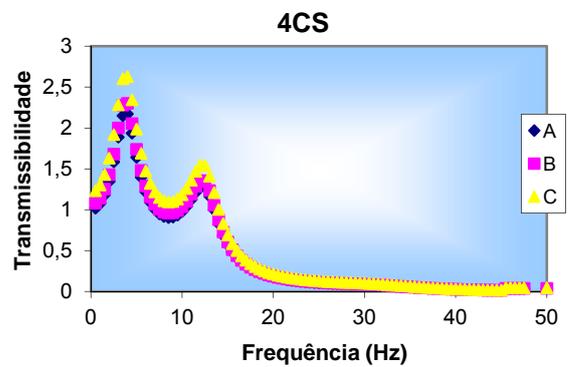


Figura 5.60- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (2) sentado e outros quatro excitando por meio de caminhada.

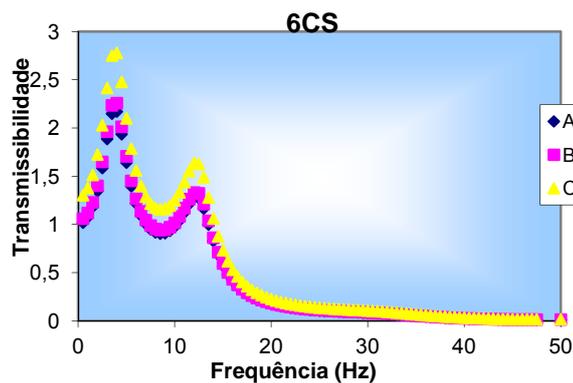


Figura 5.61- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (2) sentado e outros seis excitando por meio de caminhada.

As Figuras 5.62, 5.63 e 5.64 representam as curvas de transmissibilidade assento/cabeça obtidas para o indivíduo (3) considerando os três registros, respectivamente nas condições (2CS), (4CS) e (6CS). O pico para primeira frequência de ressonância é também em torno de 4 Hz. Como nos casos anteriores há uma amplificação significativa da transmissibilidade para frequências abaixo de 12,5 Hz. De forma geral, os três registros para cada uma das situações apresentaram curvas similares de transmissibilidade, contudo, com valores superiores para o (C) se comparados a (A) e (B).

E o segundo pico de ressonância para o indivíduo (3) encontra-se em torno 12 Hz. No intervalo entre 20 e 50 Hz, a transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (2), assim como para o (1) e (2), se aproximam de zero.

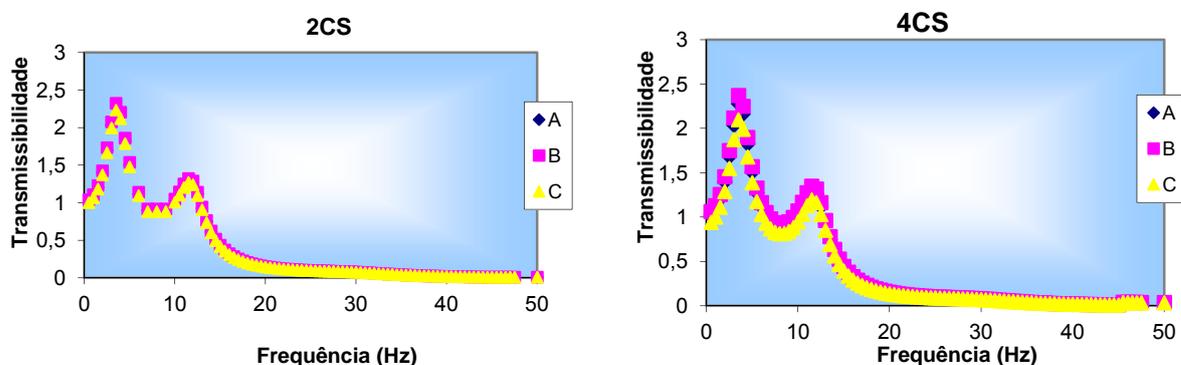


Figura 5.62- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (3) sentado e outros dois excitando por meio de caminhada. **Figura 5.63-** Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (3) sentado e outros quatro excitando por meio de caminhada.

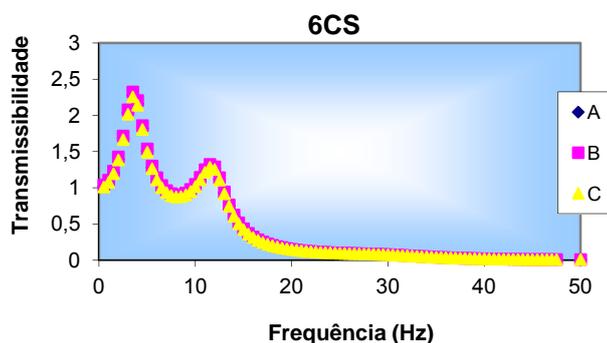


Figura 5.64- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (3) sentado e outros seis excitando por meio de caminhada.

Nas Figuras 5.65, 5.66 e 5.67 apresentam-se as curvas de transmissibilidade assento/cabeça correspondentes ao indivíduo (4) considerando os três registros, respectivamente nas condições (2CS), (4CS) e (6CS). Como nos casos anteriores, o pico para primeira frequência de ressonância é em torno de 4 Hz se verifica uma amplificação significativa da transmissibilidade para frequências abaixo de 12,5 Hz. Foi observado que os três registros para cada uma das situações apresentaram curvas similares, contudo, com valores menores de transmissibilidade para (C) e (A), onde eles se sobrepõem.

Para o indivíduo (4), o segundo pico de ressonância encontra-se em torno 12 Hz. No intervalo entre 20 e 50 Hz a transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (4), assim como para o (1), (2) e (3), se aproxima de zero. O indivíduo (4) é o que possui maior massa corporal e apresenta menores valores de transmissibilidade no segundo pico de ressonância se comparado aos demais indivíduos avaliados no presente trabalho. Esta observação é reforçada por meio da pesquisa realizada por Mansfield (2005) que observou a diferença nas características corporais dos indivíduos é um dos fatores que interferem na resposta à vibração, no limiar de conforto e percepção e na taxa de vibração do organismo. É uma variável de grande importância para a análise das tolerâncias à vibração de corpo inteiro com frequências próximas de 20 Hz e de curta duração, ou seja, menores que um minuto.

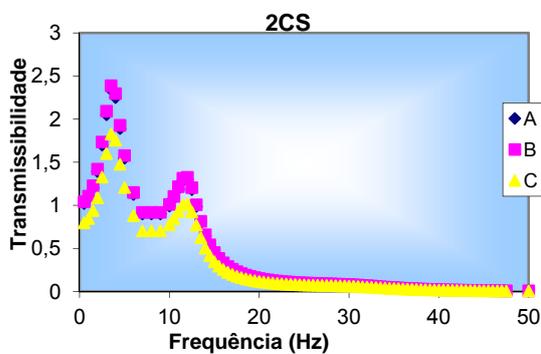


Figura 5.65- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (4) sentado e outros dois excitando por meio de caminhada.

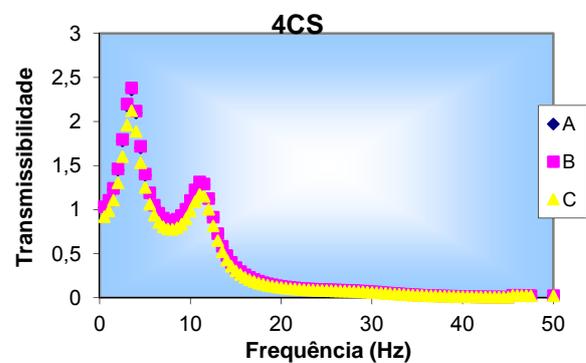


Figura 5.66- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (4) sentado e outros quatro excitando por meio de caminhada.

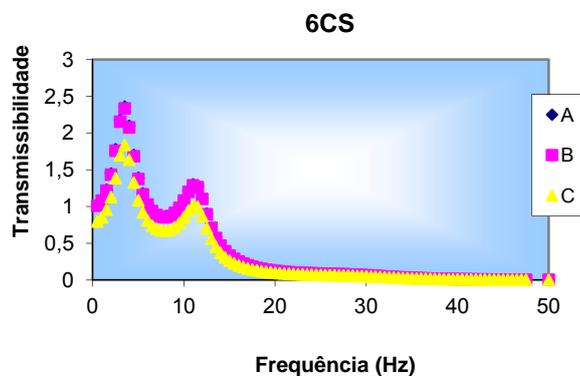


Figura 5.67- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (4) sentado e outros seis excitando por meio de caminhada.

As curvas de transmissibilidade assento/cabeça referentes ao indivíduo (5) considerando os três registros estão representadas nas figuras 5.68, 5.69 e 5.70, nas quais se tem, respectivamente, as condições (2CS), (4CS) e (6CS). O pico para primeira frequência de ressonância identificada é em torno de 4 Hz, sendo que ocorreu uma amplificação significativa da transmissibilidade para frequências abaixo de 12,5 Hz. Assim, os três registros (A), (B) e (C) para cada uma das situações apresentaram curvas similares de transmissibilidade.

Nota-se que o segundo pico de ressonância para o indivíduo (5) encontra-se em torno 12 Hz. No intervalo entre 20 e 50 Hz, a transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (2), assim como para o (1), (2), (3) e (4) se aproxima de zero.

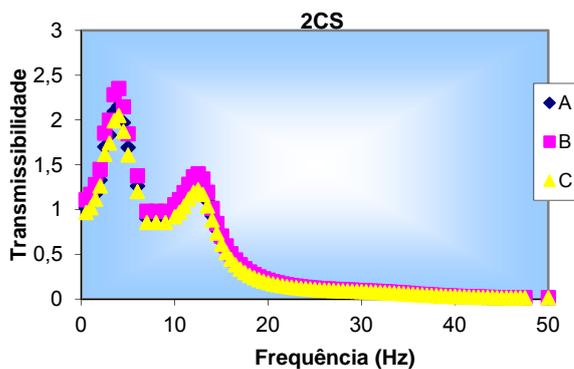


Figura 5.68- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (5) sentado e outros dois excitando por meio de caminhada.

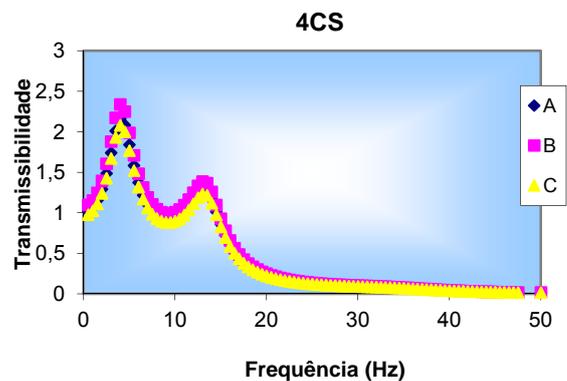


Figura 5.69- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (5) sentado e outros quatro excitando por meio de caminhada.

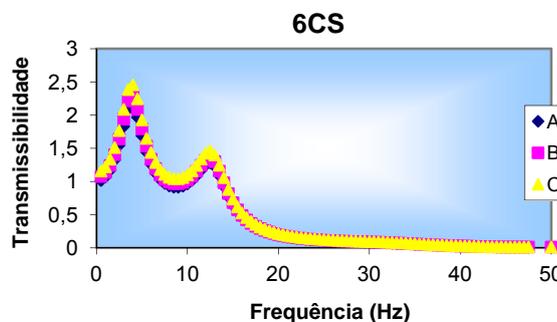


Figura 5.70- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (5) sentado e outros seis

excitando por meio de caminhada.

Para o indivíduo (6), as curvas de transmissibilidade assento/cabeça considerando os três registros, respectivamente nas condições (2CS), (4CS) e (6CS), são apresentadas nas figuras 5.71, 5.72 e 5.73. O pico para primeira frequência de ressonância é o mesmo da plataforma, que é em torno de 4 Hz. Para frequências abaixo de 12,5 Hz, foi verificada uma amplificação significativa da transmissibilidade, e os três registros para cada uma das situações apresentaram curvas similares, contudo, com valores de transmissibilidade maiores para (A) e (C).

O segundo pico de ressonância para o indivíduo (6) é em torno 12 Hz. No intervalo entre 20 e 50 Hz, a transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (6), assim como para o (1), (2), (3), (4) e (5), se aproxima de zero.

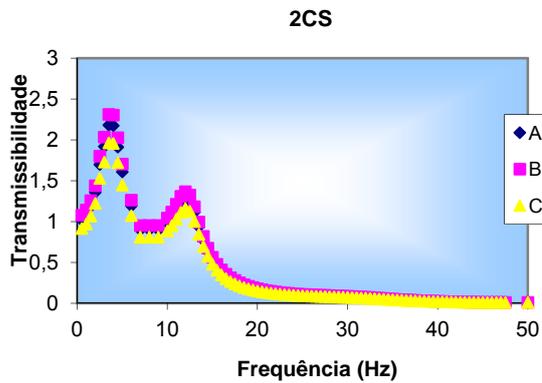


Figura 5.71- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (6) sentado e outros dois excitando por meio de caminhada.

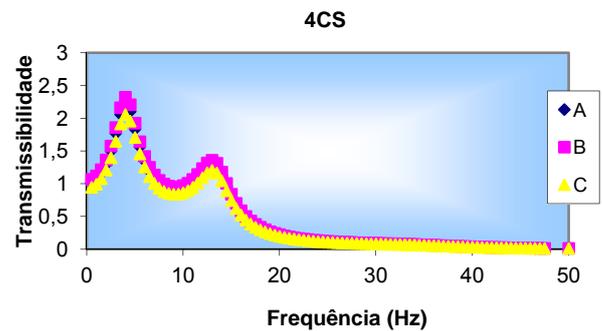


Figura 5.72- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (6) sentado e outros quatro excitando por meio de caminhada.

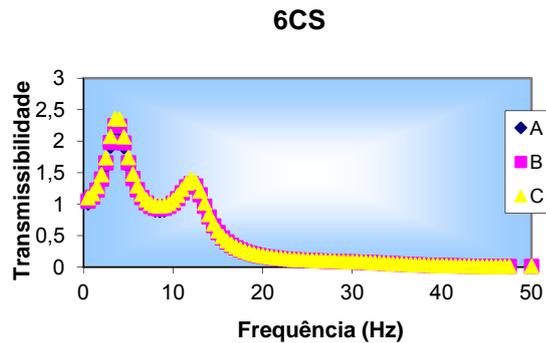


Figura 5.73- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (6) sentado e outros seis excitando por meio de caminhada.

As Figuras 5.74, 5.75 e 5.76 apresentam as curvas de transmissibilidade assento/cabeça obtidas para o indivíduo (7) considerando os três registros, respectivamente nas condições (2CS), (4CS) e (6CS). O pico para primeira frequência de ressonância observada é o mesmo da plataforma em torno de 4 Hz, sendo que constatou-se uma amplificação significativa da transmissibilidade para frequências abaixo de 12,5 Hz. Os três registros para cada uma das situações monitoradas apresentaram curvas similares, contudo, com valores de transmissibilidade menores para (A) se comparados a (B) e (C).

Ressalta-se que o segundo pico de ressonância para o indivíduo (7) é em torno de 12 Hz. No intervalo entre 20 e 50 Hz, a transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (7), assim como para o (1), (2), (3), (4), (5) e (6), se aproxima de zero. O indivíduo (7) é o que possui menor massa corporal e maiores valores de transmissibilidade em correspondência com o segundo pico de ressonância, se comparado aos demais avaliados.

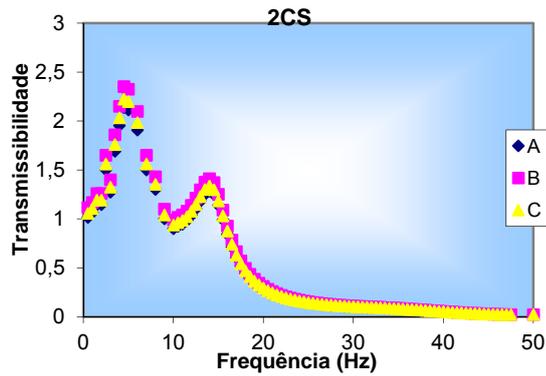


Figura 5.74- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (7) sentado e outros dois excitando por meio de caminhada.

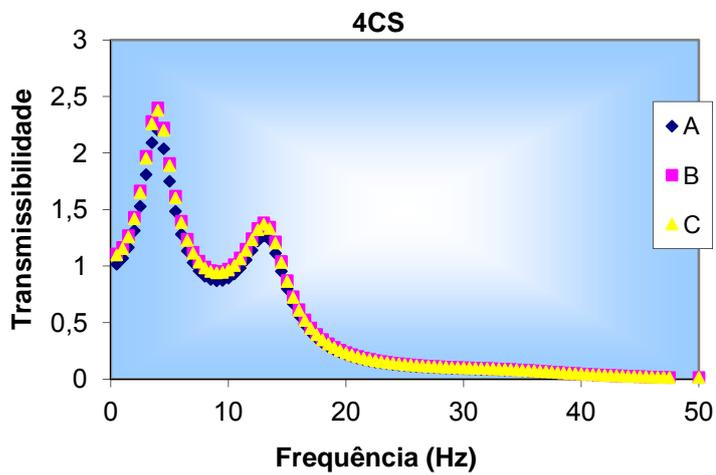


Figura 5.75- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (7) sentado e outros quatro excitando por meio de caminhada.

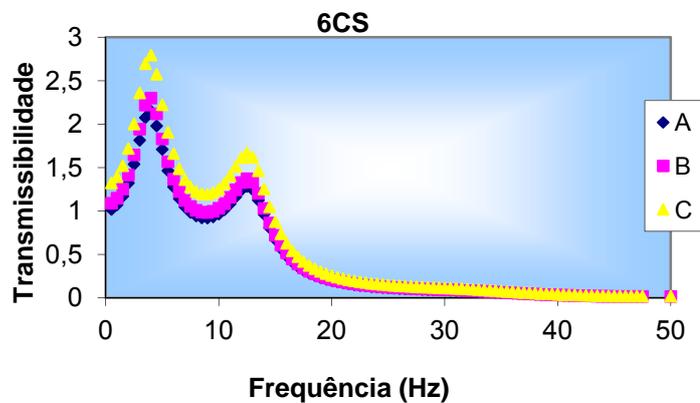


Figura 5.76- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (7) sentado e outros seis excitando por meio de caminhada.

Apresentam-se nas figuras 5.77, 5.78 e 5.79 as curvas de transmissibilidade assento/cabeça obtidas para o indivíduo (8), armazenadas em três registros, respectivamente, nas condições (2CS), (4CS) e (6CS). O pico para primeira frequência de ressonância é em torno de 4 Hz. Nota-se uma amplificação significativa da transmissibilidade para frequências abaixo de 15 Hz.

Observou-se que o segundo pico de ressonância para o indivíduo (8) encontra-se em torno 12 Hz. No intervalo entre 20 e 50 Hz, a transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (8), assim como para o (1), (2), (3), (4), (5), (6) e (7), se aproxima de zero.

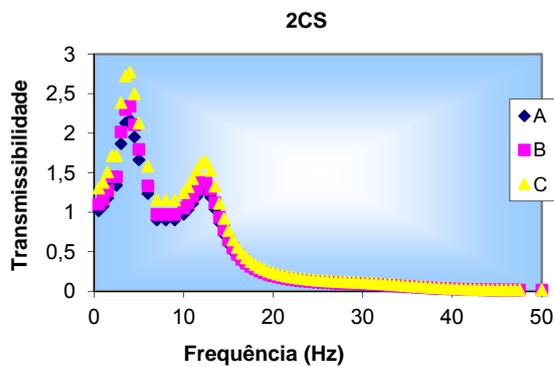


Figura 5.77- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (8) sentado e outros dois excitando por meio de caminhada.

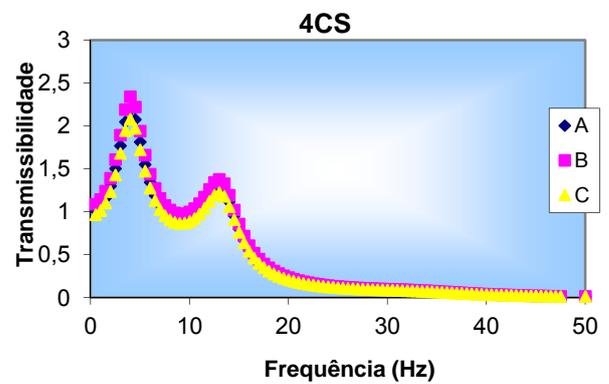


Figura 5.78- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (8) sentado e outros quatro excitando por meio de caminhada.

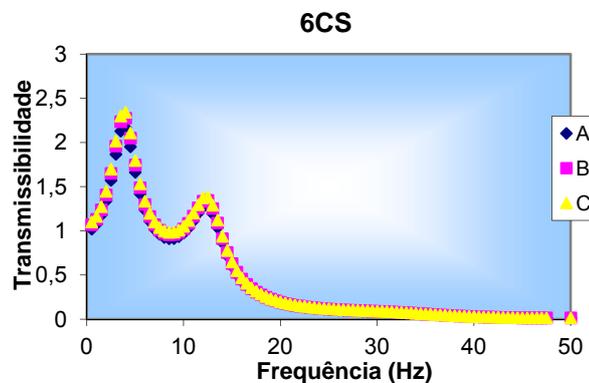


Figura 5.79- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (8) sentado e outros seis excitando por meio de caminhada.

As transmissibilidades assento/cabeça médias obtidas para os indivíduos submetidos à excitação a partir de caminhada (2CS, 4CS e 6CS) de (2), (4) e (6) pessoas apresentadas nas Tabelas 5.10, 5.11 e 5.12 foram comparadas com a resposta de dados experimentais de outros estudos disponíveis na literatura (Coerman, 1962; ISO, 1987; Wasserman, 1987; Chaffin et al. 1999; Paddan; Griffin, 1998; Anflor, 2003; Becker, 2006; Daruis et al. 2010) em bandas de frequência de 1/3 de oitava (espectros de frequências nas faixas de 4 a 50 Hz). Vale ressaltar que na literatura raramente são encontrados valores que varram uma faixa maior que 20 Hz. Sendo assim, no presente trabalho, atribui-se valor zero para esta faixa para fins de comparação.

Todas as pesquisas experimentais apresentadas nas Tabelas 5.10, 5.11 e 5.12 têm, em geral, valores de transmissibilidade assento/cabeça maiores que um (1) para frequências abaixo 10 Hz, exceto a realizada por Anflor (2003), cuja pesquisa não apresenta valores para essa faixa. No entanto, não foi verificado esse mesmo comportamento para vibrações acima de 12,5 Hz em nenhuma das pesquisas, demonstrando que as vibrações caracterizadas por essa frequência não chegam a causar desconforto.

Os modelos de Coerman (1962), Wasserman (1987), ISO 7962 (1987), Paddan e Griffin (1998), Chaffin et al. (1999), Becker (2006) e Daruis et al. (2010) apresentam a primeira frequência de ressonância em torno de 5 Hz, enquanto que no presente trabalho foi de aproximadamente 4 Hz. O modelo de Daruis et al. (2010) é o que apresentou maior valor de transmissibilidade dentre os modelos considerados, a partir de dados experimentais disponibilizados pelos autores.

O modelo de Coerman (1962) e da ISO 7962:1987 foram os que representaram maiores valores de transmissibilidade para faixas específicas. O comportamento geral dos modelos é bem distante das demais pesquisas, além de apresentar valores demasiadamente pronunciados na faixa de frequências entre 10 e 15 Hz. As diferenças totais entre estes modelos e as outras pesquisas experimentais foram a maior entre todos os modelos considerados.

Os modelos que melhor se adaptaram aos dados experimentais considerados no presente estudo foram o de Chaffin et al. (1999); Paddan; Griffin (1998); Wasserman (1987); Becker

(2006); Daruis et al. (2010), citados conforme o grau de aproximação.

O modelo de Anflor (2003) apresenta valores para frequência de 10 Hz mais baixos se comparado aos demais modelos retirados da literatura. No entanto, a ISO 7962 (1987) exibe valores para esta mesma faixa superiores a todos os demais consultados.

Tabela 5.10- Comparação dos resultados experimentais para transmissibilidade assento/cabeça para um indivíduo sentado e outros dois excitando por meio da caminhada e as pesquisas encontradas na literatura.

Pesquisas x Freq. (Hz)	4	5	6,3	8	10	12,5	16,0	20	25	31,5	40	50
Anflor (2003)	-	-	-	-	0,70	0,70	0,70	0,70	0,70	-	-	-
Wasserman (1987)	-	1,10	1,00	0,90	0,90	0,90	0,70	0,70	0,60	-	-	-
ISO:7962 (1987)	-	1,60	1,50	0,90	1,40	1,40	1,10	1,10	0,90	-	-	-
Chaffin et. al. (1999)	-	1,00	0,90	0,90	0,90	0,90	0,80	0,80	0,70	-	-	-
Paddan; Griffin (1998)	-	1,20	0,90	0,80	1,00	1,00	0,80	0,80	0,70	-	-	-
Becker (2006)	-	1,50	1,50	1,20	0,80	0,80	0,60	0,60	0,50	-	-	-
Presente trabalho - 2CS	1,50	1,14	1,11	1,10	1,09	1,27	0,40	0,40	0,40	0,07	0,02	0,01
Daruis et al. (2010)	-	3,00	1,80	0,80	0,80	0,80	0,60	0,60	0,50	-	-	-
Coerman (1962)	-	1,70	0,80	0,50	1,00	1,00	0,80	0,80	0,50	-	-	-

Tabela 5.11- Comparação dos resultados experimentais para transmissibilidade assento/cabeça para um indivíduo sentado e outros quatro excitando por meio da caminhada e as pesquisas encontradas na literatura.

Pesquisas x Freq. (Hz)	4	5	6,3	8	10	12,5	16,0	20	25	31,5	40	50
Anflor (2003)	-	-	-	-	0,70	0,70	0,70	0,70	0,70	-	-	-
Wasserman (1987)	-	1,10	1,00	0,90	0,90	0,90	0,70	0,70	0,60	-	-	-
ISO:7962 (1987)	-	1,60	1,50	0,90	1,40	1,40	1,10	1,10	0,90	-	-	-
Chaffin et. al. (1999)	-	1,00	0,90	0,90	0,90	0,90	0,80	0,80	0,70	-	-	-
Paddan; Griffin (1998)	-	1,20	0,90	0,80	1,00	1,00	0,80	0,80	0,70	-	-	-
Becker (2006)	-	1,50	1,50	1,20	0,80	0,80	0,60	0,60	0,50	-	-	-
Presente trabalho - 4CS	1,70	1,05	0,90	0,90	1,00	1,28	0,50	0,30	0,20	0,08	0,02	0,01
Daruis et al. (2010)	-	3,00	1,80	0,80	0,80	0,80	0,60	0,60	0,50	-	-	-
Coerman (1962)	-	1,70	0,80	0,50	1,00	1,00	0,80	0,80	0,50	-	-	-

Tabela 5.12- Comparação dos resultados experimentais para transmissibilidade assento/cabeça para um indivíduo sentado e outros seis excitando por meio da caminhada e as pesquisas encontradas na literatura.

Pesquisas x Freq. (Hz)	4	5	6,3	8	10	12,5	16,0	20	25	31,5	40	50
Anflor (2003)	-	-	-	-	0,70	0,70	0,70	0,70	0,70	-	-	-
Wasserman (1987)	-	1,10	1,00	0,90	0,90	0,90	0,70	0,70	0,60	-	-	-
ISO:7962 (1987)	-	1,60	1,50	0,90	1,40	1,40	1,10	1,10	0,90	-	-	-
Chaffin et. al. (1999)	-	1,00	0,90	0,90	0,90	0,90	0,80	0,80	0,70	-	-	-
Paddan; Griffin (1998)	-	1,20	0,90	0,80	1,00	1,00	0,80	0,80	0,70	-	-	-
Becker (2006)	-	1,50	1,50	1,20	0,80	0,80	0,60	0,60	0,50	-	-	-
Presente trabalho - 6CS	1,80	1,09	1,10	1,10	1,10	1,25	0,41	0,30	0,09	0,07	0,04	0,01
Daruis et al. (2010)	-	3,00	1,80	0,80	0,80	0,80	0,60	0,60	0,50	-	-	-
Coerman (1962)	-	1,70	0,80	0,50	1,00	1,00	0,80	0,80	0,50	-	-	-

5.4.2- Pulo: excitação por meio de dois, quatro e seis indivíduos

Em seguida, foram realizados novos ensaios com as pessoas pulando sobre a laje em vez de caminhar. Os oito indivíduos foram novamente monitorados sentados enquanto a laje era excitada por pessoas pulando sobre as duas pernas. Como nos ensaios anteriores, foram utilizadas três configurações de carregamento: duas, quatro e seis pessoas pulando (três registros (A), (B) e (C) para cada uma das situações). As Figuras 5.80 a 5.103 apresentam as curvas de transmissibilidade obtidas para cada caso de excitação.

Pode-se observar nas Figuras 5.80, 5.81 e 5.82, os valores das curvas de transmissibilidade para o indivíduo (1); os picos de ressonância observadas correspondem a 4 Hz para a primeira frequência, e em torno 12 Hz para a segunda frequência. Em geral, os registros apresentaram curvas similares de transmissibilidade. No entanto, os registros (A) e (B) apresentaram magnitude da transmissibilidade superior ao (C). Matsumoto e Griffin (1998) afirmam que independentemente do tipo de parâmetro utilizado para avaliar a vibração, o primeiro pico de ressonância aparece na faixa de 5 Hz para a principal ressonância do corpo humano submetido à vibração vertical. Já para a segunda frequência de ressonância, os autores afirmam que é perceptível no intervalo de 8 a 12 Hz.

Qiu e Griffin (2003) afirmam que há uma maior variabilidade entre os indivíduos, ou em um mesmo indivíduo, até o terceiro pico de 60 Hz. Todos os indivíduos avaliados relataram queixas de dores nas colunas em função do procedimento experimental de ficarem sentados em coluna reta, tanto na posição sentados quanto em pé, e isto pode ter acarretado alguma

movimentação involuntária.

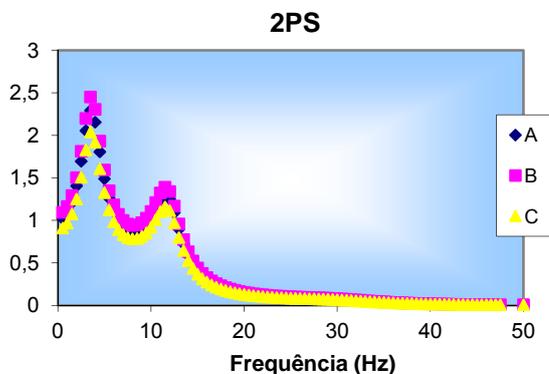


Figura 5.80- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (1) sentado e outros dois excitando por meio do pulo.

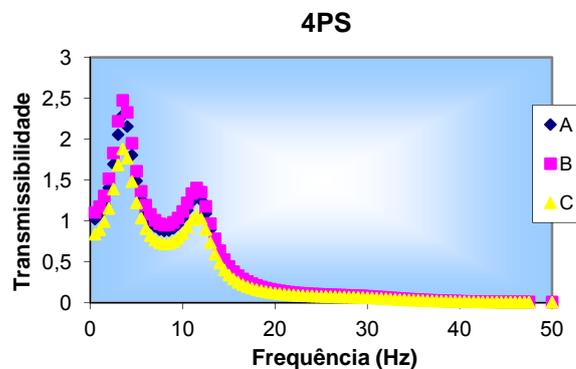


Figura 5.81- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (1) sentado e outros quatro excitando por meio do pulo.

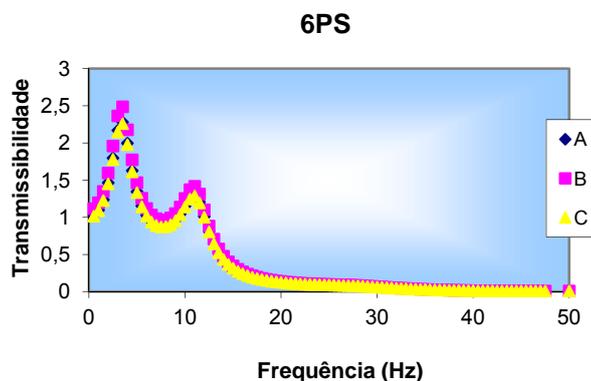


Figura 5.82- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (1) sentado e outros seis excitando por meio do pulo.

Nas Figuras 5.83, 5.84 e 5.85 apresentam-se os valores das curvas de transmissibilidade para o indivíduo (2), observando-se os picos de ressonância de 4 Hz para a primeira frequência, e de 12 Hz para a segunda frequência. Os três registros apresentaram curvas similares de transmissibilidade, mas o (A) e (B) apresentaram magnitudes da transmissibilidade superior ao (C) na condição de excitação (2PS). Já para a condição (4PS), o registro (A) apresenta menores valores de transmissibilidade, sobretudo para as frequências menores que 12,5 Hz.

Os registros (A) e (B) na condição (6PS) apresentam magnitudes de transmissibilidades maiores que o (C).

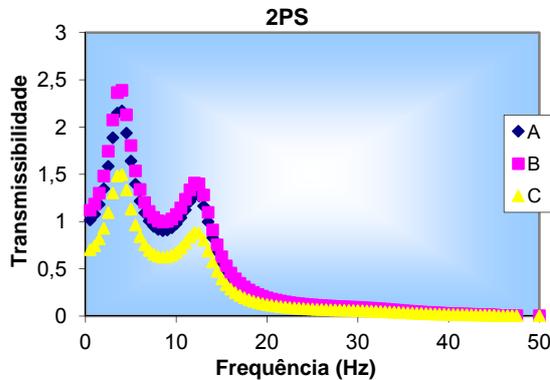


Figura 5.83- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (2) sentado e outros dois excitando por meio do pulo.

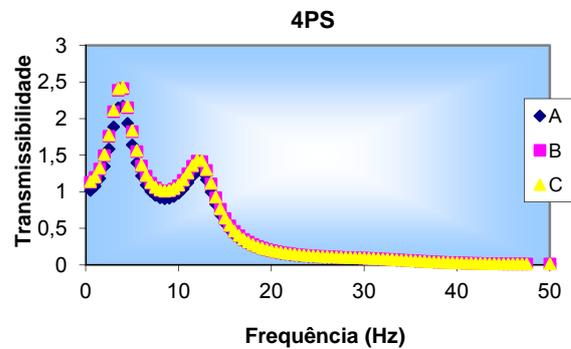


Figura 5.84- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (2) sentado e outros quatro excitando por meio do pulo.

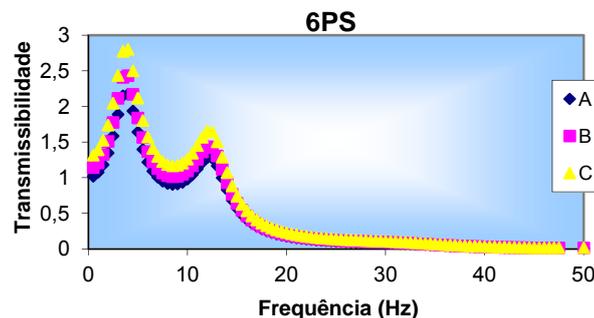


Figura 5.85- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (2) sentado e outros seis excitando por meio do pulo.

Os valores das curvas de transmissibilidade para o indivíduo (3) são apresentados nas Figuras 5.86, 5.87 e 5.88. Nelas, observam-se picos de ressonância em torno de 4 Hz (primeira frequência), e de 12 Hz (segunda frequência). Os registros apresentaram curvas de transmissibilidades similares, entretanto, os registros (A) e (B) apresentaram magnitudes da transmissibilidade superior ao (C) na condição de excitação (2PS) e (4PS). O registro (A) na condição (6PS) apresenta magnitudes de transmissibilidades menores que o (B) e (C).

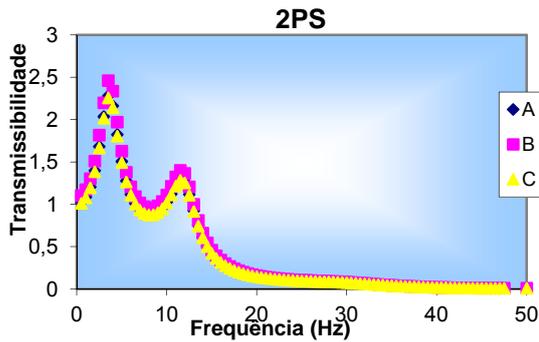


Figura 5.86- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (3) sentado e outros dois excitando por meio do pulo.

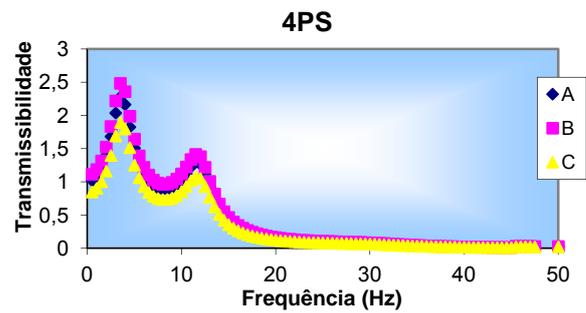


Figura 5.87- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (3) sentado e outros quatro excitando por meio do pulo.

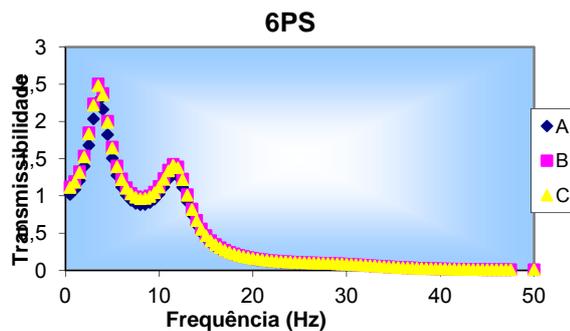


Figura 5.88- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (3) sentado e outros seis excitando por meio do pulo.

Os valores das curvas de transmissibilidade para o indivíduo (4) e os picos de ressonância são apresentados nas Figuras 5.89, 5.90 e 5.91. Constatou-se que os picos de ressonância para a primeira frequência são de 4 Hz, e a segunda frequência em torno 12 Hz. Os três registros apresentaram curvas similares de transmissibilidade, porém, os registros (A) e (B) apresentaram magnitudes da transmissibilidade superiores ao (C) na condição de excitação (2PS), (4PS) e (6PS).

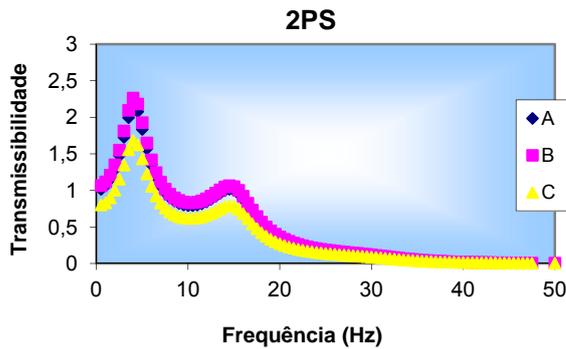


Figura 5.89- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (4) sentado e outros dois excitando por meio do pulo.

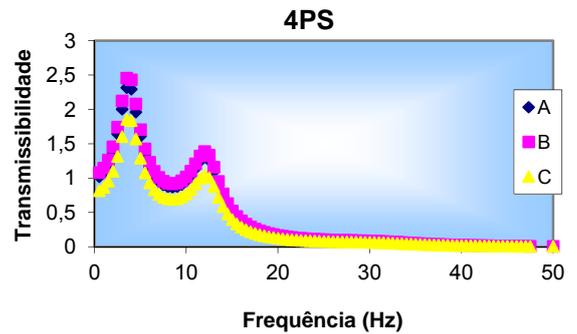


Figura 5.90- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (4) sentado e outros quatro excitando por meio do pulo.

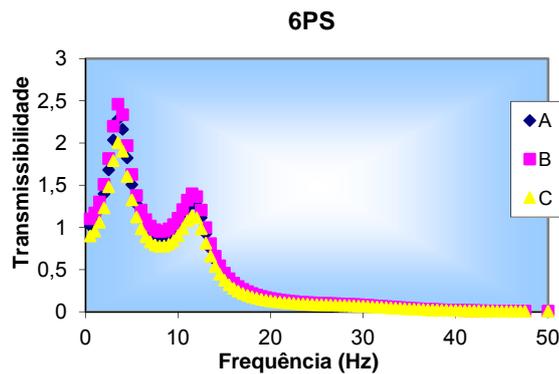


Figura 5.91- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (4) sentado e outros seis excitando por meio do pulo.

As Figuras 5.92, 5.93 e 5.94 apresentam os valores das curvas de transmissibilidade para o indivíduo (5). Os picos de ressonância observados são de 4 Hz para a primeira frequência, e a segunda em torno 12 Hz. Em geral, os três registros apresentaram curvas similares de transmissibilidade. Contudo, verificou-se que o registro (C) apresentou magnitude da transmissibilidade menor que (A) e (B) nas condições de excitação (2PS), (4PS) e (6PS), sobretudo para faixas de frequência até 12,5 Hz.

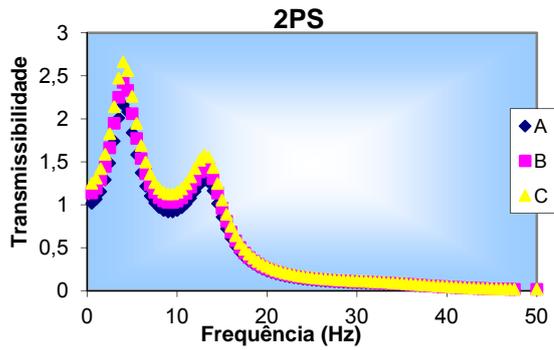


Figura 5.92- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (5) sentado e outros dois excitando por meio do pulo.

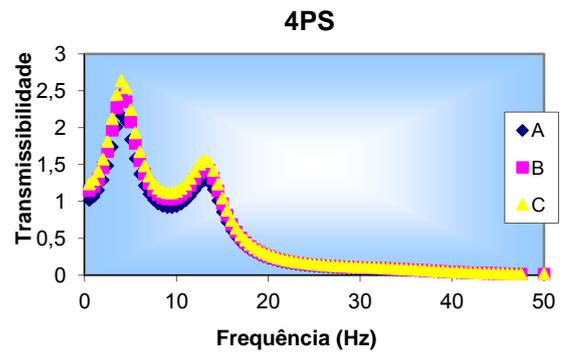


Figura 5.93- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (5) sentado e outros quatro excitando por meio do pulo.

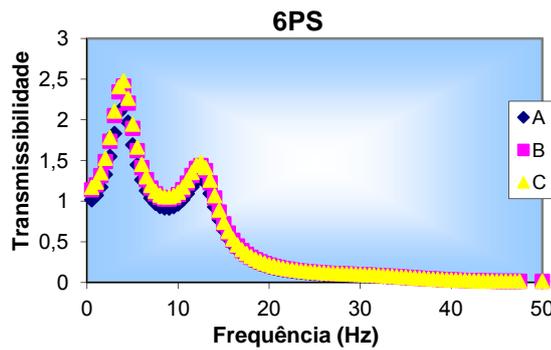


Figura 5.94- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (5) sentado e outros seis excitando por meio do pulo.

As figuras 5.95, 5.96 e 5.97 possuem os valores correspondentes das curvas de transmissibilidade para o indivíduo (6), com os picos de ressonância de 4 Hz para a primeira frequência, e 12 Hz para a segunda frequência. Verificou-se que os três registros apresentaram curvas similares de transmissibilidade, todavia, os registros (A) e (B) apresentaram magnitudes da transmissibilidade superior ao (C) na condição de excitação (2PS) e (4PS).

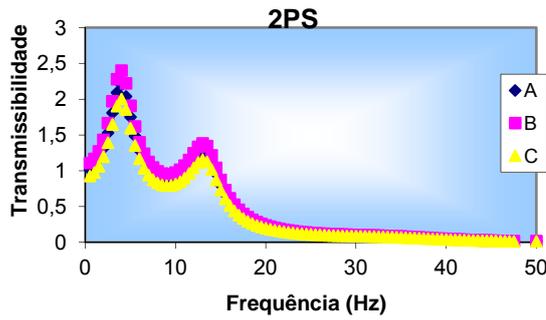


Figura 5.95- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (6) sentado e outros dois excitando por meio do pulo.

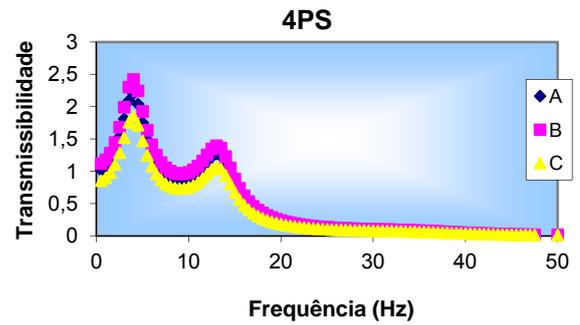


Figura 5.96- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (6) sentado e outros quatro excitando por meio do pulo.

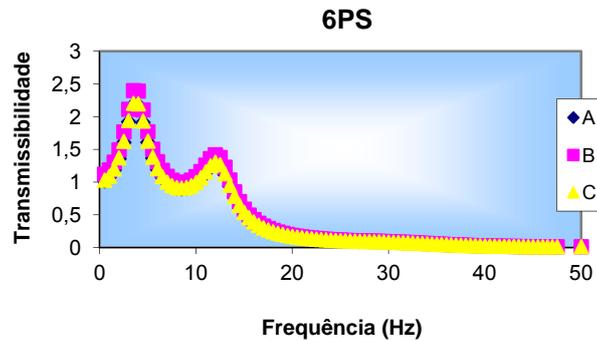


Figura 5.97- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (6) sentado e outros seis excitando por meio do pulo.

Os valores correspondentes das curvas de transmissibilidade para o indivíduo (7) são apresentados nas Figuras 5.98, 5.99 e 5.100 com picos de ressonância de 4 Hz para a primeira frequência, e a segunda de 12 Hz. Os três registros observados apresentaram curvas similares de transmissibilidade, contudo, os registros (A) e (C) apresentaram magnitudes da transmissibilidade superiores ao (B) na condição de excitação (2PS). Já para as condições (4PS) e (6PS), o registro (C) apresentou menores valores de transmissibilidade.

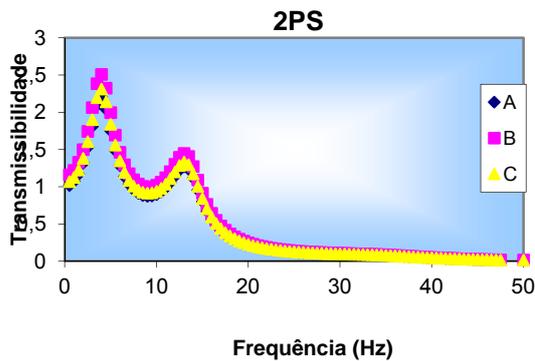


Figura 5.98- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (7) sentado e outros dois excitando por meio do pulo.

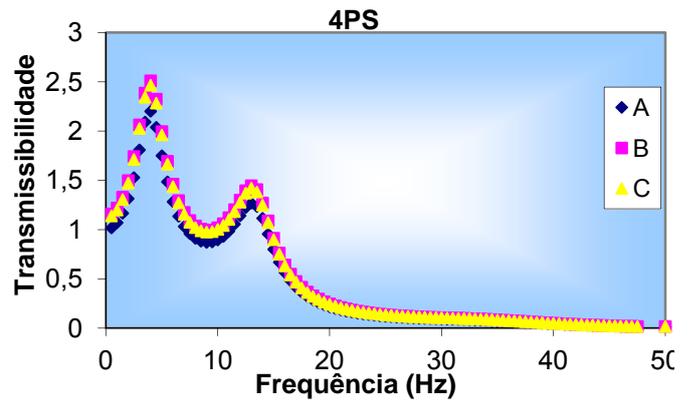


Figura 5.99- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (7) sentado e outros quatro excitando por meio do pulo.

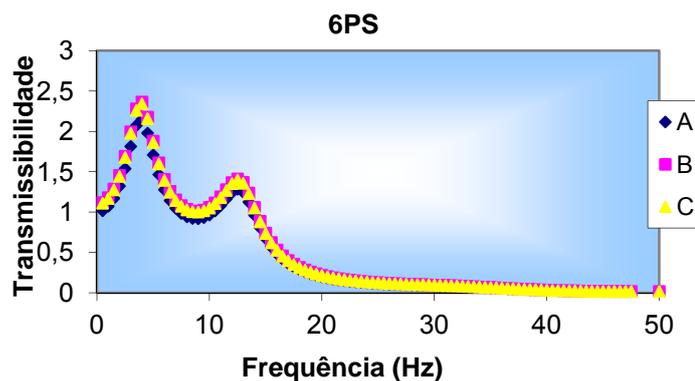


Figura 5.100- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (7) sentado e outros seis excitando por meio do pulo.

Para o indivíduo (8), os valores das curvas de transmissibilidade são apresentados nas figuras 5.101, 5.102 e 5.103, e os picos de ressonância são de 4 Hz para a primeira frequência, e para a segunda em torno 12 Hz. Nota-se que os três registros apresentaram curvas similares de transmissibilidade, sendo que os registros (B) e (C) apresentaram magnitudes da transmissibilidade superiores ao (A) nas condições de excitação (2PS), (4PS) e (6PS).

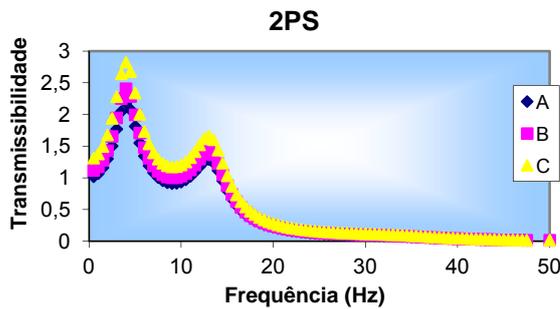


Figura 5.101- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (8) sentado e outros dois excitando por meio do pulo.

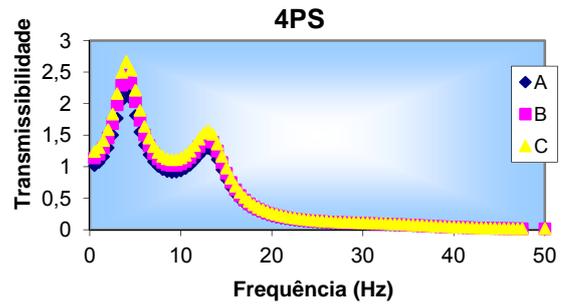


Figura 5.102- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (8) sentado e outros quatro excitando por meio do pulo.

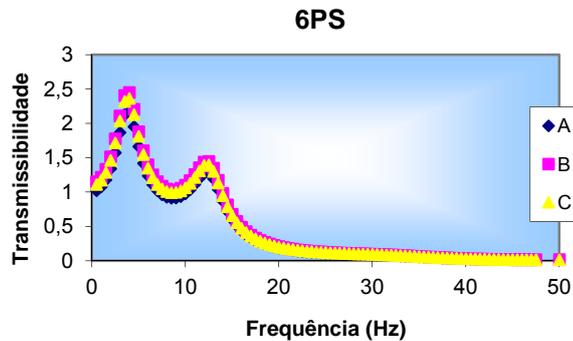


Figura 5.103- Transmissibilidade assento/cabeça para o indivíduo (8) sentado e outros seis excitando por meio do pulo.

As curvas de transmissibilidade assento/cabeça média de três medidas obtidas para cada indivíduo submetido à excitação por meio do pulo de 2, 4 e 6 são apresentadas nas Tabelas 5.13, 5.14 e 5.15, e foram comparadas com a resposta de outros modelos disponíveis na literatura em bandas de frequência de 1/3 de oitava. Pode ser visto na Tabela 5.13 que todos os modelos estudados têm, em geral, a transmissibilidade assento/cabeça amplificada para frequências abaixo de 10 Hz, o que pode gerar desconforto ao indivíduo submetido à vibração, exceto para Anflor (2003), que não apresenta valores disponíveis em sua pesquisa. No entanto, não foi verificado esse mesmo comportamento para vibrações acima de 12,5 Hz, nas quais há atenuação do sinal de entrada. Segundo Mansfield (2005) e Griffin et al. (1978), a magnitude da transmissibilidade tende a diminuir com o aumento da frequência.

Para o presente trabalho, a primeira frequência de ressonância é em torno de 4 Hz. Contudo, para os modelos de Coerman (1962), Wasserman (1987), ISO 7962 (1987), Paddan e Griffin (1998), Chaffin et al. (1999), Becker (2006) e Daruis et al. (2010) é de 5 Hz. Para a frequência de 5 Hz, os valores de transmissibilidade da pesquisa de Daruis et al. (2010) apresentaram valor bem superior a um (1), maior que todos os demais aqui apresentados.

O modelo da ISO 7962:1987 apresenta um comportamento geral mais distante dos demais valores das pesquisas apresentadas. Os valores são pronunciados na faixa de frequências entre 10 e 16 Hz, conforme apresentados nas Tabelas 5.13 a 5.15. Portanto, os modelos que melhor se adaptaram aos dados experimentais foram os de Chaffin et al. (1999); Paddan; Griffin (1998); Wasserman (1987); Becker (2006) e Daruis et al. (2010). O modelo de Anflor (2003) apresenta valores para frequência de 10 Hz relativamente menores se comparados aos demais indivíduos e modelos retirados da literatura.

Tabela 5.13- Comparação dos resultados experimentais para transmissibilidade assento/cabeça para um indivíduo sentado e outros dois excitando por meio do pulo e as pesquisas encontradas na literatura.

Pesquisas x Freq. (Hz)	4	5	6,3	8	10	12,5	16,0	20	25	31,5	40	50
Anflor (2003)	-	-	-	-	0,70	0,70	0,70	0,70	0,70	-	-	-
Wasserman (1987)	-	1,10	1,00	0,90	0,90	0,90	0,70	0,70	0,60	-	-	-
ISO:7962 (1987)	-	1,60	1,50	0,90	1,40	1,40	1,10	1,10	0,90	-	-	-
Chaffin et. al. (1999)	-	1,00	0,90	0,90	0,90	0,90	0,80	0,80	0,70	-	-	-
Paddan; Griffin (1998)	-	1,20	0,90	0,80	1,00	1,00	0,80	0,80	0,70	-	-	-
Becker (2006)	-	1,50	1,50	1,20	0,80	0,80	0,60	0,60	0,50	-	-	-
Presente trabalho- 2PS	1,50	1,50	1,07	1,00	0,94	1,34	0,40	0,30	0,20	0,07	0,02	0,01
Daruis et al. (2010)	-	3,00	1,80	0,80	0,80	0,80	0,60	0,60	0,50	-	-	-
Coerman (1962)	-	1,70	0,80	0,50	1,00	1,00	0,80	0,80	0,50	-	-	-

Na frequência de 10 Hz, os valores obtidos para o modelo apresentam-se próximos ao da ISO 7962:1987 quanto à magnitude da transmissibilidade (Tabela 5.14).

Para a faixa de frequência de 10 Hz, verifica-se na Tabela 5.15 que os valores obtidos para o presente trabalho com a excitação por meio do pulo de seis (6) pessoas resultaram próximos aos das demais pesquisas aqui apresentadas que os encontrados para excitações com 2 e 4 indivíduos pulando.

Tabela 5.14- Comparação dos resultados experimentais para transmissibilidade assento/cabeça para um indivíduo sentado e outros quatro excitando por meio do pulo e as pesquisas encontradas na literatura.

Pesquisas x Freq. (Hz)	4	5	6,3	8	10	12,5	16,0	20	25	31,5	40	50
Anflor (2003)	-	-	-	-	0,70	0,70	0,70	0,70	0,70	-	-	-
Wasserman (1987)	-	1,10	1,00	0,90	0,90	0,90	0,60	0,70	0,60	-	-	-
ISO:7962 (1987)	-	1,60	1,50	0,90	1,40	1,40	0,90	1,10	0,90	-	-	-
Chaffin et. al. (1999)	-	1,00	0,90	0,90	0,90	0,90	0,70	0,80	0,70	-	-	-
Paddan; Griffin (1998)	-	1,20	0,90	0,80	1,00	1,00	0,70	0,80	0,70	-	-	-
Becker (2006)	-	1,50	1,50	1,20	0,80	0,80	0,50	0,60	0,50	-	-	-
Presente trabalho - 4PS	1,50	1,09	1,00	1,00	1,00	1,10	0,09	0,10	0,09	0,07	0,02	0,01
Daruis et al. (2010)	-	3,00	1,80	0,80	0,80	0,80	0,50	0,60	0,50	-	-	-
Coerman (1962)	-	1,70	0,80	0,50	1,00	1,00	0,50	0,80	0,50	-	-	-

Tabela 5.15- Comparação dos resultados experimentais para transmissibilidade assento/cabeça para um indivíduo sentado e outros seis excitando por meio do pulo e as pesquisas encontradas na literatura.

Pesquisas x Freq. (Hz)	4	5	6,3	8	10	12,5	16,0	20	25	31,5	40	50
Anflor (2003)	-	-	-	-	0,70	0,70	0,70	0,70	0,70	-	-	-
Wasserman (1987)	-	1,10	1,00	0,90	0,90	0,90	0,70	0,70	0,60	-	-	-
ISO:7962 (1987)	-	1,60	1,50	0,90	1,40	1,40	1,10	1,10	0,90	-	-	-
Chaffin et. al. (1999)	-	1,00	0,90	0,90	0,90	0,90	0,80	0,80	0,70	-	-	-
Paddan; Griffin (1998)	-	1,20	0,90	0,80	1,00	1,00	0,80	0,80	0,70	-	-	-
Becker (2006)	-	1,50	1,50	1,20	0,80	0,80	0,60	0,60	0,50	-	-	-
Presente trabalho- 6PS	1,30	1,05	0,89	0,89	1,30	1,38	0,30	0,20	0,10	0,06	0,03	0,01
Daruis et al. (2010)	-	3,00	1,80	0,80	0,80	0,80	0,60	0,60	0,50	-	-	-
Coerman (1962)	-	1,70	0,80	0,50	1,00	1,00	0,80	0,80	0,50	-	-	-

5.5-TRANSMISSIBILIDADE PARA INDIVÍDUOS EM PÉ

Dando prosseguimento ao programa experimental, alterou-se a posição do indivíduo monitorado de sentado para em pé. Novamente foram obtidas medidas da magnitude da transmissibilidade, obtidas desta vez da aceleração no ponto de saída (cabeça) e entrada (piso) para os indivíduos, quando a plataforma era excitada pela caminhada ou pulo de duas, quatro e seis pessoas.

5.5.1-Caminhada: excitação por meio de dois, quatro e seis indivíduos

As Figuras 5.104 a 5.127 apresentam as curvas de transmissibilidade obtidas para os indivíduos monitorados em pé, e a plataforma sendo excitada por dois, quatros e seis indivíduos caminhando. Assim, como o encontrado anteriormente para a posição sentada, a primeira frequência de ressonância é similar para todos os indivíduos, ocorrendo por volta

de 4 Hz. De acordo com Gerges (2000), para indivíduos na posição em pé e vibrações na direção vertical (eixo z), o corpo humano apresenta maior sensibilidade na faixa de frequência de 4 a 8 Hz, que corresponde às frequências de ressonância da massa abdominal, ombros e pulmões. Para Chaffin et al. (1999), as exposições na direção vertical na faixa de 5 a 10 Hz geralmente causam ressonância no sistema tórax-abdômen; na faixa de 20 a 30 Hz no sistema cabeça-pescoço-ombros, e de 30 a 60 Hz no sistema ocular. Outros estudos concluíram que na direção vertical a vibração é mais percebida em torno de 5 Hz.

Para o indivíduo (1), os valores das curvas de transmissibilidade são apresentados nas figuras 5.104, 5.105 e 5.106, e os picos de ressonância são de 4 Hz para a primeira frequência, e a segunda em torno 12 Hz. A transmissão da vibração diminuiu através do corpo com o aumento da frequência, o que provoca uma redução da sensibilidade à vibração. Os três registros apresentaram curvas similares de transmissibilidade. Para os registros (A) e (B), verificaram-se magnitudes da transmissibilidade superiores ao (C) nas condições de excitação (2PS), (4PS) e (6PS).

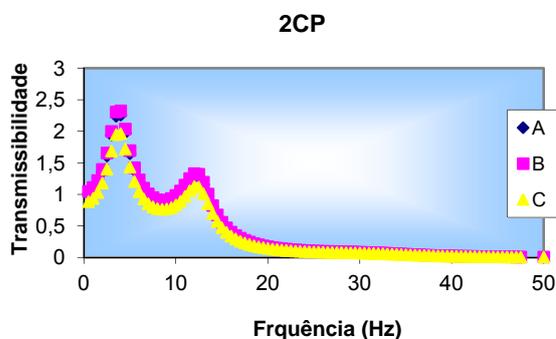


Figura 5.104- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (1) em pé e outros dois excitando por meio de caminhada.

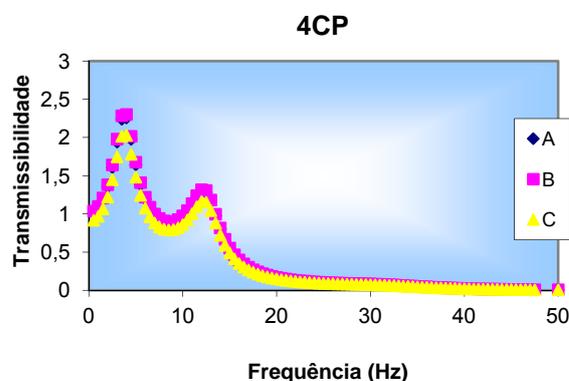


Figura 5.105- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (1) em pé e outros quatro excitando por meio de caminhada.

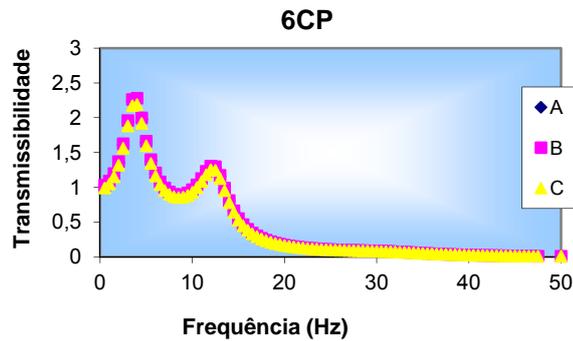


Figura 5.106- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (1) em pé e outros seis excitando por meio de caminhada.

Os valores das curvas de transmissibilidade para o indivíduo (2) são apresentados nas figuras 5.107, 5.108 e 5.109. Nas figuras, verifica-se que os picos de ressonância são de 4 Hz para a primeira frequência, e de 12 Hz para a segunda. As curvas de transmissibilidade dos três registros apresentaram comportamentos similares, porém, os registros (A) e (B) apresentaram magnitudes da transmissibilidade superiores ao (C) nas condições de excitação (2PS), (4PS) e (6PS).

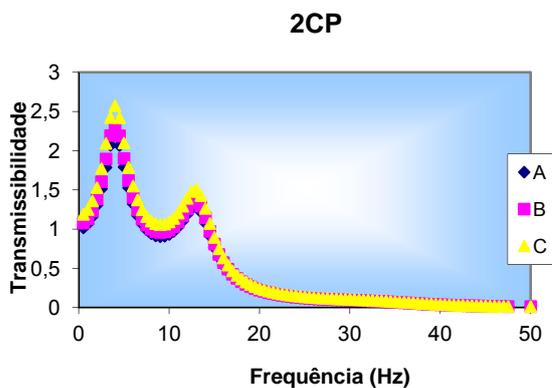


Figura 5.107- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (2) em pé e outros dois excitando por meio de caminhada.

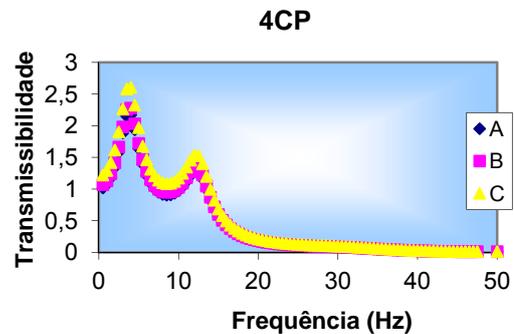


Figura 5.108- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (2) em pé e outros quatro excitando por meio de caminhada.

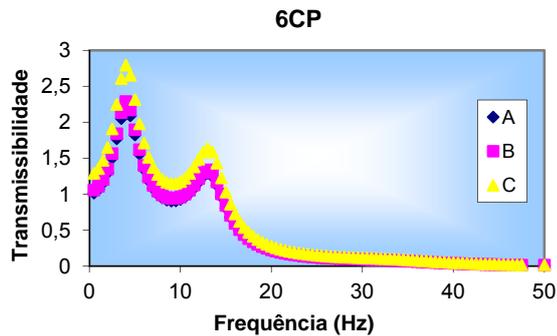


Figura 5.109- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (2) em pé e outros seis excitando por meio de caminhada.

Nas Figuras 5.110, 5.111 e 5.112 são apresentados os valores das curvas de transmissibilidade para o indivíduo (3), observando-se picos de ressonância em torno de 4 Hz (primeira frequência) e 12 Hz (segunda frequência). As curvas de transmissibilidade nos três registros são similares, no entanto, (A) e (B) apresentaram magnitudes da transmissibilidade superiores ao (C) nas condições de excitação (2PS), (4PS) e (6PS).

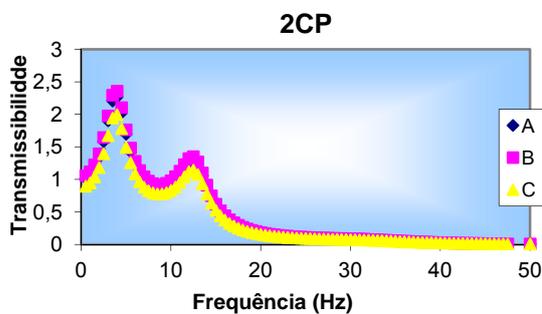


Figura 5.110- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (3) em pé e outros dois excitando por meio de caminhada.

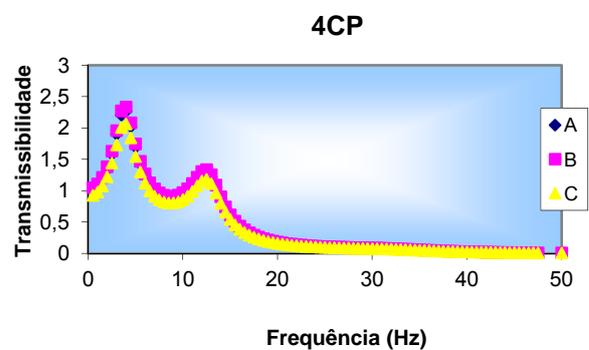


Figura 5.111- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (3) em pé e outros quatro excitando por meio de caminhada.

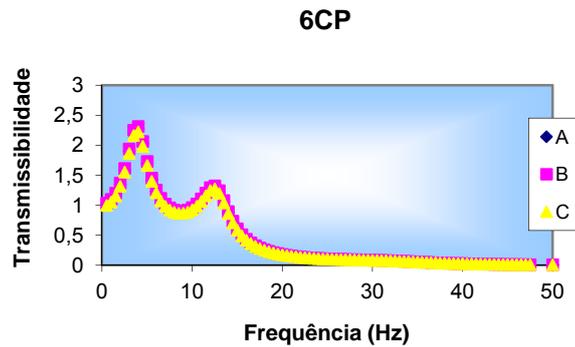


Figura 5.112- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (3) em pé e outros seis excitando por meio de caminhada.

Observam-se nas figuras 5.113, 5.114 e 5.115, os valores das curvas de transmissibilidade para o indivíduo (4) e os picos de ressonância de aproximadamente 4 Hz, para a primeira frequência, e de 12 Hz para a segunda. Os três registros possuem curvas similares de transmissibilidade. Como nos casos anteriores, os registros (A) e (B) apresentaram magnitudes da transmissibilidade superiores ao (C) nas condições de excitação (2PS), (4PS) e (6PS).

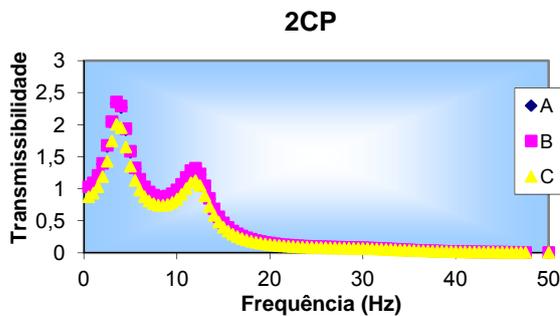


Figura 5.113- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (4) em pé e outros dois excitando por meio de caminhada.

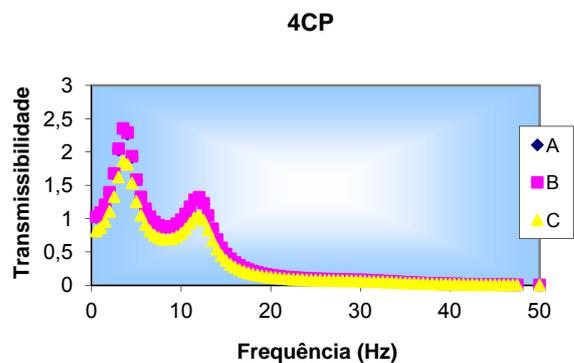


Figura 5.114- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (4) em pé e outros quatro excitando por meio de caminhada.

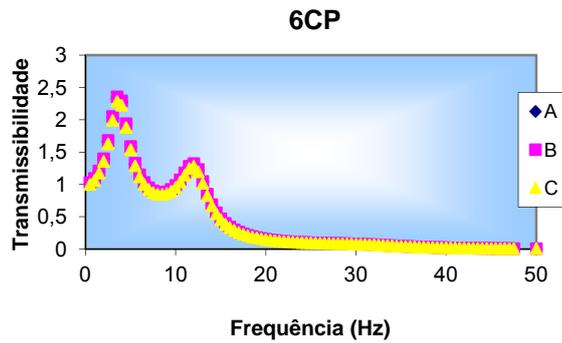


Figura 5.115- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (4) em pé e outros seis excitando por meio de caminhada.

Para o indivíduo (5), os valores das curvas de transmissibilidade são apresentados nas figuras 5.116, 5.117 e 5.118. Os picos de ressonância são de 4 Hz para a primeira frequência, e em torno 12 Hz para a segunda. Os três registros apresentaram curvas similares de transmissibilidade. Somente o registro (A) apresentou magnitude da transmissibilidade inferior ao (B) e (C) nas condições de excitação (2PS), (4PS) e (6PS).

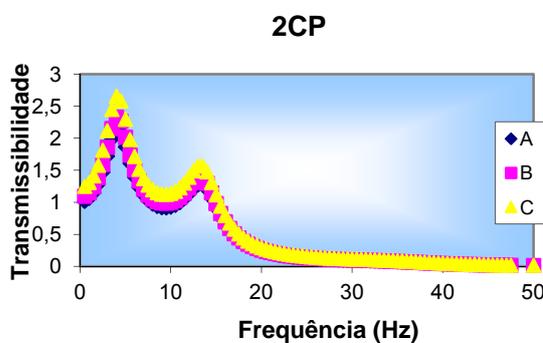


Figura 5.116- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (5) em pé e outros dois excitando por meio de caminhada.

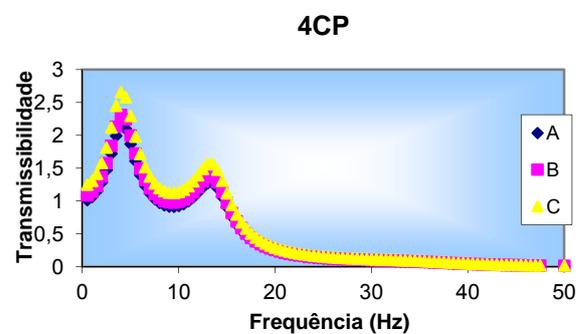


Figura 5.117- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (5) em pé e outros quatro excitando por meio de caminhada.

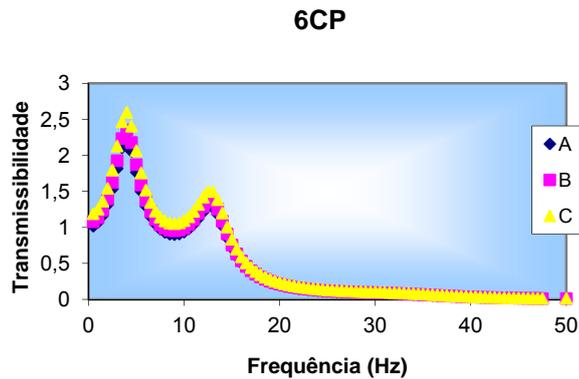


Figura 5.118- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (5) em pé e outros seis excitando por meio de caminhada.

Os valores correspondentes às curvas de transmissibilidade para o indivíduo (6) são apresentados nas figuras 5.119, 5.120 e 5.121. Nelas verifica-se que os picos de ressonância são de 4 Hz (primeira frequência), e em torno 12 Hz (segunda frequência). Verifica-se que os três registros apresentaram curvas similares de transmissibilidade, contudo, os registros (A) e (B) apresentaram magnitudes da transmissibilidade superiores ao (A) nas condições de excitação (2PS). Já nas condições (4PS) e (6PS), o registro (A) apresenta magnitude de transmissibilidade menor que (B) e (C).

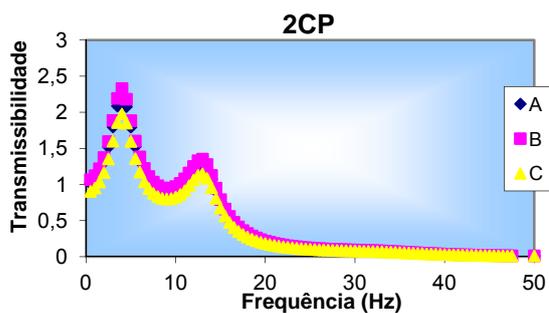


Figura 5.119- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (6) em pé e outros dois excitando por meio de caminhada.

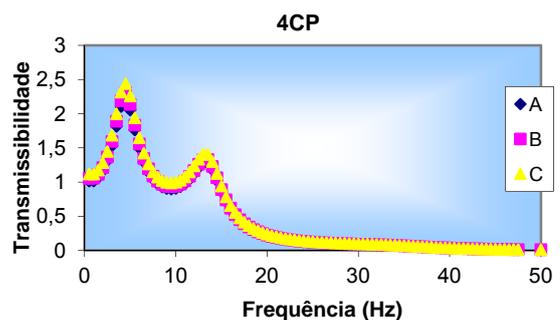


Figura 5.120- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (6) em pé e outros quatro excitando por meio de caminhada.

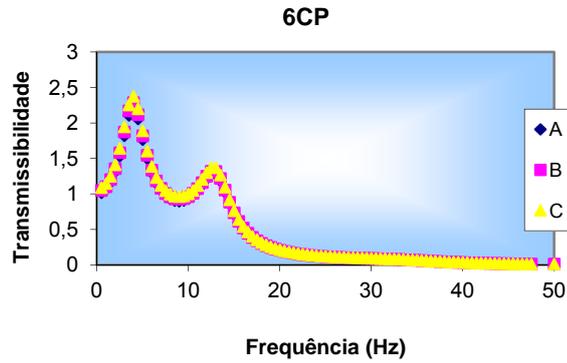


Figura 5.121- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (6) em pé e outros seis excitando por meio de caminhada.

Para o indivíduo (7), os valores das curvas de transmissibilidade são apresentados nas figuras 5.122, 5.123 e 5.124, nas quais os picos de ressonância são de 4 Hz para a primeira frequência, e a segunda em torno 12 Hz. As curvas de transmissibilidade para os três registros são similares, porém, os registros (A) e (B) apresentaram magnitudes da transmissibilidade superiores ao (C) nas condições de excitação (2PS), (4PS) e (6PS).

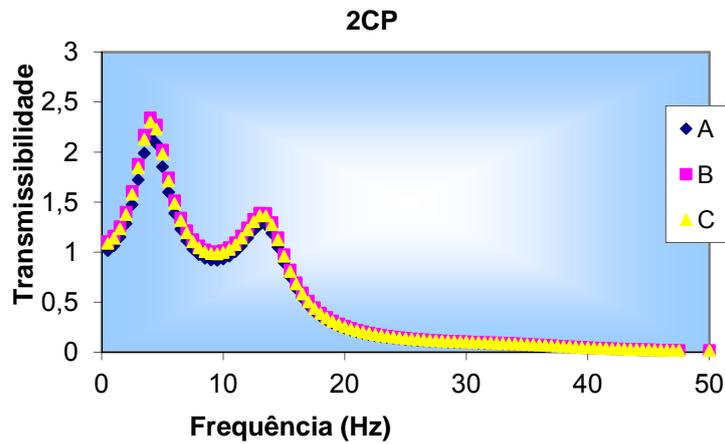


Figura 5.122- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (7) em pé e outros dois excitando por meio de caminhada.

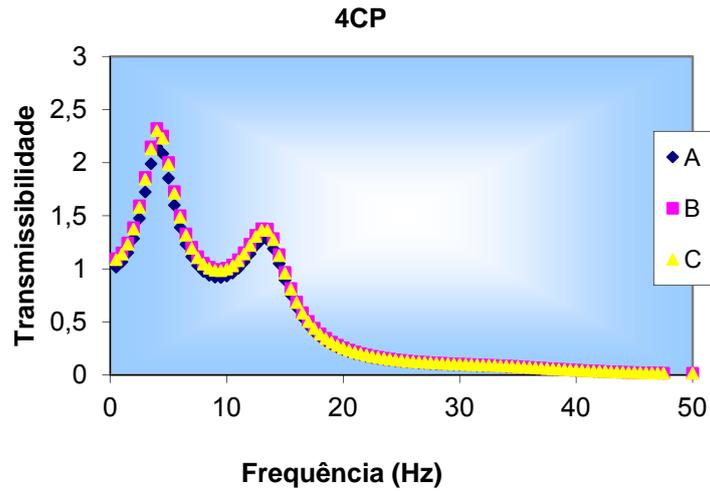


Figura 5.123- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (7) em pé e outros quatro excitando por meio de caminhada.

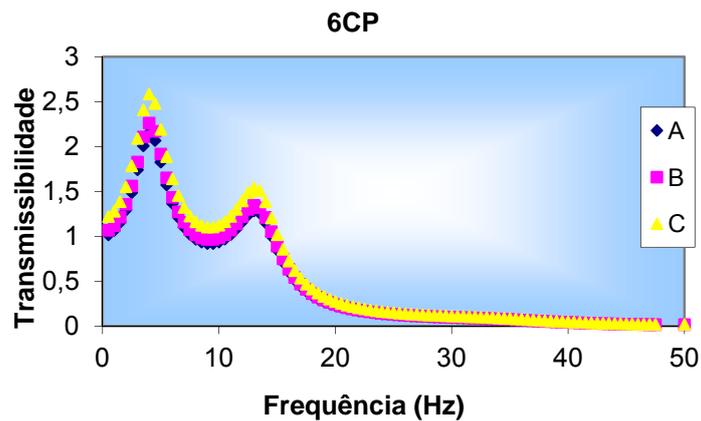


Figura 5.124- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (7) em pé e outros seis excitando por meio de caminhada.

Verificam-se nas figuras 5.125, 5.126 e 5.127, os valores das curvas de transmissibilidade para o indivíduo (8), com os picos de ressonância de aproximadamente 4 Hz para a primeira frequência, e de 12 Hz para a segunda. Os três registros possuem curvas similares de transmissibilidade, mas somente o registro (C) apresentou magnitude da transmissibilidade superior ao (A) e (B) nas condições de excitação (2PS) e (4PS). Na condição (6PS), todos os registros apresentam valores muito próximos de transmissibilidade.

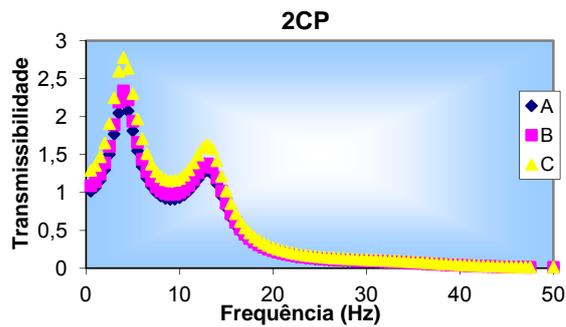


Figura 5.125- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (8) em pé e outros dois excitando por meio de caminhada.

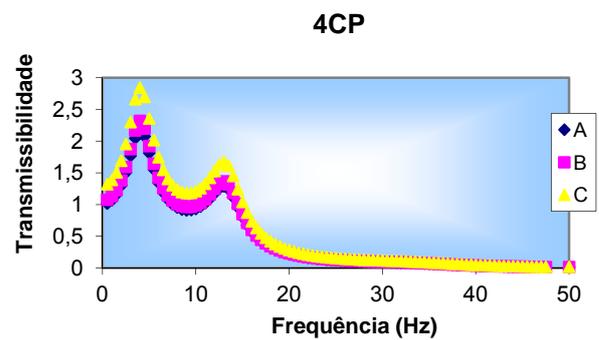


Figura 5.126- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (8) em pé e outros quatros excitando por meio de caminhada.

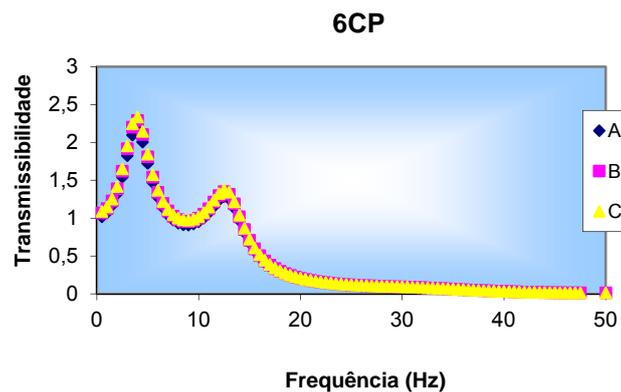


Figura 5.127- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (8) em pé e outros seis excitando por meio de caminhada.

Há uma certa dificuldade em localizar estudos, sobretudo para a população brasileira, nos quais se compara transmissibilidade em indivíduos sentados e em pé de vibração com enfoque ocupacional, ou relacionados à saúde considerando frequência superior a 20 Hz. Segundo Anflor (2003), os valores de vibração de corpo inteiro são mais significativos até 60 Hz. Contudo, a maioria dos dados encontrados na literatura vai normalmente até 20 Hz. O resultado encontrado neste trabalho indicou que, do ponto de vista da transmissibilidade, frequências superiores a 20 Hz não seriam importantes.

A seguir são apresentadas as comparações entre os dados experimentais que serviram de suporte para a construção dos modelos de Coerman (1962) e Chaffin et al. (1999) com os da presente pesquisa em bandas de frequência de 1/3 de oitava.

Os modelos de Coerman (1962) e Chaffin et. al (1999) apresentam valores de transmissibilidade inferiores aos obtidos no presente trabalho para a faixa de frequência inferior de 10 Hz. Isso pode ser atribuído ao posicionamento do sensor, uma vez que não há nas pesquisas disponíveis na literatura indicações de quais foram exatamente os pontos de medições na cabeça. Portanto, Griffin (1998) e Becker (2003) reforçam que, para que as medições em diferentes pontos da cabeça resultassem em valores iguais, seria necessário que não houvesse nenhum movimento de rotação da cabeça no plano sagital durante a exposição à vibração. Entretanto, há alguma movimentação nesse sentido. Já para faixas de frequências superiores a 10 Hz, os modelos citados apresentam valores de magnitude da transmissibilidade se aproximando do comportamento obtido para a presente pesquisa, mas sem nenhuma amplificação da vibração conforme pode ser visto nas Tabelas 5.16, 5.17 e 5.18.

Tabela 5.16- Comparação dos resultados experimentais para transmissibilidade assento/cabeça para um indivíduo em pé e outros dois excitando por meio da caminhada e as pesquisas encontradas na literatura.

Pesquisas x Freq. (Hz)	4	5	6,3	8	10	12,5	16,0	20,0	25,0	31,5	40	50
Chaffin et. al. (1999)	-	1,20	0,80	0,80	0,50	0,50	0,40	0,30	0,20	0,20	-	-
Coermann (1962)	-	1,30	0,90	0,90	0,90	0,90	0,70	0,30	-	-	-	-
Presente trabalho - 2CP	1,60	1,05	1,04	1,00	1,00	1,25	0,50	0,30	0,10	0,10	0,02	0,01

Tabela 5.17- Comparação dos resultados experimentais para transmissibilidade assento/cabeça para um indivíduo sentado e outros quatro por meio da caminhada e as pesquisas encontradas na literatura.

Pesquisas x Freq. (Hz)	4	5	6,3	8	10	12,5	16,0	20,0	25,0	31,5	40	50
Chaffin et. al. (1999)	-	1,20	0,80	0,80	0,50	0,50	0,40	0,30	0,2	-	-	-
Coermann (1962)	-	1,30	0,90	0,90	0,90	0,90	0,70	0,30	-	-	-	-
Presente trabalho - 4CP	2,00	1,25	1,20	0,89	1,10	1,28	0,54	0,27	0,10	0,08	0,02	0,01

Tabela 5.18- Comparação dos resultados experimentais para transmissibilidade assento/cabeça para um indivíduo em pé e outros seis excitando por meio da caminhada e as pesquisas encontradas na literatura.

Pesquisas x Freq. (Hz)	4	5	6,3	8	10	12,5	16,0	20,0	25,0	31,5	40	50
Chaffin et. al. (1999)	-	1,20	0,80	0,80	0,50	0,50	0,40	0,30	0,20	-	-	-
Coermann (1962)	-	1,30	0,90	0,90	0,90	0,90	0,70	0,30	-	-	-	-
Presente trabalho - 6CP	2,00	1,25	1,07	0,89	1,00	1,28	0,50	0,30	0,20	0,08	0,02	0,01

5.5.2- Pulo: excitação por meio de dois, quatro e seis indivíduos

Foram realizados também ensaios com as pessoas pulando sobre a laje. Os oito indivíduos foram novamente monitorados na posição em pé enquanto a laje era excitada por pessoas pulando sobre as duas pernas. Novamente, foram realizadas três configurações de carregamento: duas, quatro e seis pessoas pulando. As Figuras 5.128 a 5.151 apresentam as curvas de transmissibilidade obtidas para cada caso de excitação. Pode-se verificar a partir da análise destas curvas, resultados similares aos encontrados nos ensaios anteriores. Em todos os ensaios obtem-se curvas de transmissibilidade com boa concordância em relação ao primeiro pico de ressonância em torno de 4 Hz, assim como para excitação por caminhada na posição sentada.

Conforme Iida (2000) e Griffin (1990a), o corpo humano é mais sensível às vibrações no intervalo de 4 a 8 Hz, particularmente na frequência de 5 Hz, na qual a percepção de conforto diminui com o aumento do tempo de exposição, correspondendo à frequência de ressonância na direção vertical.

Verificam-se nas figuras 5.128, 5.129 e 5.130 os valores das curvas de transmissibilidade para o indivíduo (1) com os picos de ressonância de 4 Hz para a primeira frequência, e em torno de 12 Hz para segunda frequência. Os três registros exibiram curvas similares de transmissibilidade, com o registro (A) e (C) apresentando magnitudes da transmissibilidade superiores ao (B) na condição de excitação (2PP), (4PP) e (6PP).

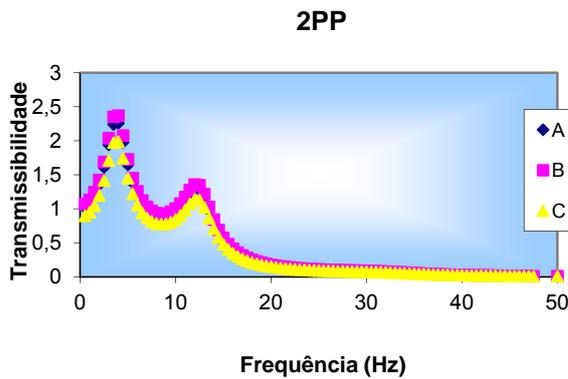


Figura 5.128- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (1) em pé e outros dois excitando por meio do pulo.

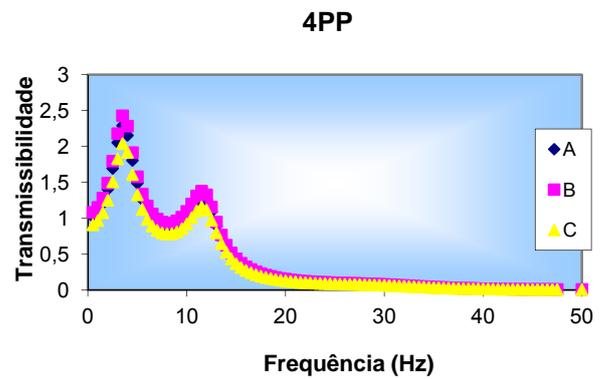


Figura 5.129- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (1) em pé e outros quatro excitando por meio do pulo.

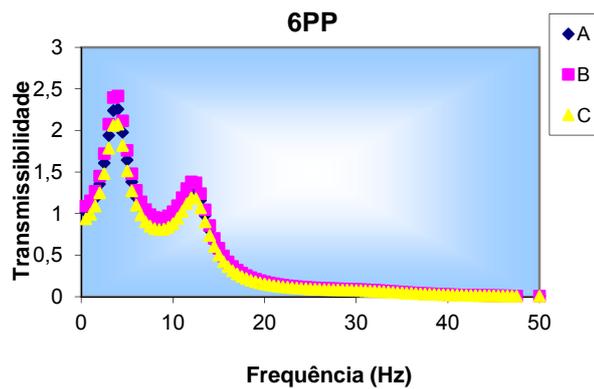


Figura 5.130- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (1) em pé e outros seis excitando por meio do pulo.

Nas figuras 5.131, 5.132 e 5.133 são apresentados os valores correspondentes das curvas de transmissibilidade para o indivíduo (2). Nelas podem-se verificar os picos de ressonância de 4 Hz (primeira frequência) e em torno de 12 Hz (segunda frequência). As curvas de transmissibilidade para os três registros apresentam-se similares, sendo que observou-se somente o registro (C) apresentando magnitude da transmissibilidade inferior ao (A) e (B) na condição de excitação (2PP), (4PP) e (6PP).

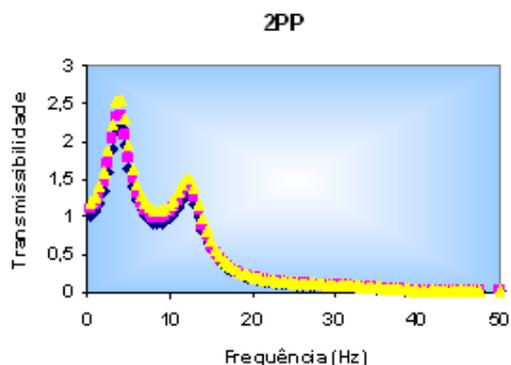


Figura 5.131- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (2) em pé e outros dois excitando por meio do pulo.

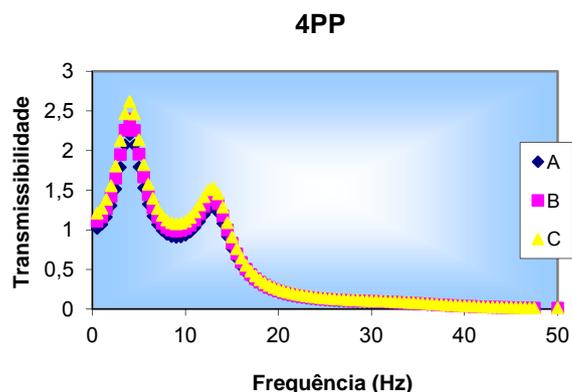


Figura 5.132- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (2) em pé e outros quatro excitando por meio do pulo.

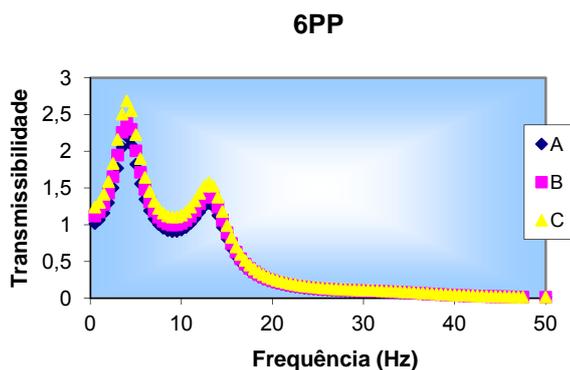


Figura 5.133- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (2) em pé e outros seis excitando por meio do pulo.

Os valores das curvas de transmissibilidade para o indivíduo (3) são apresentados nas figuras 5.134, 5.135 e 5.136, nas quais se verificam os picos de ressonância em torno de 4 Hz para a primeira frequência, e de 12 Hz para a segunda. Os três registros monitorados apresentaram curvas similares de transmissibilidade. Os registros (A) e (B) apresentaram magnitudes da transmissibilidade superiores ao (C) na condição de excitação (2PP), (4PP) e (6PP).

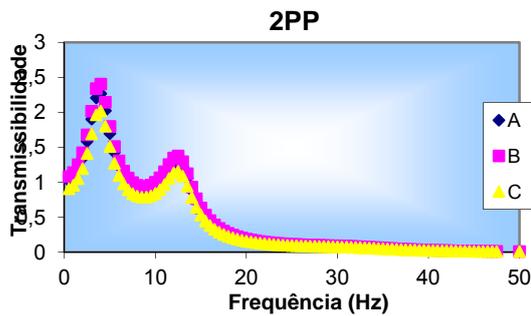


Figura 5.134- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (3) em pé e outros dois excitando por meio do pulo.

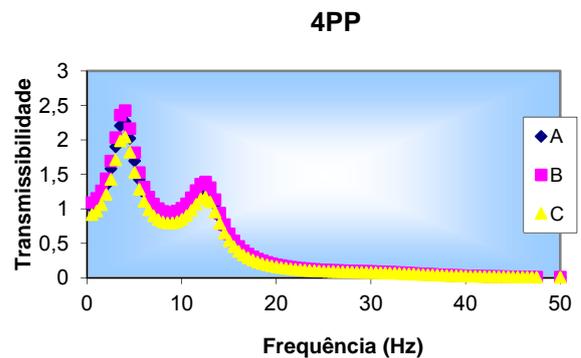


Figura 5.135- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (3) em pé e outros quatro excitando por meio do pulo.

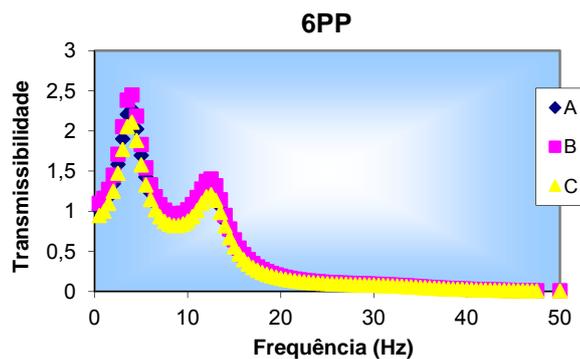


Figura 5.136- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (3) em pé e outros seis excitando por meio do pulo.

Nas figuras 5.137, 5.138 e 5.139 são apresentados os valores das curvas de transmissibilidade para o indivíduo (4), com os picos de ressonância de 4 Hz (primeira frequência) e de 12 Hz (segunda frequência). Os três registros obtidos apresentaram curvas similares de transmissibilidade. Somente os registros (A) e (B) apresentaram magnitudes da transmissibilidade superiores ao (C) nas condições de excitação (2PS), (4PS) e (6PS).

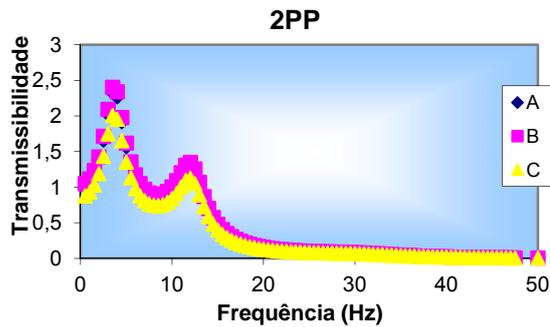


Figura 5.137- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (4) em pé e outros dois excitando por meio do pulo.

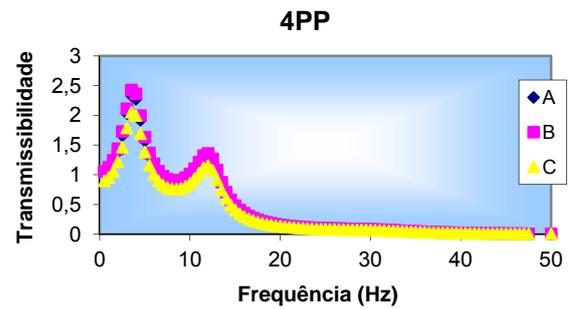


Figura 5.138- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (4) em pé e outros quatros excitando por meio do pulo.

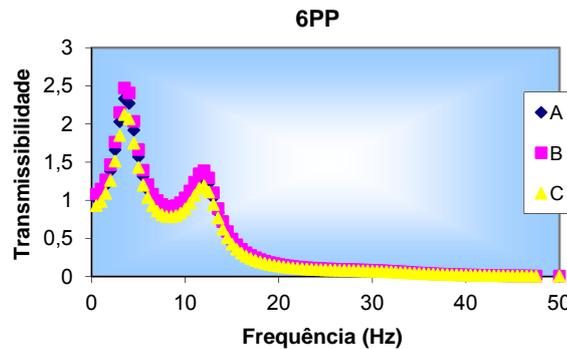


Figura 5.139- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (4) em pé e outros seis excitando por meio do pulo.

Observam-se nas figuras 5.140, 5.141 e 5.142 os valores das curvas de transmissibilidade para o indivíduo (5), que possuem os picos de ressonância com 4 Hz para a primeira frequência, e em torno 12 Hz para a segunda frequência. Foi observado que os três registros obtidos apresentaram curvas similares de transmissibilidade, contudo, o registro (C) apresentou magnitude da transmissibilidade inferior ao (A) e (B) nas condições de excitação (2PP), (4PP) e (6PP).

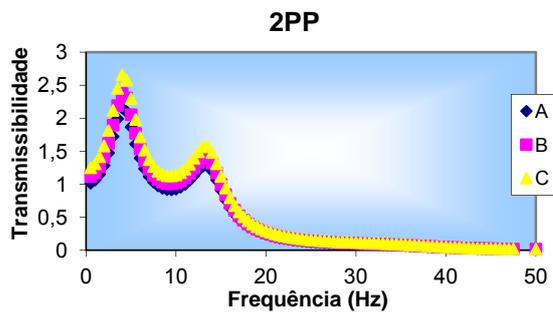


Figura 5.140- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (5) em pé e outros dois excitando por meio do pulo.

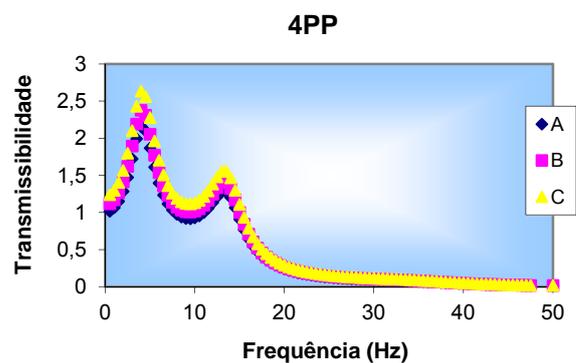


Figura 5.141- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (5) em pé e outros quatro excitando por meio do pulo.

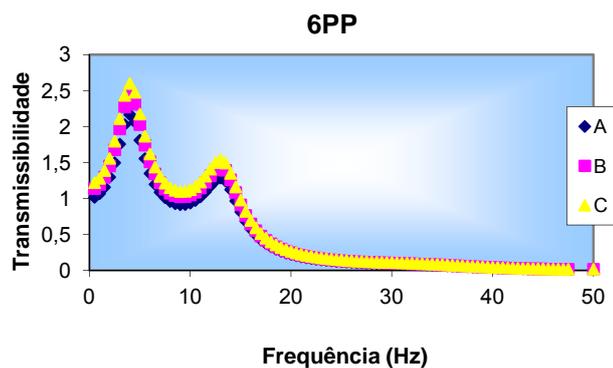


Figura 5.142- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (5) em pé e outros seis excitando por meio do pulo.

As figuras 5.143, 5.144 e 5.145 apresentam os valores das curvas de transmissibilidade para o indivíduo (6). Os picos de ressonância obtidos foram de 4 Hz para a primeira frequência, e em torno 12 Hz para a segunda frequência, com os três registros apresentando curvas similares de transmissibilidade. Para os registros (A) e (B), verificou-se que apresentaram magnitudes da transmissibilidade superiores ao (C) nas condições de excitação (2PP) e (4PP). Na condição (6PP), todos os registros se apresentam com valores muito próximos de transmissibilidade.

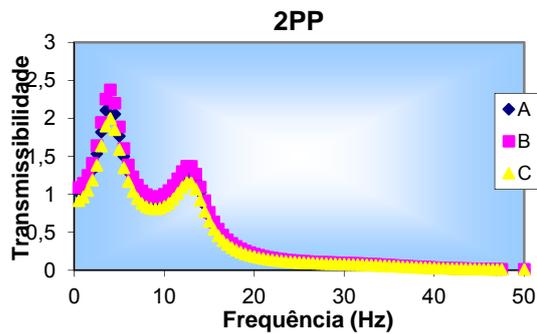


Figura 5.143- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (6) em pé e outros dois excitando por meio do pulo.

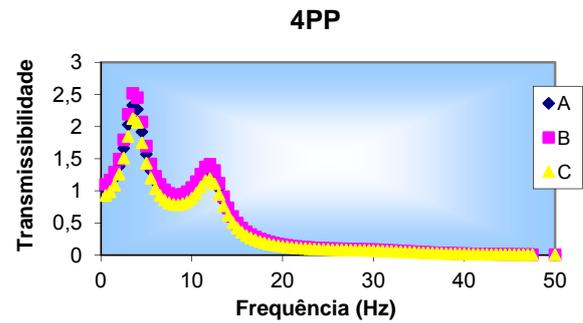


Figura 5.144- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (6) em pé e outros quatro excitando por meio do pulo.

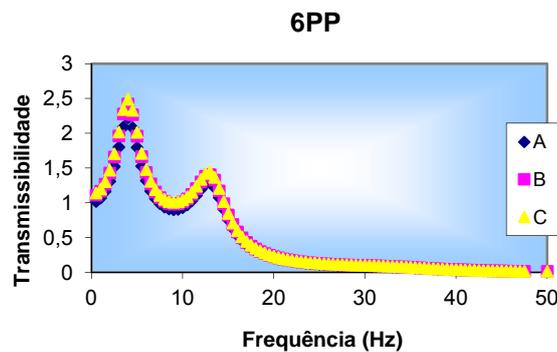


Figura 5.145- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (6) em pé e outros seis excitando por meio do pulo.

Nas figuras 5.146, 5.147 e 5.148 são apresentados os valores correspondentes das curvas de transmissibilidade para o indivíduo (7). Como nos casos anteriores, os picos de ressonância são de 4 Hz (primeira frequência), e de aproximadamente 12 Hz para a segunda frequência. Identificou-se que os três registros apresentaram curvas similares de transmissibilidade, sendo que na condição (2PP) exibem valores muito próximos de transmissibilidade. Porém, o registro (C) apresentou magnitude da transmissibilidade inferior ao (A) e (B) nas condições de excitação (4PP) e (6PP).

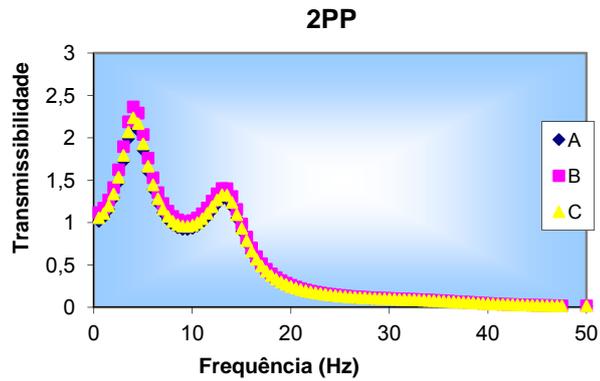


Figura 5.146- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (7) em pé e outros dois excitando por meio do pulso.

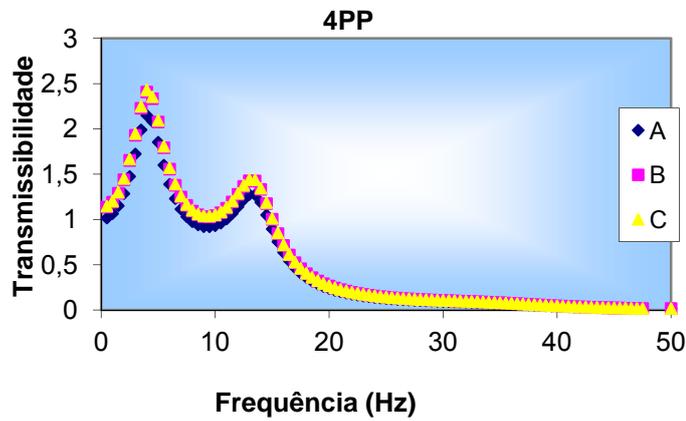


Figura 5.147- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (7) em pé e outros quatros excitando por meio do pulso.

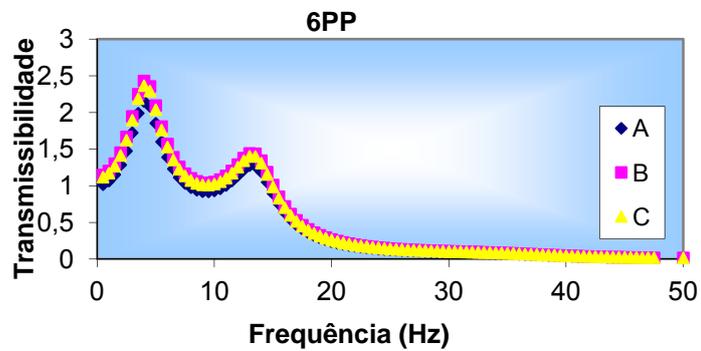


Figura 5.148- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (7) em pé e outros seis excitando por meio do pulso.

Notam-se nas figuras 5.149, 5.150 e 5.151 os valores relativos às curvas de transmissibilidade para o indivíduo (8). Para o indivíduo (8), os picos de ressonância observados são de 4 Hz (primeira frequência) e 12 Hz (segunda frequência). As curvas de transmissibilidade para os três registros foram similares, mas o registro (C) apresentou magnitude da transmissibilidade inferior ao (A) e (B) nas condições de excitação (2PP), (4PP) e (6PP).

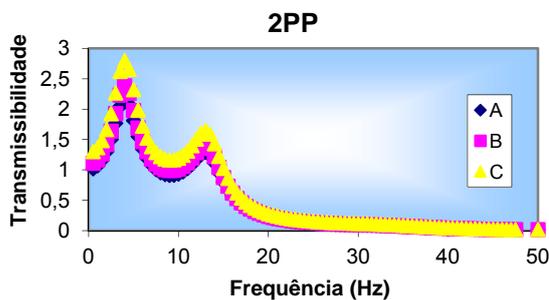


Figura 5.149- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (8) em pé e outros dois excitando por meio do pulo.

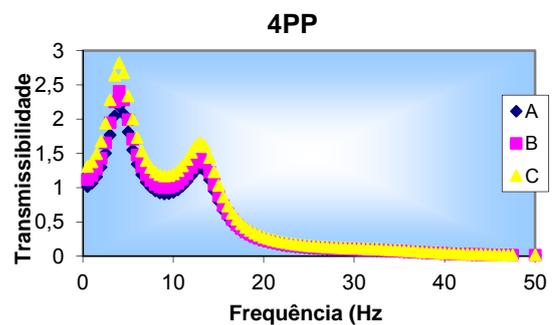


Figura 5.150- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (8) em pé e outros quatro excitando por meio do pulo.

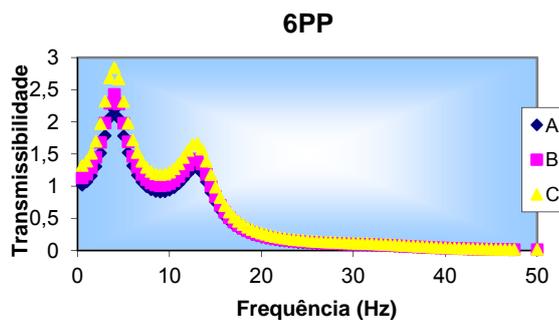


Figura 5.151- Transmissibilidade piso/cabeça para o indivíduo (8) em pé e outros seis excitando por meio do pulo.

A seguir são apresentadas as comparações entre os dados experimentais que serviram de suporte para construção dos modelos de Coerman (1962) e Chaffin et al. (1999) com os da presente pesquisa em bandas de frequência de 1/3 de oitava.

Os modelos de Coerman (1962) e Chaffin et. al (1999) permanecem apresentando curvas de

transmissibilidade inferiores aos obtidos na presente pesquisa para a faixa de frequência de 4 a 10 Hz. A curva de transmissibilidade foi aumentando progressivamente com a quantidade de pessoas utilizadas para excitar a laje a partir do pulo (Tabelas 5.19 a 5.21), o que pode ser atribuído à maior aceleração inicial registrada.

Para frequências maiores que 12,5 Hz, não houve para o modelo Coerman (1962) a amplificação da vibração, e a magnitude da transmissibilidade foi aproximadamente entre 0,50 e 0,90. No caso do modelo de Chaffin et al. (1999) para a mesma faixa de frequência, apresentaram-se valores de transmissibilidade de aproximadamente 0,40. Esse comportamento se aproximou mais do obtido para a presente pesquisa, sem nenhuma atenuação da vibração, conforme pode ser visto nas Tabelas 5.19, 5.20 e 5.21. Os dados experimentais que mais se aproximaram da presente pesquisa foram os do modelo de Chaffin et al. (1999).

Tabela 5.19- Comparação dos resultados experimentais para transmissibilidade assento/cabeça para um indivíduo em pé e outros dois excitando por meio do pulo e as pesquisas encontradas na literatura.

Pesquisas x Freq. (Hz)	4	5	6,3	8	10	12,5	16,0	20,0	25,0	31,5	40	50
Chaffin et. al. (1999)	-	1,20	0,80	0,80	0,50	0,50	0,40	0,30	0,20	0,20	-	-
Coermann (1962)	-	1,30	0,90	0,90	0,90	0,90	0,70	0,30	-	-	-	-
Presente trabalho – 2PP	1,60	1,05	1,04	0,89	1,00	1,29	0,50	0,30	0,16	0,05	0,02	0,01

Tabela 5.20- Comparação dos resultados experimentais para transmissibilidade assento/cabeça para um indivíduo em pé e outros quatro excitando por meio do pulo e as pesquisas encontradas na literatura.

Pesquisas x Freq. (Hz)	4	5	6,3	8	10	12,5	16,0	20,0	25,0	31,5	40	50
Chaffin et. al. (1999)	-	1,20	0,80	0,80	0,50	0,50	0,40	0,30	0,20	0,20	-	-
Coermann (1962)	-	1,30	0,90	0,90	0,90	0,90	0,70	0,30	-	-	-	-
Presente trabalho – 4PP	1,80	1,09	1,00	1,00	1,00	1,29	0,40	0,30	0,10	0,04	0,02	0,01

Tabela 5.21- Comparação dos resultados experimentais para transmissibilidade assento/cabeça para um indivíduo em pé e outros seis excitando por meio do pulo e as pesquisas encontradas na literatura.

Pesquisas x Freq. (Hz)	4	5	6,3	8	10	12,5	16,0	20,0	25,0	31,5	40	50
Chaffin et. al. (1999)	-	1,20	0,80	0,80	0,50	0,50	0,40	0,30	0,20	0,20	-	-
Coermann (1962)	-	1,30	0,90	0,90	0,90	0,90	0,70	0,30	-	-	-	-
Presente trabalho – 6PP	2,00	1,05	1,04	1,00	1,00	1,28	0,50	0,30	0,20	0,06	0,01	0,01

6- MODELOS BIODINÂMICOS

No presente Capítulo, apresentam-se os dois modelos biodinâmicos obtidos em função dos dados experimentais. Por fim, é realizada uma análise estatística a fim de correlacionar as variáveis dependentes e independentes utilizadas na pesquisa para poder avaliar melhor a influência dos fatores antropométricos sobre os indivíduos avaliados submetidos à vibração na direção vertical.

6.1-MODELO DE SEIS GRAUS DE LIBERDADE

A partir dos resultados obtidos no programa experimental realizado no presente trabalho, descrito no Capítulo 5, propõe-se dois modelos biodinâmicos massa-mola-amortecedor de seis graus de liberdade, um para indivíduos na posição sentados e outro em pé. Conforme foi abordado no Capítulo 4 escolheu-se trabalhar com seis graus de liberdade para tentar observar um maior número de picos de ressonância a partir dos registros experimentais na faixa de frequências considerada. Contudo, não foram observados mais de dois picos com seis graus de liberdade do modelo. Com base na literatura técnica consultada foi verificado que não é possível estabelecer um padrão para o surgimento das demais frequências de ressonância além da primeira conforme destacado por Qiu e Griffin (2003).

Portanto, algumas considerações foram tomadas no desenvolvimento dos modelos:

- ✓ Analisou-se apenas a direção vertical (Z) para estudo do movimento;
- ✓ Os modelos apresentados são lineares e de seis graus de liberdade.

As equações do movimento para o modelo de seis graus de liberdade podem ser expressas sob a forma matricial:

$$[m]\left\{\ddot{x}\right\} + [c]\left\{\dot{x}\right\} + [k]\{x\} = \{f(t)\} \quad (6.1)$$

Onde [m], [c] e [k] são matrizes (6x6) para o modelo proposto:

[m] = matriz de massa; [c] = matriz dos coeficientes de amortecimento; [k] = matriz das constantes de rigidez. Já f(t) representa o vetor de forças externas.

E $x(t)$, $\dot{x}(t)$, $\ddot{x}(t)$ representam o deslocamento, a velocidade e a aceleração, respectivamente.

Considerando os indivíduos monitorados sentados, o desenvolvimento da equação 6.1 conduz a:

$$\begin{aligned}
 m_1 \ddot{x}_1 + c_1 \dot{x}_1 + k_1 x_1 + c_2 (\dot{x}_2 - \dot{x}_1) + c_2 (\dot{x}_2 - \dot{x}_1) + k_2 (x_2 - x_1) &= 0 \\
 m_2 \ddot{x}_2 + c_2 (\dot{x}_2 - \dot{x}_1) + k_2 (x_2 - x_1) + c_3 (\dot{x}_2 - \dot{x}_3) + k_3 (x_2 - x_3) &= 0 \\
 m_3 \ddot{x}_3 + c_3 (\dot{x}_3 - \dot{x}_2) + k_3 (x_3 - x_2) + c_4 (\dot{x}_3 - \dot{x}_4) + k_4 (x_3 - x_4) &= 0 \\
 m_4 \ddot{x}_4 + c_4 (\dot{x}_4 - \dot{x}_3) + k_4 (x_4 - x_3) + c_5 (\dot{x}_4 - \dot{x}_5) + k_5 (x_4 - x_5) &= 0 \\
 m_5 \ddot{x}_5 + c_5 (\dot{x}_5 - \dot{x}_4) + k_5 (x_5 - x_4) + c_6 (\dot{x}_5 - \dot{x}_6) + k_6 (x_5 - x_6) &= 0 \\
 m_6 \ddot{x}_6 + c_6 (\dot{x}_6 - \dot{x}_5) + k_6 (x_6 - x_5) &= f(t)
 \end{aligned} \tag{6.2}$$

Para os indivíduos na posição sentados e em pé, as propriedades elásticas e de amortecimento são representadas por k e c, onde:

k_1 = representa a constante de rigidez da cabeça;

k_2 = representa a constante de rigidez do torso;

k_3 = representa a constante de rigidez do braço completo;

k_4 = representa a constante da pélvis;

k_5 = representa a constante de rigidez da perna completa;

k_6 = representa a constante de rigidez do pé;

c_1 = representa a constante de amortecimento da cabeça;

c_2 = representa a constante de amortecimento do torso;

c_3 = representa a constante de amortecimento do braço completo;

c_4 = representa a constante de amortecimento da pélvis;
 c_5 = representa a constante de amortecimento da perna completa;
 c_6 = representa a constante de amortecimento do pé.

As seis massas do modelo para indivíduos monitorados sentados e em pé são discriminadas abaixo:

m_1 = massa referente à cabeça;
 m_2 = massa referente ao torso;
 m_3 = massa referente ao braço completo;
 m_4 = massa referente à pélvis;
 m_5 = massa referente à perna completa;
 m_6 = massa referente ao pé.

Para os indivíduos monitorados sentados, a entrada da excitação se dá pela pélvis correspondente à massa (m_4). O modelo biodinâmico massa-mola-amortecedor de seis graus de liberdade para os indivíduos monitorados sentados, encontra-se na Figura 6.1.

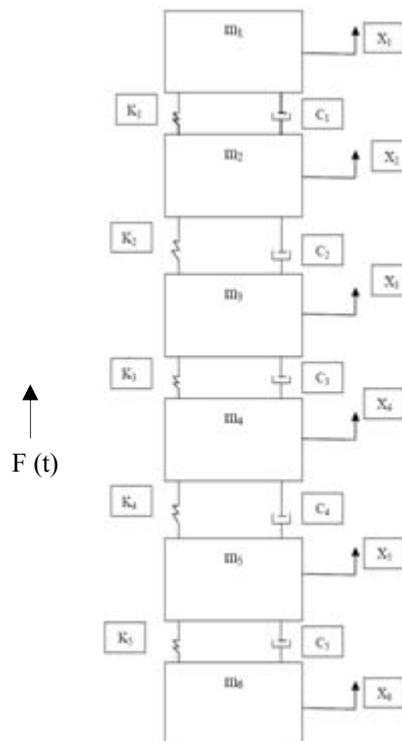


Figura 6.1- Modelo de seis graus de liberdade estudado para pessoas submetidas à vibração na posição sentada.

Já, para os indivíduos monitorados em pé, o desenvolvimento da equação 6.1 conduz a:

$$\begin{aligned}
 m_1 \ddot{x}_1 + c_1 \dot{x}_1 + k_1 x_1 + c_2 (\dot{x}_2 - \dot{x}_1) + c_2 (\ddot{x}_2 - \ddot{x}_1) + k_2 (x_2 - x_1) &= 0 \\
 m_2 \ddot{x}_2 + c_2 (\dot{x}_2 - \dot{x}_1) + k_2 (x_2 - x_1) + c_3 (\dot{x}_2 - \dot{x}_3) + k_3 (x_2 - x_3) &= 0 \\
 m_3 \ddot{x}_3 + c_3 (\dot{x}_3 - \dot{x}_2) + k_3 (x_3 - x_2) + c_4 (\dot{x}_3 - \dot{x}_4) + k_4 (x_3 - x_4) &= 0 \\
 m_4 \ddot{x}_4 + c_4 (\dot{x}_4 - \dot{x}_3) + k_4 (x_4 - x_3) + c_5 (\dot{x}_4 - \dot{x}_5) + k_5 (x_4 - x_5) &= f(t) \\
 m_5 \ddot{x}_5 + c_6 (\dot{x}_5 - \dot{x}_4) + k_5 (x_5 - x_4) + c_6 (\dot{x}_5 - \dot{x}_6) + k_6 (x_5 - x_6) &= 0 \\
 m_6 \ddot{x}_6 + c_6 (\dot{x}_6 - \dot{x}_5) + k_6 (x_6 - x_5) &= 0
 \end{aligned} \tag{6.3}$$

O modelo biodinâmico massa-mola-amortecedor de seis graus de liberdade para a posição em pé encontra-se na Figura 6.2. Para o indivíduo monitorado em pé, o ponto de entrada da excitação é pelos seus pés correspondentes à massa (m_6). Ressalta-se que, a diferença dos dois modelos para indivíduos sentados e em pé no presente estudo encontra-se sobretudo, no ponto de entrada da excitação e na distribuição das massas ao longo do corpo que varia quando se considera uma pessoa sentada ou em pé. As equações para dois modelos são diferenciadas por este ponto de entrada da excitação e foram apresentadas nas equações 6.2 e 6.3.

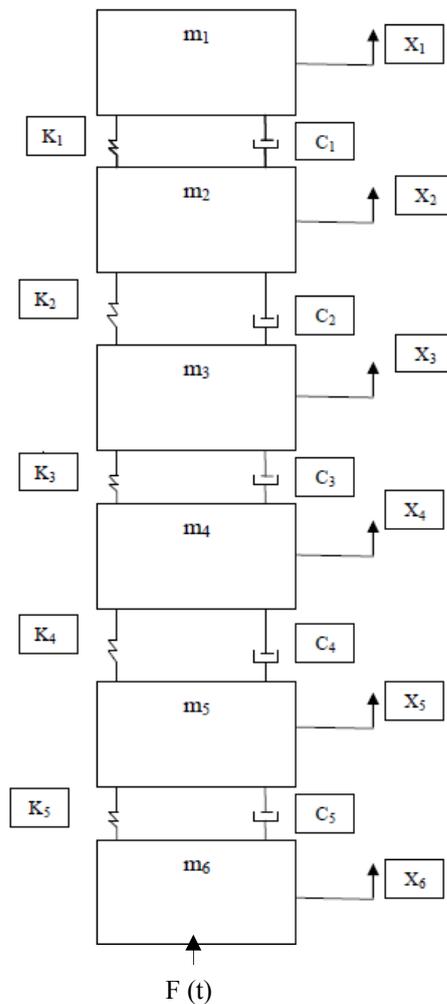


Figura 6.2- Modelo de seis graus de liberdade estudado para pessoas submetidas à vibração na posição em pé.

Realizou-se o ajuste entre as curvas de transmissibilidade obtidas experimentalmente e as simuladas com o auxílio da rotina desenvolvida no software Maple, descrita no Apêndice B.

Os dados experimentais de transmissibilidade foram utilizados para determinar os modelos numéricos do comportamento dinâmico do corpo humano. Os modelos foram ajustados para representar o comportamento observado da transmissibilidade.

Para fazer o ajuste, os valores definidos inicialmente para as massas do modelo permaneceram fixos, visto que representam a distribuição de massa do corpo humano. Quanto aos valores de rigidez e amortecimento eles variam durante o procedimento numérico de forma a ajustar melhor o modelo biodinâmico.

Para o estudo dos parâmetros do modelo de 6 (seis) graus de liberdade, as massas permanecem fixas, e o restante é variado um de cada vez mantendo-se todos os outros fixos, na seguinte ordem, k_1 ($k_2, k_3, k_4, k_5, k_6, c_1, c_2, c_3, c_4, c_5$ e c_6), k_2 ($k_1, k_3, k_4, k_5, k_6, c_1, c_2, c_3, c_4, c_5$ e c_6), k_3 ($k_1, k_2, k_4, k_5, k_6, c_1, c_3, c_4, c_5$ e c_6), k_4 ($k_1, k_2, k_3, k_5, k_6, c_1, c_2, c_3, c_4, c_5$ e c_6), k_5 ($k_1, k_2, k_3, k_4, k_6, c_1, c_2, c_3, c_4, c_5$ e c_6), k_6 ($k_1, k_2, k_3, k_4, k_5, c_1, c_2, c_3, c_4, c_5$ e c_6), c_1 ($k_1, k_2, k_3, k_4, k_5, k_6, c_2, c_3, c_4, c_5$ e c_6), c_2 ($k_1, k_2, k_3, k_4, k_5, k_6, c_1, c_3, c_4, c_5$ e c_6), c_3 ($k_1, k_2, k_3, k_4, k_5, k_6, c_1, c_2, c_4, c_5$ e c_6), c_4 ($k_1, k_2, k_3, k_4, k_5, k_6, c_1, c_2, c_3, c_4, c_5$ e c_6), c_5 ($k_1, k_2, k_3, k_4, k_5, k_6, c_1, c_2, c_3, c_4$ e c_6) e c_6 ($k_1, k_2, k_3, k_4, k_5, k_6, c_1, c_2, c_3, c_4$ e c_5) de forma que em cada combinação busca-se o valor de erro mínimo conforme explicado no Capítulo 4. Os valores de amortecimento e rigidez designados como valores iniciais para todas as condições (2CS, 2PS, 2CP, 2PP, 4CS, 4PS, 4CP, 6CS, 6PS, 6CP e 6PP) são respectivamente, $k_1 = 310\ 000\ \text{N.m}^{-1}$, $k_2 = 183\ 000\ \text{N.m}^{-1}$, $k_3 = 162\ 000\ \text{N.m}^{-1}$, $k_4 = 90\ 000\ \text{N.m}^{-1}$, $k_5 = 90\ 000\ \text{N.m}^{-1}$ e $k_6 = 90\ 000\ \text{N.m}^{-1}$; $c_1 = 4000\ \text{N.s.m}^{-1}$, $c_2 = 4750\ \text{N.s.m}^{-1}$, $c_3 = 2064\ \text{N.s.m}^{-1}$, $c_4 = 4585\ \text{N.s.m}^{-1}$, $c_5 = 4585\ \text{N.s.m}^{-1}$ e $c_6 = 4585\ \text{N.s.m}^{-1}$. Esses valores iniciais partem de um modelo proposto por Bolieau e Rakheja (1998).

Na Figura 6.3 ilustra-se o ajuste para o indivíduo (1) monitorado na posição sentado com quatro indivíduos excitando a laje por meio da caminhada.

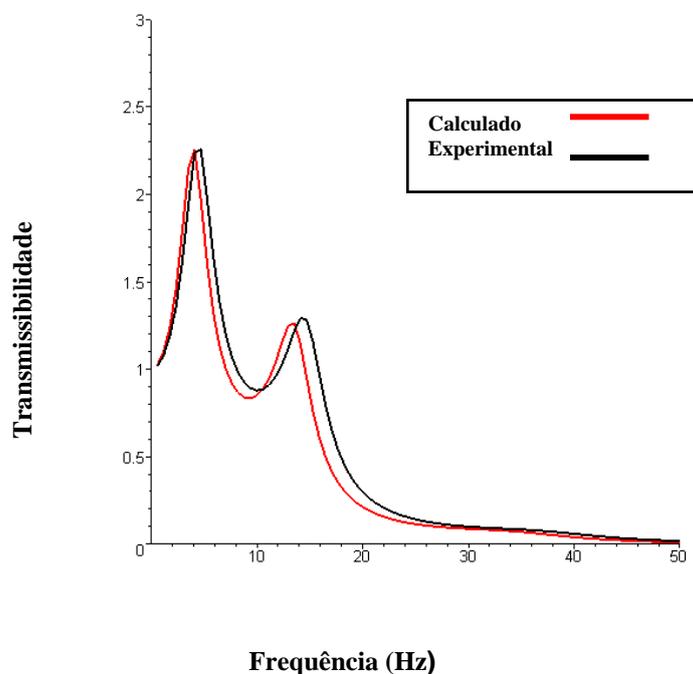


Figura 6.3- Transmissibilidade do indivíduo 1.4CS para valores calculados e experimentais simulados no Maple.

Nas Tabelas 6.1 e 6.2 são apresentados os valores das propriedades biodinâmicas que definem o modelo de 6 (seis) graus de liberdade obtido, para todos os indivíduos avaliados, através do ajuste dos valores das curvas de transmissibilidade experimentais. Apresenta-se nas tabelas o respectivo erro encontrado, para cada indivíduo nos diversos casos de carregamento ensaiados: postura sentada e excitação por caminhada (2CS, 4CS e 6CS); postura sentada e excitação por pulo (2PS, 4PS e 6PS); postura em pé e excitação por caminhada (2CP, 4CP e 6CP); postura em pé e excitação por pulo (2PP, 4PP e 6PP). Os dados apresentados correspondem aos dois modelos biodinâmicos propostos, um na posição sentada e outro em pé.

O erro percentual foi calculado por meio da diferença dos valores de transmissibilidade entre o modelo e os dados experimentais conforme equação 6.4.

$$\text{erro}(\%) = \left[\frac{\left(\frac{V_m - V_e}{V_e} \right)}{n} \right] \times (100) \quad 6.4$$

Onde: V_m são os valores para transmissibilidade da curva do modelo; V_e são os valores para transmissibilidade da curva experimental e n é o número de pontos utilizados para descrever as curvas. Os valores encontrados se indicam nas linhas inferiores das tabelas 6.1 e 6.2.

Todos os modelos propostos, sejam para indivíduos monitorados sentados ou em pé, representaram bem a transmissibilidade, o que pode ser constatado verificando-se os baixos valores relativos à medida do erro nas Tabelas 6.1 e 6.2.

As maiores diferenças entre o modelo e os dados experimentais na comparação da transmissibilidade correspondem aos indivíduos (4) na condição de monitoramento sentado com valores variando de 2,50-12,90%. Dos indivíduos monitorados, o (4) é o que possui maior massa corporal. E, na condição em pé, o indivíduo (5) apresenta valores de erro de 6,00-7,15% contudo, é um dos que menor massa corporal possui dentre os monitorados. Em geral, os valores de transmissibilidade monitorados para os indivíduos (1) e (3) foram os que melhor ajuste apresentaram tanto na condição sentados quanto em pé. Destaca-se que as

massas desses dois indivíduos são respectivamente de 77,7 e 78,8 Kg.

Tabela 6.1- Parâmetros biomecânicos do modelo de 6GDL para os indivíduos avaliados na posição sentada.

Modelo 6 GDL	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)	(7)	(8)
Massa m_1 (kg)	9,77	8,68	9,63	10,54	8,31	8,90	8,18	8,54
Massa m_2 (kg)	45,70	40,59	45,07	49,3	38,86	41,64	38,28	39,96
Massa m_3 (kg)	4,33	3,84	4,27	4,67	3,68	3,94	3,62	3,78
Massa m_4 (kg)	6,30	5,60	6,22	6,80	5,36	5,74	5,28	5,51
Massa m_5 (kg)	11,58	10,29	11,42	12,50	9,85	10,55	9,70	10,13
Massa m_6 (kg)	1,12	1,00	1,09	1,19	0,94	1,03	0,94	0,98
Rigidez k_1 (N.m ⁻¹)	324.627	322.000	324.000	326.000	319.000	323.000	318.000	320.000
Rigidez k_2 (N.m ⁻¹)	99.301	97.000	99.000	99.500	96.000	98.000	96.000	96.000
Rigidez k_3 (N.m ⁻¹)	141.715	140.000	141.000	141.715	138.000	140.000	138.000	138.000
Rigidez k_4 (N.m ⁻¹)	210.000	201.000	207.000	213.000	195.000	204.000	194.000	198.000
Rigidez k_5 (N.m ⁻¹)	211.000	202.000	208.000	214.000	196.000	205.000	193.000	199.000
Rigidez k_6 (N.m ⁻¹)	212.000	203.000	209.000	215.000	197.000	206.000	192.000	200.000
Amortecimento c_1 (N.s.m ⁻¹)	6.948	6.948	6.9000	6.948	6.948	6.800	6.600	6.700
Amortecimento c_2 (N.s.m ⁻¹)	2.429	2.429	2.400	2.429	2.429	2.300	2.200	2.200
Amortecimento c_3 (N.s.m ⁻¹)	3.535	3.535	3.500	3.535	3.535	3.400	3.300	3.300
Amortecimento c_4 (N.s.m ⁻¹)	349	340	346	352	331	343	320	337
Amortecimento c_5 (N.s.m ⁻¹)	350	341	347	353	334	344	325	338
Amortecimento c_6 (N.s.m ⁻¹)	351	342	348	354	335	345	327	339
Erro (2PS)	2,55%	3,00%	2,65%	12,90%	6,55%	6,80%	5,50%	6,35%
Erro (2CS)	2,55%	3,00%	2,65%	5,60%	6,55%	2,90%	7,85%	3,20%
Erro (4PS)	2,55%	3,00%	2,65%	6,85%	6,55%	6,80%	5,50%	6,35%
Erro (4CS)	4,30%	3,00%	2,65%	2,50%	3,45%	7,40%	5,50%	3,10%
Erro (6PS)	1,35%	3,00%	2,65%	4,90%	3,45%	2,90%	3,60%	3,20%
Erro (6CS)	2,55%	3,00%	2,65%	2,50%	3,45%	2,90%	3,60%	3,20%

Tabela 6.2- Parâmetros biomecânicos do modelo de 6GDL para os indivíduos avaliados na posição em pé.

Modelo 6 GDL	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)	(7)	(8)
Massa m_1 (kg)	9,77	8,68	9,63	10,54	8,31	8,90	8,18	8,54
Massa m_2 (kg)	45,70	40,59	45,07	49,3	38,86	41,64	38,28	39,96
Massa m_3 (kg)	4,33	3,84	4,27	4,67	3,68	3,94	3,62	3,78
Massa m_4 (kg)	6,30	5,60	6,22	6,80	5,36	5,74	5,28	5,51
Massa m_5 (kg)	11,58	10,29	11,42	12,50	9,85	10,55	9,70	10,13
Massa m_6 (kg)	1,12	1,00	1,09	1,19	0,94	1,03	0,94	0,98
Rigidez k_1 (N.m ⁻¹)	324.737	322.011	324.011	326.011	319.011	323.011	318.011	320.011
Rigidez k_2 (N.m ⁻¹)	99.411	97.011	99.011	99.610	96.110	98.110	96.110	96.110
Rigidez k_3 (N.m ⁻¹)	141.825	140.011	141.011	141.825	138.110	140.110	138.110	138.110
Rigidez k_4 (N.m ⁻¹)	210.011	201.011	207.011	213.110	195.110	204.110	194.110	198.110
Rigidez k_5 (N.m ⁻¹)	211.110	202.011	208.011	214.110	196.110	205.110	193.110	199.110
Rigidez k_6 (N.m ⁻¹)	212.110	203.011	209.011	215.110	197.110	206.110	192.110	200.110
Amortecimento c_1 (N.s.m ⁻¹)	7.058	7.058	7.010	7.058	7.058	6.910	6.710	6.810
Amortecimento c_2 (N.s.m ⁻¹)	2.539	2.539	2.400	2.539	2.539	2.410	2.310	2.310
Amortecimento c_3 (N.s.m ⁻¹)	3.645	3.645	3.500	3.645	3.645	3.510	3.410	3.410
Amortecimento c_4 (N.s.m ⁻¹)	349,11	340,11	346,11	352,11	331,11	343,11	320,11	337,11
Amortecimento c_5 (N.s.m ⁻¹)	350,11	341,11	347,11	353,11	334,11	344,11	325,11	338,11
Amortecimento c_6 (N.s.m ⁻¹)	351,11	342,11	348,11	354,11	335,11	345,11	327,11	339,11
Erro (2PP)	4,30%	3,00%	3,50%	6,25%	7,15%	6,00%	6,70%	6,35%
Erro (2CP)	4,30%	6,15%	3,50%	6,25%	7,15%	6,60%	6,70%	6,35%
Erro (4PP)	2,55%	6,15%	3,50%	6,25%	7,15%	6,00%	6,70%	6,35%
Erro (4CP)	4,30%	3,00%	3,50%	6,25%	7,15%	6,00%	6,70%	6,35%
Erro (6PP)	4,30%	6,75%	3,50%	6,25%	6,00%	6,60%	6,70%	5,75%
Erro (6CP)	4,30%	6,75%	3,50%	6,25%	6,00%	6,00%	6,10%	4,50%

Comparativamente, os valores de amortecimento e rigidez para os indivíduos avaliados na posição sentados e em pé no presente estudo, apresentam diferenças mínimas conforme apresentados nas Tabelas 6.1 e 6.2.

6.2-ANÁLISES ESTATÍSTICAS DOS DADOS DA TRANSMISSIBILIDADE ESTIMADA POR MEIO DA ACELERAÇÃO NO PONTO DE SAÍDA E ENTRADA

A seguir uma análise estatística dos resultados dos valores de transmissibilidade na vibração vertical em indivíduos sentados e em pé analisados é realizada. No presente estudo, é importante ressaltar que a variável resposta, ou seja, a característica que é avaliada ou medida no experimento é a transmissibilidade.

A análise estatística é realizada com o objetivo de verificar quais os fatores que exercem maior influência na transmissibilidade.

A análise estatística foi separada em duas etapas após definidas quais as variáveis que seriam investigadas quanto à influência na transmissibilidade. Na primeira etapa de análise foi avaliada a influência das variáveis: indivíduos, posição (sentado ou em pé), quantidade de pessoas (2, 4 e 6), formas de excitação (caminhada ou pulo), frequência (primeira e segunda ressonância em Hz) na transmissibilidade (Figura 6.4). Na segunda etapa de análise foi avaliada a influência das variáveis: IMC, idade (anos), profissão e altura (m) na transmissibilidade (Figura 6.5). O passo a passo da análise realizada com os métodos Modelo Linear Generalizado, Teste de Duncan e Teste F são relatados a seguir. Um tutorial das escolhas e aplicações dos métodos é apresentado no Apêndice D. Os três métodos são rodados simultaneamente na rotina interna do software, sendo necessária apenas sua configuração e escolha conforme os dados obtidos na fase experimental.

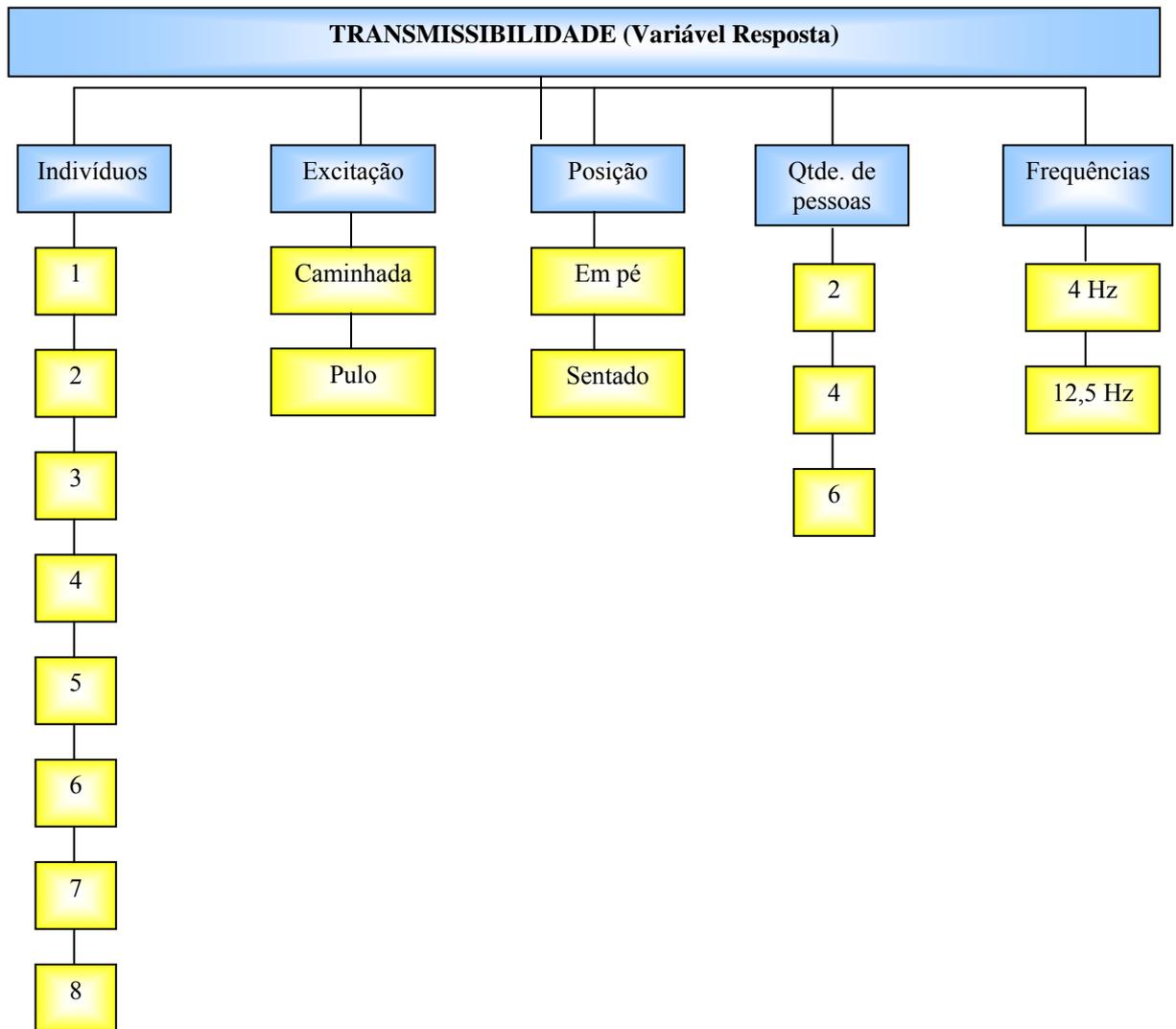


Figura 6.4-Fluxograma de apresentação geral da primeira etapa da análise.

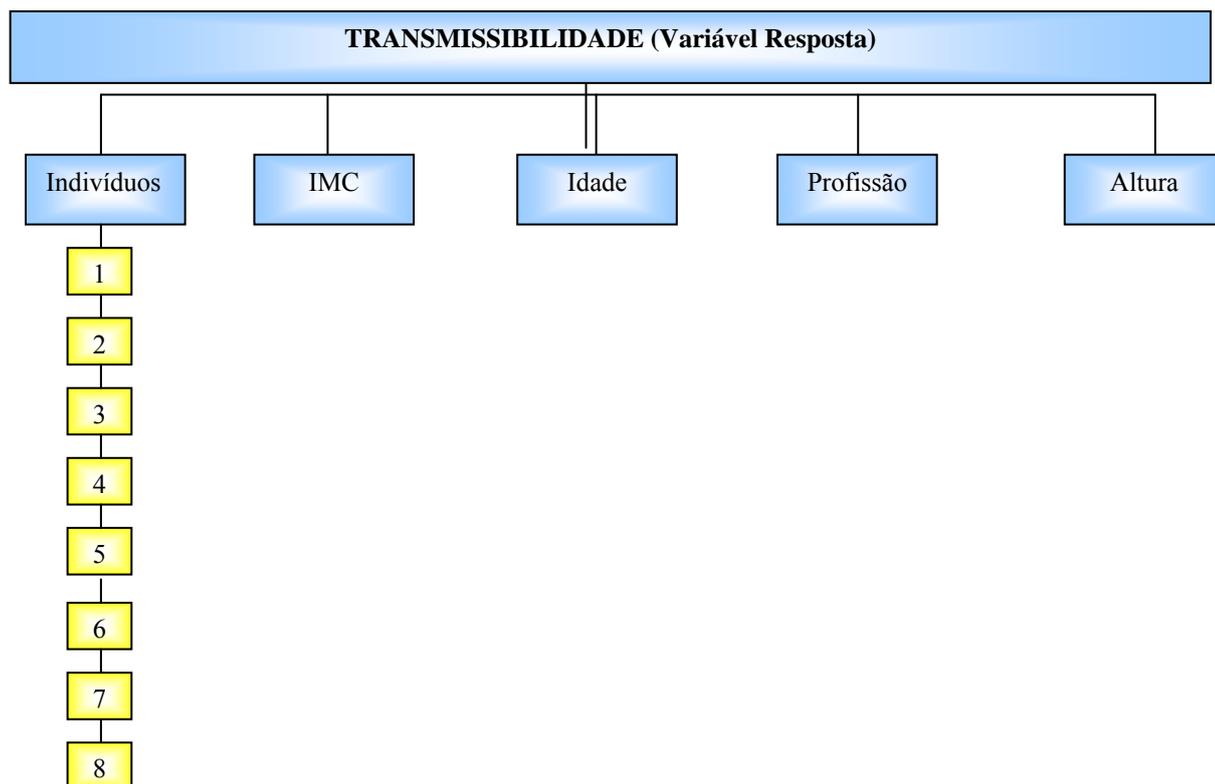


Figura 6.5- Fluxograma de apresentação geral da segunda etapa da análise.

Para as abordagens mencionadas acima, a avaliação estatística dos fatores que exercem influência na transmissibilidade é realizada por meio do modelo linear generalizado que utiliza a seguinte expressão:

$$y = b_0 + b_x + e \quad 6.5$$

Onde: y = valor observado para a variável resposta (transmissibilidade); b_0 = média de todos os valores possíveis da variável resposta (transmissibilidade); b_x = efeito das variáveis (frequência, indivíduo, posição, quantidade de pessoas e formas de excitação) na transmissibilidade; e = erro experimental associado à transmissibilidade.

Assim, os valores de transmissibilidade média dos três registros para cada indivíduo avaliado durante a fase experimental considerando somente os valores correspondentes à transmissibilidade para as frequências de ressonância de 4 Hz e 12,5 Hz foram submetidos a uma análise de variância, segundo o modelo linear generalizado (MLG) discriminado na Equação 6.4. Os resultados da interação entre os efeitos, ou seja entre as variáveis para cada uma das etapas propostas foram organizados e apresentados nas tabelas (6.5 e 6.6).

Posteriormente a análise por MLG, realizou-se na rotina interna do software, o teste de Duncan, ordenando-se as médias da transmissibilidade para cada um dos indivíduos em ordem crescente ou decrescente classificando e mostrando onde estava a diferença entre cada indivíduo quanto a variável resposta (transmissibilidade) (Figura 6.6). Pode-se verificar também por meio do teste, a homogeneidade da variância (medida de dispersão) e a comparação dos pares de médias da transmissibilidade. Após este ordenamento, calculou-se a diferença mínima significativa (d.m.s.) para comparar a maior média com a menor por meio da equação 6.6.

$$\text{d.m.s.} = z \sqrt{\frac{\text{QMR}}{r}} \quad (6.6)$$

Onde: z é um valor dado em tabela ao nível de significância estabelecido e para o número de médias abrangidas pelo intervalo delimitado pelas médias em comparação; QMR = quadrado médio do resíduo da análise de variância; r = o número de réplicas.

STATISTICA - [Workbook4CORRIGIDO* - Duncan test; variable Transmissibilidade (Tese.sta)]

File Edit View Insert Format Statistics Graphs Tools Data Workbook Window Help

Workbook4CORRIGIDO
 General Linear Model
 General Linear Model
 GLM Results :
 Multivariate
 Univariate
 Univariate
 Duncan b
 Profiles for
 Desirability
 Desirability
 Test of Significance
 2D Box Plots (Test)

Duncan test; variable Transmissibilidade (Tese.sta)
 Homogenous Groups, alpha = ,05000 (Non-Exhaustive Search)
 Error: Between MS = ,01602, df = 95,000

Cell No.	Ind.	Posição	Qtde. de Pessoas	Formas de excitação	Transmissibilidade Mean	1	2	3
6	1	SENTADO	6	PULO	1,178136	****		
41	4	SENTADO	6	CAMINHADA	1,253103	****	****	
39	4	SENTADO	4	CAMINHADA	1,253103	****	****	
38	4	SENTADO	2	PULO	1,339970	****	****	****
5	1	SENTADO	6	CAMINHADA	1,370942	****	****	****
10	1	EM PÉ	4	PULO	1,370942	****	****	****
2	1	SENTADO	2	PULO	1,370942	****	****	****
1	1	SENTADO	2	CAMINHADA	1,370942	****	****	****
4	1	SENTADO	4	PULO	1,370942	****	****	****
66	6	SENTADO	6	PULO	1,375343	****	****	****
28	3	SENTADO	4	PULO	1,385989	****	****	****
27	3	SENTADO	4	CAMINHADA	1,385989	****	****	****
42	4	SENTADO	6	PULO	1,385989	****	****	****
26	3	SENTADO	2	PULO	1,385989	****	****	****
25	3	SENTADO	2	CAMINHADA	1,385989	****	****	****
29	3	SENTADO	6	CAMINHADA	1,385989	****	****	****
30	3	SENTADO	6	PULO	1,385989	****	****	****
65	6	SENTADO	6	CAMINHADA	1,391449	****	****	****
45	4	EM PÉ	4	CAMINHADA	1,421415	****	****	****
46	4	EM PÉ	4	PULO	1,421415	****	****	****
47	4	EM PÉ	6	CAMINHADA	1,421415	****	****	****
48	4	EM PÉ	6	PULO	1,421415	****	****	****
37	4	SENTADO	2	CAMINHADA	1,422519	****	****	****
44	4	EM PÉ	2	PULO	1,440402	****	****	****
43	4	EM PÉ	2	CAMINHADA	1,440402	****	****	****
74	7	SENTADO	2	PULO	1,445809	****	****	****
62	6	SENTADO	2	PULO	1,445809	****	****	****
75	7	SENTADO	4	PULO	1,445809	****	****	****

Figura 6.6- Cálculo das médias por meio do teste de Duncan no software Statistica.

Por fim, aplicou-se o teste F de Fisher para verificar se há diferença estatística significativa entre as variáveis ou seja, quais são as que mais influenciam na transmissibilidade e se há interações entre elas. O F é designado de parâmetro de Fisher para o teste de significância dos efeitos. O teste de Fisher é utilizado em função de a amostra avaliada ser pequena e por produz menos erro se comparado a outros testes nessa situação específica. O teste de Fisher permite calcular a probabilidade de associação das características que estão em análise, ou seja, de elas serem independentes.

Na Tabela 6.3 a seguir apresentam-se os dados de K variáveis, cada um com r réplicas (no exemplo, a seguir denominam-se réplicas os elementos da mesma amostra). Assim, a soma de r réplicas de uma mesma variável compõe o total da mesma (n total). A soma dos K totais de cada variável é o total geral. As equações 6.7 a 6.12 são utilizadas na determinação do $F_{\text{calculado}}$, elas encontram-se em rotina numérica dentro do software.

Tabela 6.3- Dados de amostras e respectivas médias.

Variáveis ou Fatores						
	1	2	3	...	K	Total
Amostra 1	x_{11}	x_{21}	x_{31}		x_{K1}	
Amostra 2	x_{12}	x_{22}	x_{32}		x_{K2}	
Amostra 3	x_{13}	x_{23}	x_{33}		x_{K3}	
Amostra r	x_{1r}	x_{2r}	x_{3r}		x_{Kr}	
Total	T_1	T_2	T_3		T_K	$\Sigma T = \Sigma X$
Nº de repetições	r	R	r		r	$n = Kr$
Média	\bar{x}_1	\bar{x}_2	\bar{x}_3		\bar{x}_K	

Inicialmente, determinam-se os graus de liberdade:

Da variável: $K - 1$

Do total: $n - 1$

De resíduo (diferença entre o valor observado e ajustado): $(n - 1) - (K - 1) = n - K$

Efetiva-se a correção (C):

$$C = \frac{(\sum x)^2}{n} \quad (6.7)$$

Onde: $(\sum x)^2 =$ total geral; $n =$ número de dados.

Realiza-se o cálculo da soma de quadrados total (SQT):

$$SQT = \sum x^2 - C \quad (6.8)$$

Onde: $(\sum x)^2 =$ total geral; $C =$ correção dos dados.

Procede-se à soma dos quadrados das variáveis (SQTr):

$$SQTr = \frac{\sum T^2}{r} - C \quad (6.9)$$

Onde: $\Sigma T^2 =$ total das variáveis; $C =$ correção dos dados; $r =$ número de repetições.

A soma do quadrado dos resíduos (SQR) é dada por:

$$SQR = SQT - SQTr \quad (6.10)$$

Onde: SQT = soma de quadrados totais; SQTr = soma dos quadrados das variáveis.

E o quadrado médio das variáveis (QMTr) é dado por:

$$QMTr = \frac{SQTr}{K - 1} \quad (6.11)$$

Onde: SQTr = soma dos quadrados das variáveis; K = dados das variáveis.

O quadrado médio do resíduo (QMR) é determinado por:

$$QMR = \frac{SQR}{n - K} \quad (6.12)$$

Onde: SQR = soma do quadrado de resíduo; K = dados das variáveis; n = número de dados.

Para o cálculo do $F_{\text{calculado}}$ é necessário utilizar a equação a seguir.

$$F_{\text{calculado}} = \frac{QMTr}{QMR} \quad (6.13)$$

QMTr = Quadrado médio das variáveis; QMR = Quadrado médio do resíduo.

Depois de determinado o valor calculado de F , procede-se a determinação do F_{tabelado} com o auxílio da Tabela 6.4. Para o valor de $F_{\text{calculado}}$ (F_{cal}) maior que F_{tabelado} (F_{tab}) o efeito avaliado é significativo, ou seja há relação entre as variáveis avaliadas e se elas exercem influência sobre a variável resposta, que no presente trabalho é a transmissibilidade, caso contrário, o efeito é não significativo ou seja, exerce ou não influência.

Tabela 6.4- Teste F

$1 - \alpha = 0.95$
 $1 - \alpha = P(F \leq f_{\alpha, v_1, v_2})$

v_1 = grados de libertad del numerador
 v_2 = grados de libertad del denominador

$v_2 \backslash v_1$	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
1	161.446	199.499	215.707	224.583	230.160	233.988	236.767	238.884	240.543	241.882	242.981	243.905	244.690	245.363	245.949	246.466	246.917	247.324	247.688	248.016
2	18.513	19.000	19.164	19.247	19.296	19.329	19.353	19.371	19.385	19.396	19.405	19.412	19.419	19.424	19.429	19.433	19.437	19.440	19.443	19.446
3	10.128	9.552	9.277	9.117	9.013	8.941	8.887	8.845	8.812	8.785	8.763	8.745	8.729	8.715	8.703	8.692	8.683	8.675	8.667	8.660
4	7.709	6.944	6.591	6.388	6.256	6.163	6.094	6.041	5.999	5.964	5.936	5.912	5.891	5.873	5.858	5.844	5.832	5.821	5.811	5.803
5	6.608	5.786	5.409	5.192	5.050	4.950	4.876	4.818	4.772	4.735	4.704	4.678	4.655	4.636	4.619	4.604	4.590	4.579	4.568	4.558
6	5.987	5.143	4.757	4.534	4.387	4.284	4.207	4.147	4.096	4.060	4.027	4.000	3.976	3.956	3.938	3.922	3.908	3.896	3.884	3.874
7	5.591	4.737	4.347	4.120	3.972	3.866	3.787	3.726	3.677	3.637	3.603	3.575	3.550	3.529	3.511	3.494	3.480	3.467	3.455	3.445
8	5.318	4.459	4.066	3.838	3.688	3.581	3.500	3.438	3.388	3.347	3.313	3.284	3.259	3.237	3.218	3.202	3.187	3.173	3.161	3.150
9	5.117	4.256	3.863	3.633	3.482	3.374	3.293	3.230	3.179	3.137	3.102	3.073	3.048	3.025	3.006	2.989	2.974	2.960	2.948	2.936
10	4.965	4.103	3.708	3.478	3.326	3.217	3.135	3.072	3.020	2.978	2.943	2.913	2.887	2.865	2.845	2.828	2.812	2.798	2.785	2.774
11	4.844	3.982	3.587	3.357	3.204	3.095	3.012	2.948	2.896	2.854	2.818	2.788	2.761	2.739	2.719	2.701	2.685	2.671	2.658	2.646
12	4.747	3.885	3.490	3.259	3.106	2.996	2.913	2.849	2.796	2.753	2.717	2.687	2.660	2.637	2.617	2.599	2.583	2.568	2.555	2.544
13	4.667	3.805	3.411	3.179	3.025	2.915	2.832	2.767	2.714	2.671	2.635	2.604	2.577	2.554	2.533	2.515	2.499	2.484	2.471	2.459
14	4.600	3.739	3.344	3.112	2.958	2.848	2.764	2.699	2.646	2.602	2.565	2.534	2.507	2.484	2.463	2.445	2.428	2.413	2.400	2.388
15	4.543	3.682	3.287	3.056	2.901	2.790	2.707	2.641	2.588	2.544	2.507	2.475	2.448	2.424	2.403	2.385	2.368	2.353	2.340	2.328
16	4.494	3.634	3.239	3.007	2.852	2.741	2.657	2.591	2.538	2.494	2.456	2.425	2.397	2.373	2.352	2.333	2.317	2.302	2.288	2.276
17	4.451	3.592	3.197	2.965	2.810	2.699	2.614	2.548	2.494	2.450	2.413	2.381	2.353	2.329	2.308	2.289	2.272	2.257	2.243	2.230
18	4.414	3.555	3.160	2.928	2.773	2.661	2.577	2.510	2.456	2.412	2.374	2.342	2.314	2.290	2.269	2.250	2.233	2.217	2.203	2.191
19	4.381	3.522	3.127	2.895	2.740	2.628	2.544	2.477	2.423	2.378	2.340	2.308	2.280	2.256	2.234	2.215	2.198	2.182	2.168	2.155
20	4.351	3.493	3.098	2.866	2.711	2.599	2.514	2.447	2.393	2.348	2.310	2.278	2.250	2.225	2.203	2.184	2.167	2.151	2.137	2.124
21	4.325	3.467	3.072	2.840	2.685	2.573	2.488	2.420	2.366	2.321	2.283	2.250	2.222	2.197	2.176	2.156	2.139	2.123	2.109	2.096
22	4.301	3.443	3.048	2.816	2.661	2.549	2.464	2.397	2.342	2.297	2.259	2.226	2.198	2.173	2.151	2.131	2.114	2.098	2.084	2.071
23	4.279	3.422	3.028	2.796	2.640	2.528	2.442	2.375	2.320	2.275	2.236	2.204	2.175	2.150	2.128	2.109	2.091	2.075	2.061	2.048
24	4.260	3.403	3.009	2.776	2.621	2.508	2.423	2.355	2.300	2.255	2.216	2.183	2.155	2.130	2.108	2.088	2.070	2.054	2.040	2.027
25	4.242	3.385	2.991	2.759	2.603	2.490	2.405	2.337	2.282	2.236	2.198	2.165	2.136	2.111	2.089	2.069	2.051	2.035	2.021	2.007
26	4.225	3.369	2.975	2.743	2.587	2.474	2.388	2.321	2.265	2.220	2.181	2.148	2.119	2.094	2.072	2.052	2.034	2.018	2.003	1.990
27	4.210	3.354	2.960	2.728	2.572	2.459	2.373	2.305	2.250	2.204	2.166	2.132	2.103	2.078	2.056	2.036	2.018	2.002	1.987	1.974
28	4.196	3.340	2.947	2.714	2.558	2.445	2.359	2.291	2.236	2.190	2.151	2.118	2.089	2.064	2.041	2.021	2.003	1.987	1.972	1.959
29	4.183	3.328	2.934	2.701	2.545	2.432	2.346	2.278	2.223	2.177	2.138	2.104	2.075	2.050	2.027	2.007	1.989	1.973	1.958	1.945
30	4.171	3.316	2.922	2.690	2.534	2.421	2.334	2.266	2.211	2.165	2.126	2.092	2.063	2.037	2.015	1.995	1.976	1.960	1.945	1.932
40	4.085	3.232	2.839	2.606	2.449	2.336	2.249	2.180	2.124	2.077	2.038	2.003	1.974	1.948	1.924	1.904	1.885	1.868	1.853	1.839
50	4.034	3.183	2.790	2.557	2.400	2.286	2.199	2.130	2.073	2.026	1.986	1.952	1.921	1.895	1.871	1.850	1.831	1.814	1.798	1.784
60	4.001	3.150	2.758	2.525	2.368	2.254	2.167	2.097	2.040	1.993	1.952	1.917	1.887	1.860	1.836	1.815	1.796	1.778	1.763	1.748
70	3.978	3.128	2.736	2.503	2.346	2.231	2.143	2.074	2.017	1.969	1.928	1.893	1.863	1.836	1.812	1.790	1.771	1.753	1.737	1.722
80	3.960	3.111	2.719	2.486	2.329	2.214	2.126	2.056	1.999	1.951	1.910	1.875	1.845	1.817	1.793	1.772	1.752	1.734	1.718	1.703
90	3.947	3.098	2.706	2.473	2.316	2.201	2.113	2.043	1.986	1.938	1.897	1.861	1.830	1.803	1.779	1.757	1.737	1.720	1.703	1.688
100	3.936	3.087	2.696	2.463	2.305	2.191	2.103	2.032	1.975	1.927	1.886	1.850	1.819	1.792	1.768	1.746	1.726	1.708	1.691	1.676
200	3.888	3.041	2.650	2.417	2.259	2.144	2.056	1.985	1.927	1.878	1.837	1.801	1.769	1.742	1.717	1.694	1.674	1.656	1.639	1.623
500	3.860	3.014	2.623	2.390	2.232	2.117	2.028	1.957	1.899	1.850	1.808	1.772	1.740	1.712	1.686	1.664	1.643	1.625	1.607	1.592
1000	3.851	3.005	2.614	2.381	2.223	2.108	2.019	1.948	1.889	1.840	1.798	1.762	1.730	1.702	1.676	1.654	1.633	1.614	1.597	1.581

Elaborada por Irene Patricia Valdez y Alfaro.

6.2.1- Etapa 1 - Análise global incluindo indivíduos sentados e em pé

Na etapa 1 utilizou-se do modelo linear generalizado, Teste F e Duncan por meio da rotina interna no software Statistica conforme se visualiza na Figura 6.7a e 6.7b.

STATISTICA - [Workbook4CORRIGIDO* - Univariate Results for Each DV (Tese.sta)]

File Edit View Insert Format Statistics Graphs Tools Data Workbook Window Help

Arial 10 B I U

Workbook4CORRI
 General Linear
 General Linear
 GLM Resul
 Multiv.
 Univar
 Univar
 Dunca
 Profile
 Desira
 Desira
 Test o
 2D Box Plots (

Univariate Results for Each DV (Tese.sta)			
Sigma-restricted parameterization			
Effective hypothesis decomposition			
Effect	Degr. of Freedom	Transmissibilidade SS	Transmissibilidade MS
Intercept	1	115,9080	115,9080
Frequência (Hz)	1	11,1395	11,1395
Ind.	7	0,3077	0,0440
Posição	1	0,0948	0,0948
Qtde. de Pessoas	2	0,0023	0,0012
Formas de excitação	1	0,0009	0,0009
Ind.*Posição	7	0,0876	0,0125
Ind.*Qtde. de Pessoas	14	0,0452	0,0032
Posição*Qtde. de Pessoas	2	0,0056	0,0028
Ind.*Formas de excitação	7	0,0371	0,0053
Posição*Formas de excitação	1	0,0000	0,0000
Qtde. de Pessoas*Formas de excitação	2	0,0004	0,0002
Ind.*Posição*Qtde. de Pessoas	14	0,0676	0,0048
Ind.*Posição*Formas de excitação	7	0,0190	0,0027
Ind.*Qtde. de Pessoas*Formas de excitação	14	0,0381	0,0027
Posição*Qtde. de Pessoas*Formas de excitação	2	0,0016	0,0008
Ind.*Posição*Qtde. de Pessoas*Formas de excitação	14	0,0369	0,0026
Error	95	1,5223	0,0160
Total	191	13,4066	

(a)

File Edit View Insert Format Statistics Graphs Tools Data Workbook Window Help

Arial 10 B I U

Workbook4CORRI
 General Linear
 General Linear
 GLM Resul
 Multiv.
 Univar
 Univar
 Dunca
 Profile
 Desira
 Desira
 Test o
 2D Box Plots (

Univariate Results for Each DV (Tese.sta)				
Sigma-restricted parameterization				
Effective hypothesis decomposition				
Effect	Transmissibilidade SS	Transmissibilidade MS	Transmissibilidade F	Transmissibilidade p
Intercept	115,9080	115,9080	7233,104	0,000000
Frequência (Hz)	11,1395	11,1395	695,146	0,000000
Ind.	0,3077	0,0440	2,743	0,012244
Posição	0,0948	0,0948	5,914	0,016893
Qtde. de Pessoas	0,0023	0,0012	0,073	0,929786
Formas de excitação	0,0009	0,0009	0,053	0,818304
Ind.*Posição	0,0876	0,0125	0,781	0,604594
Ind.*Qtde. de Pessoas	0,0452	0,0032	0,201	0,999157
Posição*Qtde. de Pessoas	0,0056	0,0028	0,175	0,839756
Ind.*Formas de excitação	0,0371	0,0053	0,331	0,938001
Posição*Formas de excitação	0,0000	0,0000	0,001	0,969877
Qtde. de Pessoas*Formas de excitação	0,0004	0,0002	0,012	0,987596
Ind.*Posição*Qtde. de Pessoas	0,0676	0,0048	0,301	0,992704
Ind.*Posição*Formas de excitação	0,0190	0,0027	0,169	0,990766
Ind.*Qtde. de Pessoas*Formas de excitação	0,0381	0,0027	0,170	0,999683
Posição*Qtde. de Pessoas*Formas de excitação	0,0016	0,0008	0,049	0,952410
Ind.*Posição*Qtde. de Pessoas*Formas de excitação	0,0369	0,0026	0,165	0,999737
Error	1,5223	0,0160		
Total	13,4066			

(b)

Figura 6.7- Tabela de dados no software Statistica 7.0: (a) cálculo dos graus de liberdade; (b) determinação do $F_{\text{calculado}}$.

A Tabela 6.5 foi construída a partir da análise dos resultados obtidos no software Statistica 7.0 dispostos na Figura 6.7, onde os valores de “ $F_{\text{calculados}} (F_{\text{cal}})$ ” foram comparados com os

valores de “ $F_{\text{tabelados}} (F_{\text{tab}})$ ” para um nível de confiança de 95%. O $F_{\text{calculado}}$ foi determinado a partir da relação entre o quadrado médio do tratamento (variáveis estudadas: indivíduos, posição do indivíduo monitorado, quantidade de pessoas que excitam a laje, formas de excitação e frequência) e o do resíduo (erro experimental, determinado a partir da diferença entre o valor observado obtido a partir do ensaio experimental e o valor ajustado para o modelo) em função da análise de variância dos dados experimentais obtidos da transmissibilidade. O $F_{\text{calculado}}$ foi obtido na rotina interna do software e comparado com F_{tabelado} que é determinado por meio da tabela de distribuição F (Tabela 6.4). Para determinar o valor de F_{tab} igual a $F_{\alpha = 0,05} (v_1, v_2)$, entra-se na Tabela 6.4 com os valores de v_1 e v_2 . Sendo que v_1 é o grau de liberdade do efeito avaliado e v_2 do resíduo. O grau de liberdade é um estimador do número de categorias independentes numa experiência estatística. É calculado mediante o número de elementos na amostra menos um (Campos, 2013). O nível de significância escolhido do erro foi de apenas 5% em função do tamanho da amostra. No APÊNDICE D encontram-se maiores informações sobre o teste F.

Na Tabela 6.5 têm-se, os valores de:

- ✓ F = Parâmetro de Fisher para o teste de significância dos efeitos. O teste de Fisher é usado para amostras pequenas. O teste de Fisher permite calcular a probabilidade de associação das características que estão em análise, ou seja, de elas serem independentes. O teste está explicado detalhadamente no Apêndice D.
- ✓ Resultado = Resultado da análise, com a indicação se o efeito é significativo ou não.
- ✓ R^2_{mod} = coeficiente de determinação do modelo. O coeficiente de determinação é uma medida de ajustamento de um modelo estatístico linear generalizado, como a Regressão linear, em relação aos valores observados. O R^2 varia entre 0 e 1, indicando, o quanto o modelo consegue explicar os valores observados. Quanto maior o R^2 , mais explicativo é modelo, melhor ele se ajusta à amostra.
- ✓ R_{mod} = Coeficiente de correlação do modelo. O Coeficiente de correlação é uma medida adimensional que pode assumir valores no intervalo entre -1 e +1. O coeficiente mede o grau de relacionamento entre as variáveis ou seja, reflete a intensidade e a direção de relações lineares. A intensidade diz respeito ao grau de relacionamento entre duas variáveis. Quanto mais próximo dos extremos do intervalo, (-1 e +1) mais forte é a correlação. Quanto mais próximo do centro do

intervalo, zero, mas fraca é a correlação linear.

Tabela 6.5- Resultados da análise estatística realizada com os dados de transmissibilidade em indivíduos em pé e sentado, para as variáveis independentes consideradas no modelo estatístico.

Efeitos	F _{cal}	F _{tab}	Resultado
Modelo	7233,104	3,888	Significativo
Frequência (Hz)	695,146	3,888	Significativo
Indivíduos	2,743	2,056	Significativo
Posição	5,914	3,888	Significativo
Quantidade de pessoas	0,073	3,041	Não- Significativo
Formas de excitação	0,053	3,888	Não- Significativo
Indivíduos x Posição	0,781	2,056	Não- Significativo
Indivíduos x Quantidade de pessoas	0,201	1,742	Não- Significativo
Posição x Quantidade de pessoas	0,175	3,041	Não- Significativo
Indivíduos x Formas de excitação	0,331	2,056	Não- Significativo
Posição x Formas de excitação	0,001	3,888	Não- Significativo
Quantidade de pessoas x Formas de Excitação	0,012	3,014	Não- Significativo
Indivíduos x Posição x Quantidade de pessoas	0,301	1,742	Não- Significativo
Indivíduos x Posição x Formas de excitação	0,169	2,056	Não- Significativo
Indivíduos x Quantidade de pessoas x Formas de excitação	0,170	1,742	Não- Significativo
Posição x Quantidade de pessoas x Formas de excitação	0,049	3,014	Não- Significativo
Indivíduos x Quantidade de pessoas x Formas de excitação	0,165	1,742	Não- Significativo
$R^2_{\text{mod}} = 0,94$ $R_{\text{mod}} = 0,89$			

O modelo linear generalizado adotado é significativo conforme mostra na Tabela 6.5, uma vez que o valor do F_{cal} é bem maior que o F_{tab} ($7233,104 > 3,888$). E, além disso, outro ponto relevante é que o valor resultante do coeficiente de determinação (R^2_{mod}) foi 0,94,

significando que 94% da variação total dos dados são explicados pelo modelo.

Para a população avaliada, os efeitos de cada um dos fatores listados na presente pesquisa (indivíduos, frequência e posição) são estatisticamente significativos a um nível de confiança de 95%. Portanto, pode-se concluir que, cada uma dessas variáveis, tomada isoladamente, exerce influência na transmissibilidade na presente pesquisa.

Ao analisar a intensidade da influência ou seja qual variável exerceu na presente pesquisa maior influência sobre a transmissibilidade (pela comparação do valor do F_{cal} e F_{tab} de Fisher), pode-se constatar que foi a frequência, seguida pelas variáveis, posição e indivíduos.

A variável quantidade de pessoas utilizadas para excitar a laje não se mostrou significativa, assim como as formas de excitação (caminhada ou pulo) portanto, não exerceu influência no valor observado da transmissibilidade. A pouca influência do número de pessoas indica provavelmente que o sistema é linear para a faixa estudada. Os harmônicos característicos para caminhada e o pulo se encontram em patamares similares. Para a caminhada o primeiro harmônico é de 1,6-2,4 Hz e para o pulo de, 1,8-3,4 Hz (Faisca, 2003).

Com relação às interações duplas (indivíduos x posição; indivíduos x quantidade de pessoas; posição x quantidade de pessoas; indivíduos x formas de excitação; posição x formas de excitação; quantidade de pessoas x formas de excitação) e triplas (indivíduos x posição x quantidades de pessoas; indivíduos x posição x formas de excitação; indivíduos quantidades de pessoas x formas de excitação; posição x quantidade pessoas x formas de excitação; indivíduos x quantidade de pessoas x formas de excitação), verifica-se uma provável falta de sinergia entre os fatores ou seja, não há uma relação entre eles, uma vez que todas as interações resultaram em não significativas (Tabela 6.5).

A Figura 6.8 apresenta a estimativa média global da transmissibilidade, com erro padrão (EP) e desvio padrão (DP) para a transmissibilidade. Pode-se observar para a comparação entre médias gerais, que existe uma discreta tendência de maior transmissibilidade para os indivíduos em pé que para os sentados. Provavelmente, porque para o indivíduo na posição em pé, gerou-se certa instabilidade quanto ao posicionamento sobre a laje, além do mesmo ser orientado a não se movimentar para não perturbar o ensaio. Essa observação é baseada em estudos similares realizados por Chaffin et al. (1999) e, sobretudo, em relatos dos indivíduos monitorados. Matsumoto e Griffin (2000) afirmam que, a posição em pé tem maior amortecimento que sentado. Em contrapartida, Chaffin et al. (1999) afirmam que a postura de trabalho sentada permite, então, se bem concebida, um melhor controle dos movimentos devido a um esforço de equilíbrio reduzido, pois o esforço postural estático e as solicitações sobre as articulações são mais limitadas do que na postura em pé, devido à maior parte do conjunto de músculos posturais estarem relaxada, realizando apenas o trabalho de estabilização da cintura escapular. Assim como verificado por Chaffin et al. (1999), em geral, os maiores valores da magnitude da transmissibilidade na presente pesquisa foram diferenciados por meio do segundo pico de frequência de ressonância.

Ao se efetuar a comparação múltipla de médias (Duncan) considerando cada um dos indivíduos avaliados na presente pesquisa, percebe-se na Figura 6.9, que os que apresentarem maiores dispersão se comparados aos demais foram respectivamente, (5) e (7), que apresentam menores massas corporais.

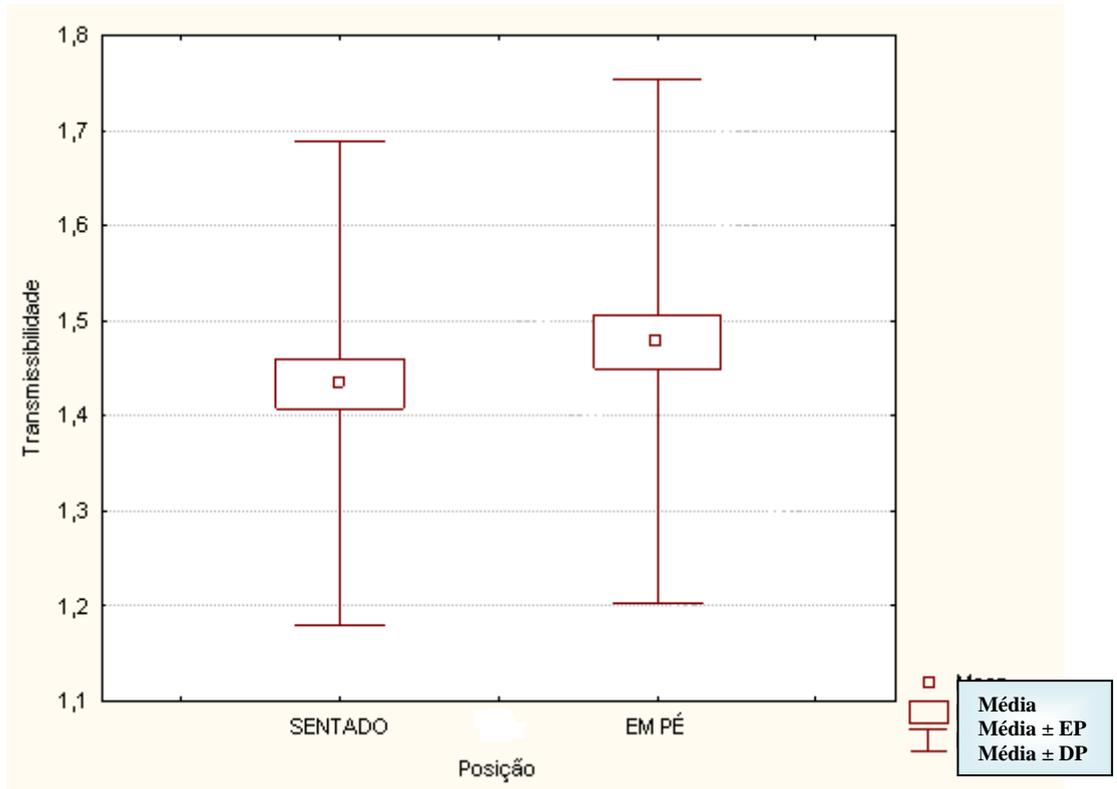


Figura 6.8- Estimativa da medida dos valores médios globais da transmissibilidade, com seu erro padrão, para posição x transmissibilidade.

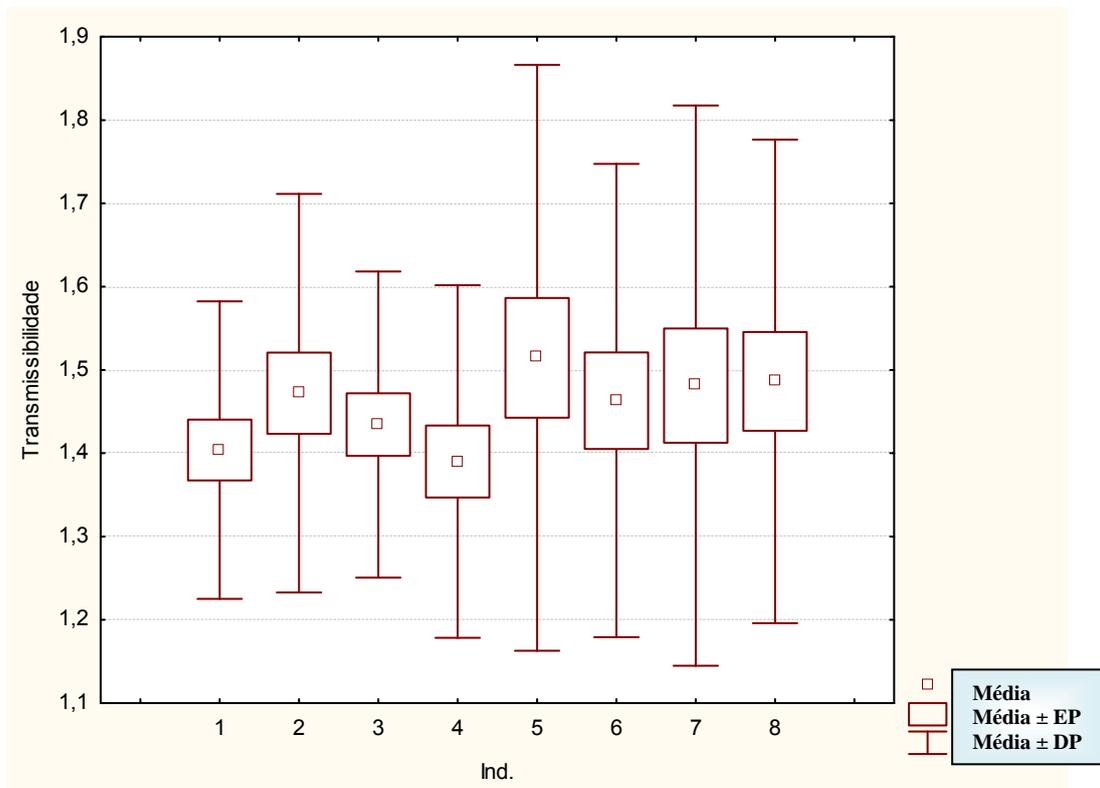


Figura 6.9- Estimativa da medida dos valores médios globais da transmissibilidade, com seu erro padrão, para indivíduos x transmissibilidade.

Na Figura 6.10 apresentam-se os resultados do agrupamento de médias da transmissibilidade pelo método de Duncan para cada indivíduo considerando a quantidade de pessoas que excitam a laje. A variável quantidade de pessoas não foi estatisticamente significativa, portanto, não influenciou na transmissibilidade. Mas, houve um incremento na aceleração com o aumento da quantidade de pessoas que excitavam a laje que se esperava já que os indivíduos caminharam um atrás do outros divididos nas laterais da plataforma, o que leva a uma tendência à sincronização dos movimentos. Quando os ensaios são com pessoas pulando se observa o mesmo, conforme relatado no Capítulo 5.

A Figura 6.11 apresenta o agrupamento das médias da transmissibilidade por meio do teste de Duncan com intuito de verificar a influência da variável forma de excitação sobre a esta. A variável, forma de excitação, não foi considerada estatisticamente significativa e não influenciou na transmissibilidade para a presente pesquisa.

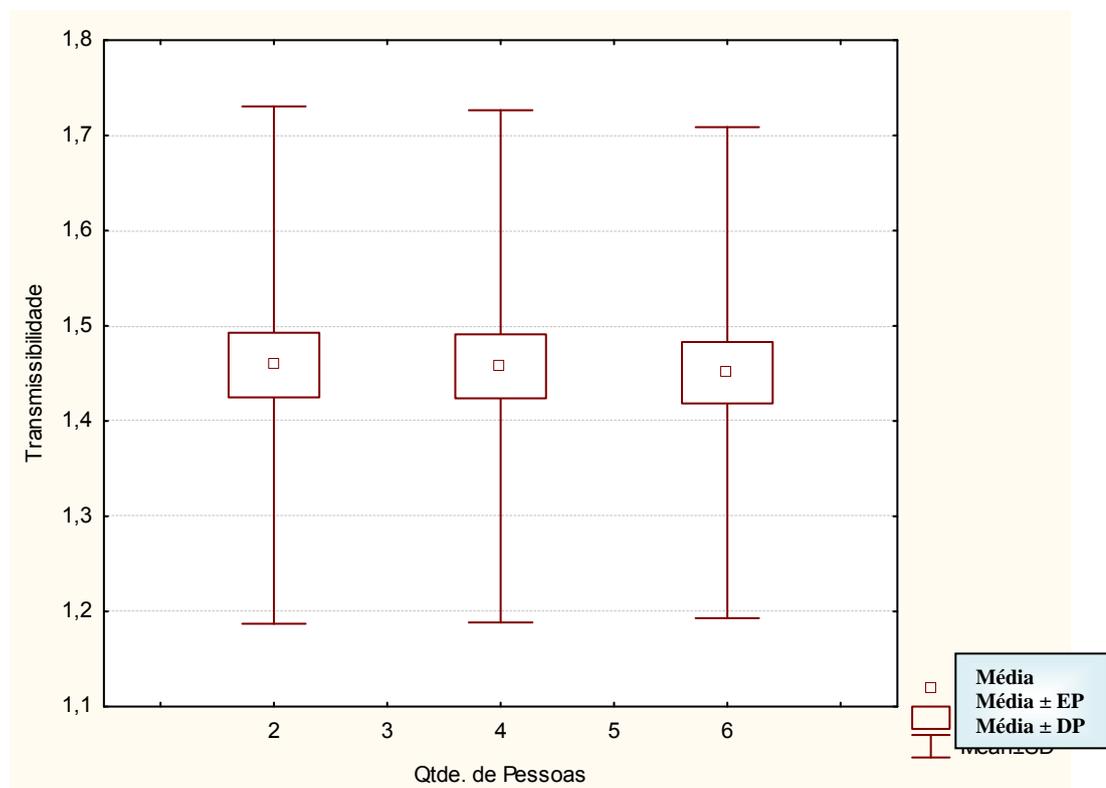


Figura 6.10- Estimativa da medida dos valores médios globais da transmissibilidade, com seu erro

padrão, para quantidade de pessoas x transmissibilidade.

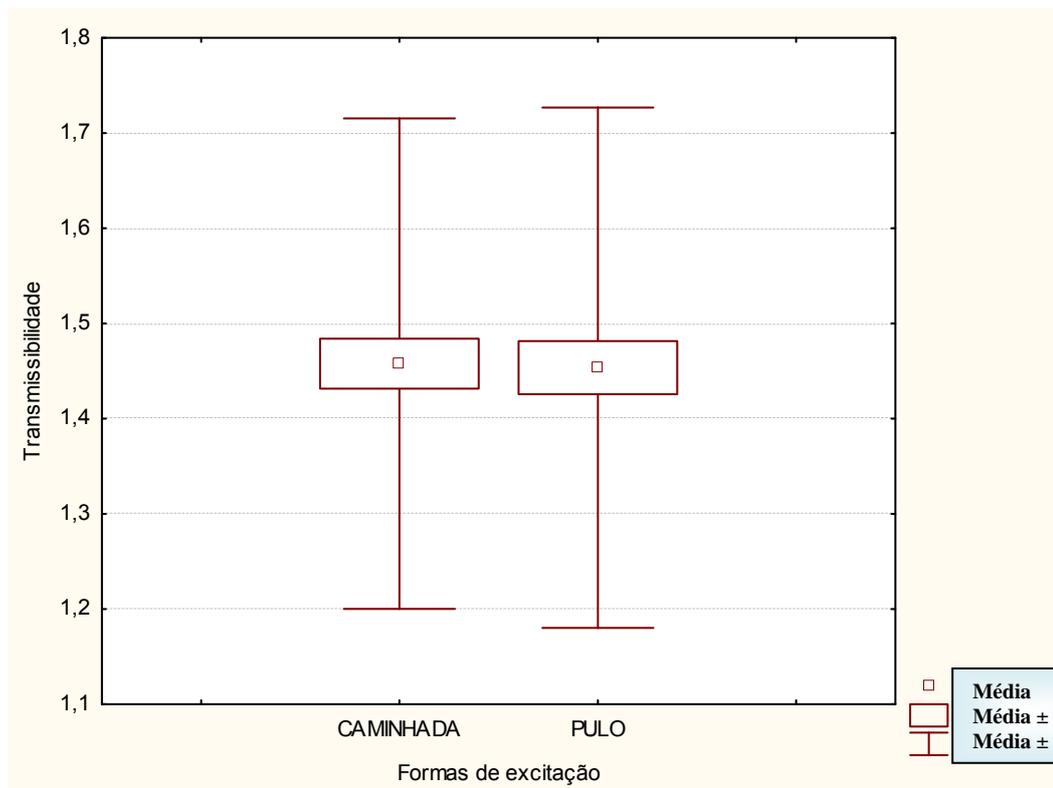


Figura 6.11- Estimativa da medida dos valores médios globais da transmissibilidade, com seu erro padrão, para formas de excitação x transmissibilidade.

6.6.2-Etapa 2 - Análise global da idade, IMC, profissão e altura pela frequência de ressonância

Após realizar a Etapa 1, procederam-se os mesmos passos da mesma realizada no item 6.2 para a análise da Etapa 2, buscando-se avaliar se as variáveis, idade, IMC, profissão e altura exercem influência significativa na transmissibilidade da primeira e segunda frequência de ressonância. Os dados tabulados para essa etapa são apresentados no Apêndice D.

Na Tabela 6.6 mostra-se a relação entre a idade, IMC, profissão e altura com a frequência de ressonância. O Teste F de Fisher mostrou forte aderência entre a frequência de ressonância e o IMC, seguidos pela idade e altura. Entretanto, apresenta uma aderência significativa, porém com menor força estatística, aos dados da relação entre a frequência de ressonância e a profissão. Ressalta-se que os indivíduos (5) e (6), possuem a mesma estatura, assim como (7) e (8), o que gera 50% dos indivíduos com estaturas muito próximas. Assim no presente

trabalho, como nos resultados obtidos por pesquisa realizada por Becker (2006), a idade exerceu influência significativa para os indivíduos avaliados.

Tabela 6.6- Resultado da análise global realizada com os dados de idade, IMC, profissão e altura pela frequência de ressonância para os indivíduos avaliados.

Efeitos	Fcal	Ftab	Resultado
Idade	8,380	2,144	Significativo
IMC	18,689		Significativo
Profissão	5,000		Significativo
Altura	5,8784		Significativo

Na Figura 6.12 apresenta-se o resultado do agrupamento de médias para indivíduo conforme a idade. A variável idade exerce influência sobre a transmissibilidade ($F=8,380$ $p<0,05$). Contudo, ressalta-se que a disposição geral das médias da transmissibilidade apresenta um valor maior para o indivíduo (5), com 41 anos, que possui também uma das menores massas corporais dentre os demais.

A variável, IMC mostrou-se estaticamente significativa ($F=18,689$ $p<0,05$) e é também a que maior influência exerce sobre a transmissibilidade conforme Tabela 6.6 para a população estudada. Por conseguinte, observa-se na Figura 6.13 que os indivíduos que apresentaram menor índice de massa corporal apresentam uma maior dispersão se comparados aos demais analisados. Wolf (1973), afirma que em geral, as pessoas que tem bom condicionamento físico provavelmente são menos afetadas pelas vibrações.

Para a variável, profissão, há uma dispersão das médias da transmissibilidade para a profissão de serralheiro (indivíduo que trabalha em pé e pouco sentado), seguido por engenheiro civil (trabalhadores em escritórios, essencialmente sentados como projetistas). Por outro lado, apresenta-se menor dispersão da média para a profissão de comerciante, indivíduo que trabalha em pé (Figura 6.14). Quanto à profissão versus transmissibilidade não se constatou um padrão de comportamento sobretudo, para os indivíduos que trabalham essencialmente em pé. Conforme relatado por Mansfield (2005), consequentemente, não é tarefa fácil generalizar os resultados obtidos a partir de uma tarefa específica sob uma condição particular de vibração. Portanto, para a presente pesquisa a variável profissão foi a

que menor influência exerceu.

É importante ressaltar ainda que para a presente pesquisa, os indivíduos que trabalham em pé apontaram ter dores lombares e, que sentiram desconforto ao ter que ficar sem nenhuma movimentação para medições. Noorloos et al. (2008), relataram que há uma relação entre as dores lombares (LBP) e o índice de massa corporal também reportada por alguns estudos nesta área com uma clara associação. Contudo, Noorloos et al. (2008) relataram que em outros estudos foram encontradas evidências conflitantes e falhando na identificação desta associação.

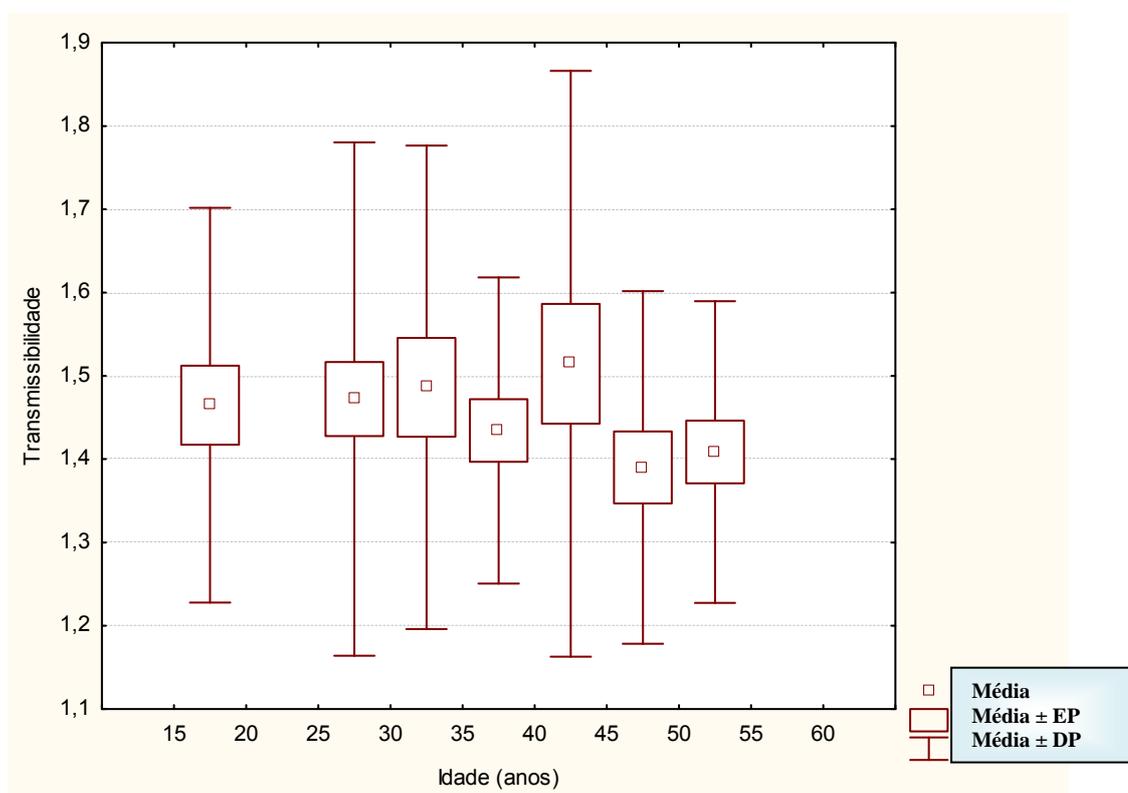


Figura 6.12- Estimativa da medida dos valores médios globais da transmissibilidade, com seu erro padrão, para idade (anos) x transmissibilidade.

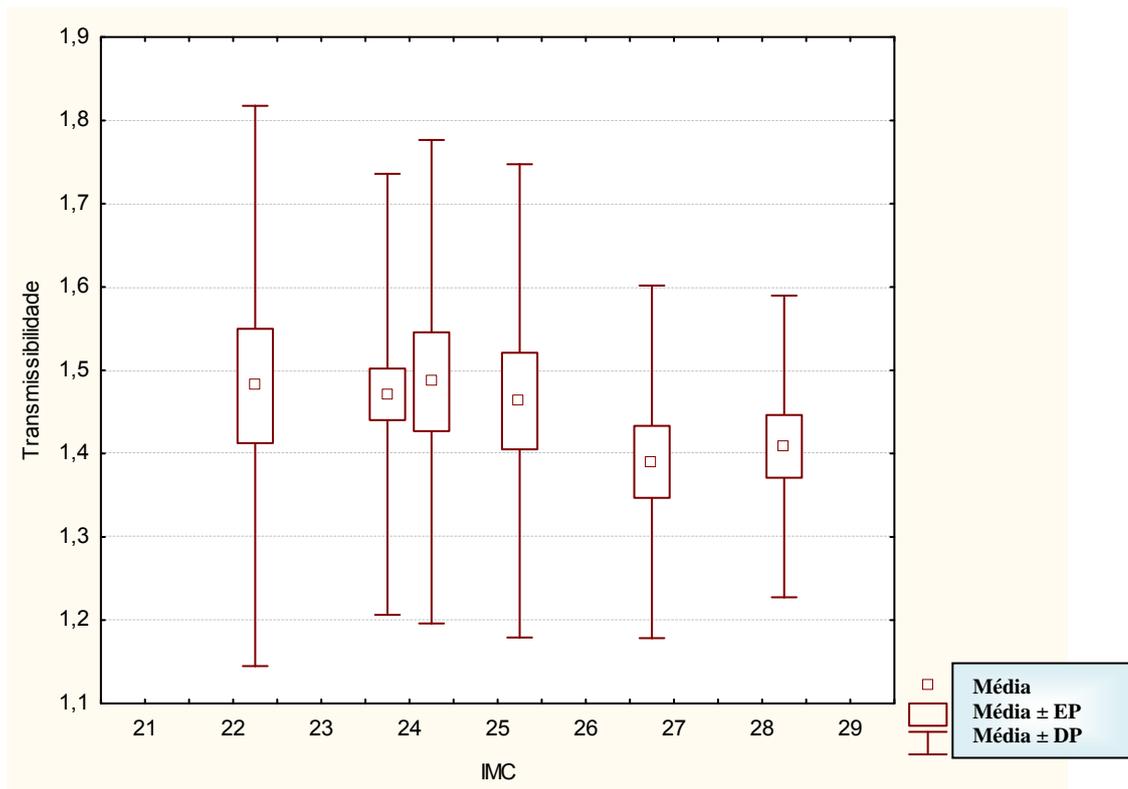


Figura 6.13- Estimativa da medida dos valores médios globais da transmissibilidade, com seu erro padrão, para IMC x transmissibilidade.

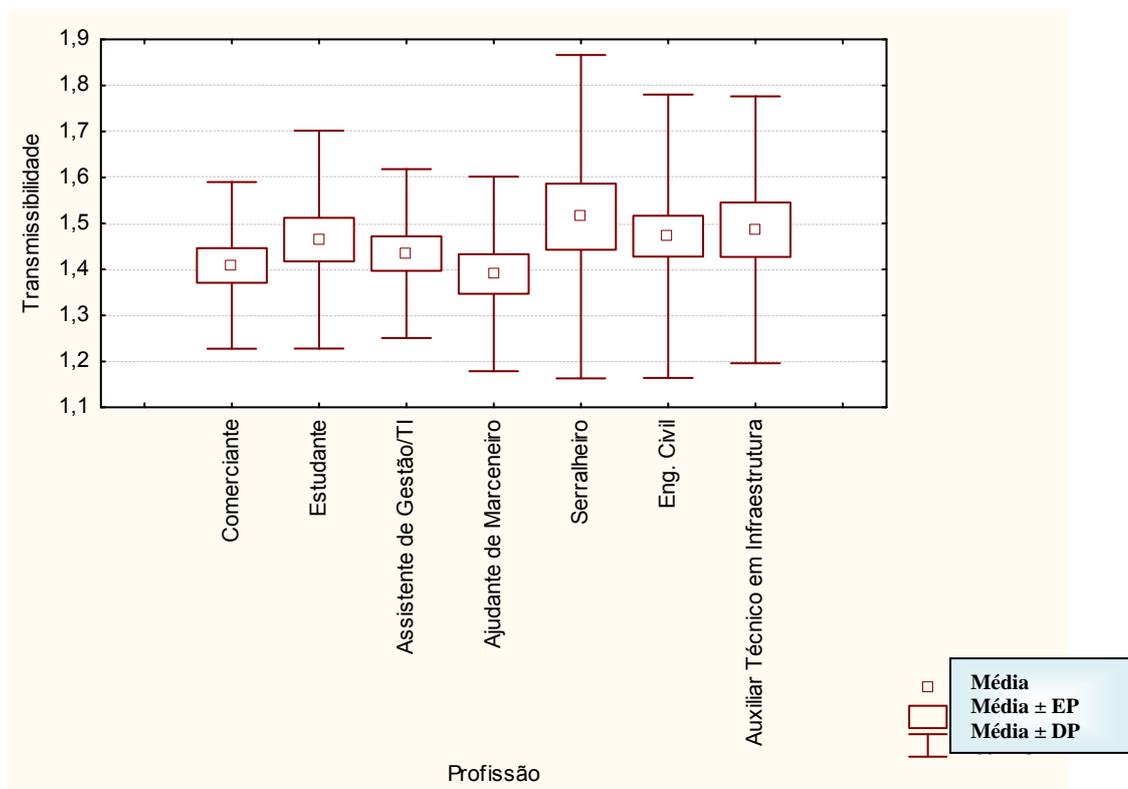


Figura 6.14- Estimativa da medida dos valores médios globais da transmissibilidade, com seu erro padrão, para profissão x transmissibilidade.

A Figura 6.15 apresenta a estimativa média global da transmissibilidade, com seu erro padrão e desvio, para cada um dos indivíduos avaliados quanto a sua estatura. Pode-se observar comparando as médias gerais, que existe uma maior dispersão para os indivíduos com 1,68 - 1,70 m, haja vista que metade da população estudada encontra-se neste intervalo de estatura. Apesar dos resultados da primeira frequência ressonância ser similares entre os indivíduos estudados, comprova-se que há uma discreta diferença entre os mesmos, atribuída essencialmente as diferenças antropométricas intrínsecas a cada ser. Mas, para a população estudada a altura exerceu pouca influência na transmissibilidade.

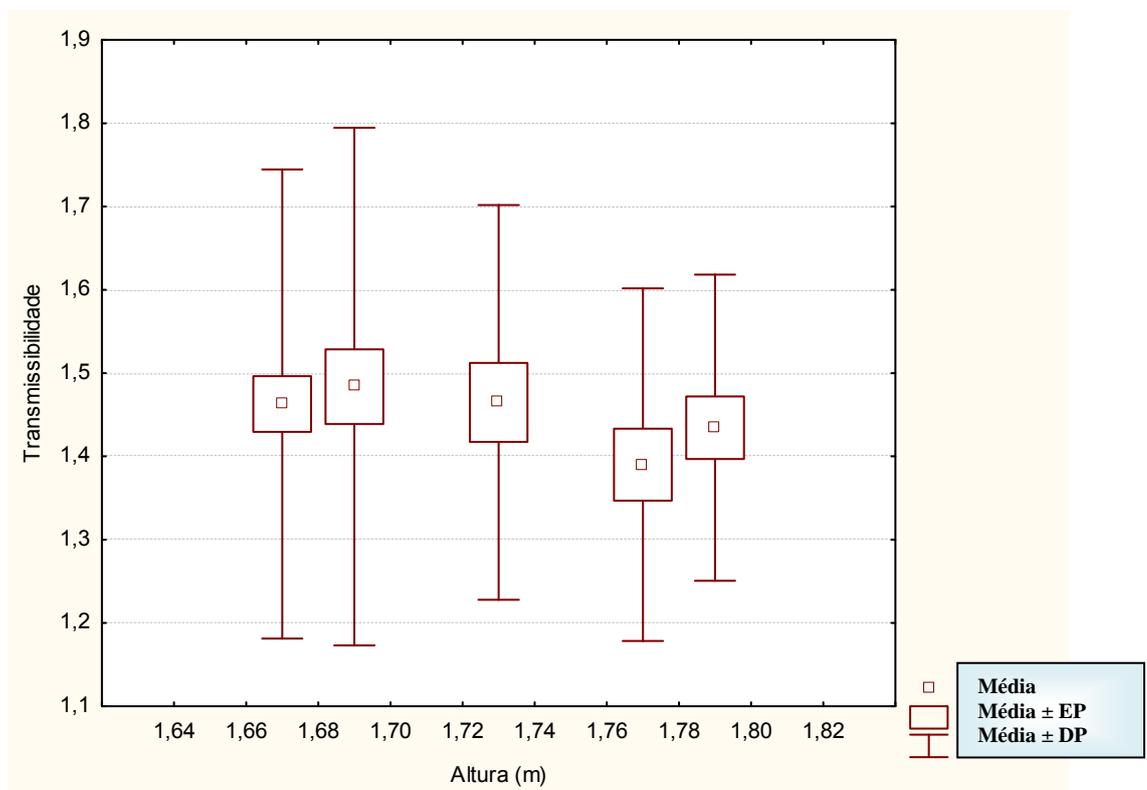


Figura 6.15- Estimativa da medida dos valores médios globais da transmissibilidade, com seu erro padrão, para altura (m) x transmissibilidade.

7-CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA FUTURAS PESQUISAS

A seguir são apresentadas as conclusões do trabalho e as sugestões para futuras pesquisas.

7.1-CONCLUSÕES

Um estudo sobre os modelos biodinâmicos de indivíduos humanos expostos a vibração vertical na posição sentada e em pé foi realizado.

7.1.1-Conclusões sobre a busca de parâmetros biodinâmicos

Foram realizados ensaios numéricos tomando como base os modelos de Cho e Yoon (2001), e de Becker (2006). A partir dos parâmetros de massa, rigidez e amortecimento sugeridos por esses autores calcularam-se os novos valores destes parâmetros minimizando a diferença entre as curvas de transmissibilidades numéricas e as obtidas a partir de dados experimentais dos mesmos autores com auxílio da rotina computacional em Maple idealizada para a presente pesquisa.

Ao realizar o ajuste dos parâmetros verificou-se que há um certo limite em sua busca, uma vez que valores que podem minimizar a diferença entre as curvas de transmissibilidade calculadas e as experimentais podem também gerar distorções que, conseqüentemente, deixam de representar o comportamento humano, transformando o processo em uma busca numérica sem representatividade do ponto de vista biológico e fisiológico. Os valores de amortecimento e rigidez já determinados por Bolieau e Rackheja (1998) e Keller et al. (2002) norteiam os limites desses parâmetros.

7.1.2-Conclusões sobre o estudo experimental desenvolvido

Foi realizado um estudo experimental sobre uma plataforma de ensaios dinâmicos. No centro da plataforma foi colocada uma pessoa, sentada em uma cadeira de encosto com assento de madeira

ou em pé e vibrações foram induzidas na laje por meio da caminhada de voluntários em torno da pessoa ou de pulos. Os ensaios foram repetidos com 8 pessoas, todas do sexo masculino que foram se posicionando no centro da plataforma. Foram considerados diferentes graus de excitação com duas, quatro ou seis pessoas caminhando ou pulando. Em todas as etapas consideradas, os níveis de vibração foram aplicados de forma progressiva, aumentando aos poucos o número de indivíduos que caminham ou pulam sobre a laje para quantificar os efeitos da vibração em seres humanos. Foram obtidas e analisadas curvas de transmissibilidade da vibração vertical.

Os indivíduos que participaram dos ensaios apresentaram comportamentos similares para as primeiras e segundas frequências de ressonância, que são de aproximadamente 4 e 12 Hz, respectivamente, tanto para a posição sentada como em pé. Para estas faixas de frequência, a magnitude da transmissibilidade resultou maior que 1 (um), indicando assim que esta faixa de frequência pode ser desconfortável para o corpo humano. Para frequências inferiores a 12 Hz houve amplificação do sinal de entrada.

A forma de excitação da laje, ou seja, caminhar ou pular de pessoas em torno de uma sentada ou em pé, não influenciou significativamente a transmissibilidade em relação à primeira e à segunda frequência de ressonância do corpo humano, assim como a quantidade de pessoas utilizadas para excitar a laje. No entanto, verificou-se um ligeiro aumento dessas frequências quando se considerou um maior número de pessoas pulando.

Os indivíduos relataram certo desconforto ao serem monitorados durante a posição em pé, devido à instabilidade postural e a necessidade de permanecerem imóveis.

Nos ensaios realizados em que o voluntário estava em pé foi constatada a redução da transmissibilidade do corpo humano para frequências elevadas assim como evidenciado também nas pesquisas de Matsumoto e Griffin (2000).

Para verificar a influência de fatores como a idade, peso e altura na transmissibilidade são necessários estudos mais aprofundados com um maior número de indivíduos ou selecioná-los com combinações específicas das variáveis a serem avaliadas. Como a população amostrada é pequena, este tipo de análise não permite conclusões com significado estatístico

forte. Contudo, a partir dos resultados experimentais de transmissibilidade obtidos observa-se influência das diferenças antropométricas dos indivíduos sobre a magnitude da transmissibilidade. Os indivíduos que participaram desta pesquisa possuem características variáveis, alguns com sobrepeso e taxas de gordura excessiva, outros são saudáveis, há jovens e pessoas de meia idade, todos foram expostos à vibração ocupacional estando sentados ou em pé.

As curvas de transmissibilidade obtidas experimentalmente foram comparadas com as obtidas por outros autores. Destaca-se que os modelos desenvolvidos com base em um conjunto de dados experimentais de transmissibilidade para determinada população amostrada podem não ser adequados para descrever o comportamento biodinâmico de outro grupo de indivíduos, mas são importantes contribuições para estudo de novas metodologias de monitoramento dos parâmetros dinâmicos. Os resultados experimentais obtidos de transmissibilidade mostraram-se condizentes com os que aparecem nas pesquisas de Wasserman (1987), Paddan e Griffin (1998), Chaffin et al. (1999), Becker (2006) e Dauris et al. (2010) para a posição sentada. E para a posição em pé com os de Coerman (1962) e Chaffin et al., (1999). Contudo, pequenas diferenças foram encontradas que podem ser atribuídas às características físicas das pessoas que participaram do experimento ou à grande variabilidade na fixação e posicionamento nos acelerômetros nos pontos de entrada e saída da vibração durante os ensaios entre as pesquisas citadas e a movimentação involuntária do indivíduo durante o monitoramento.

7.1.3-Conclusões sobre o modelo numérico proposto

Foram desenvolvidos na presente pesquisa dois modelos numéricos do corpo humano de seis graus de liberdade para indivíduos na posição sentada e em pé, baseado nos dados experimentais obtidos de transmissibilidade. Verificou-se que os modelos propostos representaram bem o comportamento dos voluntários.

7.2-SUGESTÕES PARA FUTURAS PESQUISAS

Com base em todo o estudo desenvolvido, sugerem-se os seguintes tópicos de análise para futuras pesquisas:

- ✓ Realizar estudo detalhado de outros parâmetros biodinâmicos de impedância mecânica, massa aparente e potência absorvida contemplando um grupo maior de indivíduos com o objetivo de confirmar e estabelecer um padrão de comportamento.
- ✓ Utilizar um shaker para excitação da plataforma vibratória para fins de comparação dos resultados obtidos quanto às formas de excitação.
- ✓ Desenvolver modelos com mais graus de liberdade e, sobretudo de comportamento não-linear.
- ✓ Incluir indivíduos do sexo feminino no monitoramento.
- ✓ Variar os tipos de posturas ao realizar as medições dos parâmetros dinâmicos.
- ✓ Avaliar os efeitos fisiológicos provocados pela vibração no ser humano, com o tempo de duração da exposição maior.
- ✓ Estudar e determinar os coeficientes de amortecimento e rigidez em cadáveres juntamente com uma equipe médica para indivíduos brasileiros.
- ✓ Expor indivíduos hipertensos e diabéticos a um tempo mais prolongado de vibração de corpo inteiro para avaliar benefícios e malefícios de forma mais segura.
- ✓ Avaliar o estudo da vibração em várias direções em conjunto e separado.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Allen, G. (1978). A critical look at biomechanical modeling in relation to specifications for human tolerance of vibration and shock. AGARD Conference Proceedings n°. 253, Paper A25-5, Paris, France, pp. 6-10.

Amirouche, F.M.L. (1987). Modeling of human reactions to whole-body vibration. *Journal of Biomechanical Engineering* 109, 210–217.

Amirouche, F.M.L.; Ider, S.K. (1988). Simulation and analysis of a biodynamic human model subjected to low accelerations - a correlation study. *Journal of Sound and Vibration* 123 (4), 281-292.

Anflor, C. T. (2003). “Estudo da Transmissibilidade da Vibração no Corpo Humano na Direção Vertical e Desenvolvimento de um Modelo Biodinâmico de Quatro Graus de Liberdade”, Dissertação de Mestrado, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre.

Associação Brasileira de Normas Técnicas. (2013). NBR 15.575: Edificações habitacionais - Desempenho Parte 2: Requisitos para os sistemas estruturais. Rio de Janeiro.

Associação Brasileira de Normas Técnicas. (2013). NBR 15.575: Edificações habitacionais - Desempenho Parte 6: Requisitos para os sistemas hidrossanitários. Rio de Janeiro.

Balbinot, A. (2001). “Caracterização dos níveis de vibração em motoristas de ônibus: um enfoque no conforto e na saúde”. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica PROMEC/UFRGS.

Barbu, D. M.; Lache S. (2008). The Numerical Analyze of the Human Behavior in a Vibrational Medium. WSEAS TRANSACTIONS on SYSTEMS. Issue 4, Volume 7. Brasov Romania.

Bartz, J.A.; Gianotti, C.R. (1975). Computer program to generate dimensional and inertial

properties of human body”, ASME Journal of Engineering for Industry, 97: 49-57.

Becker, T. (2006). Desenvolvimento de uma mesa vibratória de baixo custo para estudos sobre vibração no corpo humano, medições preliminares em um grupo de motoristas e ajuste de um modelo biodinâmico. Tese de Doutorado, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre.

Becker, T. (2013). XXVI Congresso Nacional de Ensino e Pesquisa em Transportes. Disponível em: <http://www.ulbra.br/pos-graduacao/noticia13763>. Acessado em: 10/02/2013.

Boileau, P.E.; Rakheja, S. (1998). Whole-body vertical biodynamic response characteristics of the seated vehicle driver measurement and model development. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 22, 449-472.

Broman, H.; Pope, M.H.; Hansson, T.H. (1996). A mathematical model of the impact response of the seated subject”. *Med Eng Phys*, 18(5): 410-9.

BS 7085. (1989). Safety aspects of experiments in which people are exposed to mechanical vibration and shock. British Standard Guide.

BS 6841. (1987). Measurement and evaluation of human exposure to whole-body mechanical vibration and repeated shock. British Standard Guide.

Carmona, J.E.C. (2011). Plataforma de ensaios dinâmicos: estudos preliminares, projeto e construção. Dissertação (Mestrado) em Estruturas e Construção Civil – Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia. Departamento de Engenharia Civil e Ambiental. Brasília, DF. 142 p.

Campos, G.M. (2013). Estatística Prática para Docentes e Pós-Graduandos. Disponível em: http://www.forp.usp.br/restauradora/gmc/gmc_livro/gmc_livro_cap11.html. Acessado em: 20 de Dezembro de 2013.

Chaffin, D.B; Redfern M.S.; Erig M, Goldstein S.A. (1990). Lumbar muscle size and location

measurements from CT scans of 96 older women. *Clin Biomech*; 5:9-16.

Chaffin, D. B.; Andersson, G. B. J.; Martin, B. J. (1999). "Occupational biomechanics". Wiley-Interscience, U.S.A.

Cho, Y.; Yoon, Y.S. (2001). Biomechanical model of human on seat with backrest for evaluating ride quality. *International Journal of Industrial Ergonomics* 27, 331-345.

Coermann, R.R.; Ziegenruecker, G.H.; Wittwer, A.L. (1960). The passive dynamic mechanical properties of the human thorax-abdomen system and of the whole body system". *Aerospace Medicine*, 31(6): 443-56.

Coermann, R.R. (1962). The mechanical impedance of the human body in sitting and standing positions at low frequencies. *Human Factors* 4, 227-253.

Daruis, D. D. I.; Norl, M. J. M.; Deros, B. M.; Fouladi, M. Hosseini. (2010). Vibration Transmissibility of various seat occupants body parts – a field test. 3rd Regional Conference on Noise, Vibration and Comfort (NVC).

Donati, P. M.; Bonthoux, C. (1983). "Biodynamic response of the human body in the sitting position when subjected to vertical vibration", *Journal of Sound and Vibration*, vol. 90, n°. 3, pp. 423-442.

Duque, L. H. M. (2006). Modelo dinâmico da coluna lombar humana, com solicitação de esforço pósterio-anterior: Análise com rigidez viscoelástica não-linear. Tese de Doutorado. Guaratinguetá.

Faisca, R.G. (2003). Caracterização de cargas dinâmicas geradas por atividades humanas. Tese de Doutorado – COPPE/UFRJ. Universidade Federal do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro.

Ferreira, T.S.; Duarte, M.L.M. (2010). Análise pelo método de elementos finitos do comportamento do globo ocular submetido à vibração. Nono simpósio de mecânica

computacional. São João Del Rei, Minas Gerais.

Fundacentro. (2012). Norma de Higiene Ocupacional: NH09 - Procedimento Técnico - Avaliação da Exposição Ocupacional a Vibração de Corpo Inteiro. São Paulo.

Gerges, S.N.Y., (1992). Ruído: fenômenos e controle. Florianópolis, SC: UFSC. 660p.

Gerges, S.N.Y. (2000). Ruído - fundamentos e controle. 2 ed. NR Editora.

Goldman, D.E.; Von Gierke, H.E. (1961). Effects of shock and vibration on man. M. Harris and C. E. Crede (Eds.), Shock and Vibration Handbook, (Vol. 3, pp. Chapter 44). McGraw-Hill.

Greene, P.R; McMahon, T.A. (1979). Reflex stiffness of man's antigravity muscles during kneebends while carrying extra weighs. J Biomech, 12: 881-91.

Griffin, M. J.; Lewis, C. H.; Parsons, K. C.; Whitham, E. M. (1978). AGARD Conference Proceedings n°. 253, A28-1-18. The biodynamic response of the human body and its application to standards.

Griffin, M.J. (1990a). Handbook of Human Vibration. Academic Press, London.

Griffin, M. J. (1990b). “Measurement and evaluation of whole-body vibration at work”, International Journal of Industrial Ergonomics, vol. 6, n°. 1, pp. 45-54.

Griffin, M.J. (1995). Vibration. In Harrington, J.M. and Gardiner, K., ed. *Occupational Hygiene, 2nd edition*, Oxford, Blackwell Science, 151-66, Griffin, MJ (1996). Handbook of Human Vibration. London: Academic Press.

Griffin, M. J. (1998). “A comparison of standardized method for predicting the hazards of whole-body vibration and shocks”, Journal of Sound and Vibration, vol. 215, n°. 4, pp. 883-914.

Griffin, M. J. (2001). “The validation of biodynamic models”, *Clinical Biomechanics*, vol. 16, n.º. 1, pp. S81-S92.

Grom. (2009). Grom acústica e automação. Disponível em: <http://www.grom.com.br>. Acessado em: 10 de Setembro de 2012.

Hopkins, G.R. (1971). Non-linear lump parameter mathematical model of dynamic response of the human body. Symposium on Biodynamic Modes and their Application, Daytona, Ohio, 26 - 28 October, Paper 25, 649 - 669, Technical report n.º. 71-29. Aerospace Medical Research Laboratories.

Huang, Y. (2008). Mechanism of nonlinear biodynamic response of the human body exposed to whole-body vibration. Thesis for the degree of Doctor of Philosophy, Faculty of Engineering, Science, and Mathematics, University of Southampton, U.S.A.

Iida, Itiro. (2000). *Ergonomia: Projeto e Produção*. 9ª. edição. São Paulo: Ed. Edgard Blücher.

ISO 2631-1. (1997). Mechanical Vibration and Shock - Evaluation of Human Exposure to Whole Body Vibration, International Standard.

ISO 2631-2. (1989). Mechanical Vibration and Shock - Evaluation of Human Exposure to Whole Body Vibration, International Standard.

ISO 5805. (1997). Mechanical Vibration and Shock - Human exposure to vibration - Vocabulary. Geneva.

ISO 5982. (2001). Mechanical Vibration and Shock-Range of Idealized Values to Characterize Seated Body Biodynamic Response under Vertical Vibration, International Organization for Standardization, Geneva.

ISO 7962. (1987). “Mechanical Vibration and shockmechanical transmissibility curves of the human body in the z direction”. International Standard.

Ji, T.; Ellis, B. R.(1994). Floor Vibration Induced by Dance-Type Loads: Theory and Verification, *The Structural Engineer*, v. 72, n. 3 (Fev), pp. 37-50.

Kazarian, L.E. (1972). Dynamic response characteristics of the human vertebral column. Stockholm: Tryckkeri Balder AB.

Kawai, K.; Matsuoka, Y. (2000). Construction of a vibration simulation model for the transportation of wheelchair-bound passengers. SAE Paper 2000-01-0645, pp. 213-218.

Keller, T.; Colloca, C.; Béliveau, J. G. (2002). Force-deformation response of the lumbar spine: a sagittal plane model of posteroanterior manipulation and mobilization. *Clinical Biomechanics*. v.17., pp.185-196.

Kitazaki S.; Griffin, M.J. (1995). A data correction method for surface measurement of vibration on the human body. *Journal of Biomechanics* 28 (7), 885 - 890.

Kitazaki, S.; Griffin, M. J. (1997). “A modal analysis of whole-body vertical vibration, using a finite element model of the human body”, *Journal of Sound and Vibration*, vol. 200,nº. 1, pp. 83-103.

Kitazaki, S.; Griffin, M. J. (1998). “Resonance behavior of the seated human body and effects of posture”, *Journal of Biomechanics*, vol. 31, pp. 143-149, UK.

Kubo, M.; Terauchi, F.; Aoki, H.; Mastuoka, Y. (2001). “An investigation into a synthetic vibration model for humans: An investigation into a mechanical vibration human model constructed according to the relations between the physical, psychological and physiological reactions of humans exposed to vibration”, *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol. 27, nº. 4, pp. 219-232.

Langer, N. A. S. (2008). Estudo do Conforto Humano em Pisos Mistos (Aço-Concreto) Submetidos a Ações Humanas Rítmicas. Dissertação de Mestrado - Faculdade de Engenharia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Civil, Universidade do Estado do Rio de Janeiro.

Lindar, A. (2000). A new mathematical neck model for a low-velocity rear- end impact dummy: evaluation of components influencing head kinematics. *Accident Analysis and Prevention* 32, 261-269.

Liu, X.X.; Shi, J.; Li, G.H. (1998). Biodynamic response and injury estimation of ship personnel to ship shock motion induced by underwater explosion. *Proceeding of 69th Shock and Vibration Symposium*, vol. 18, St. Paul, pp. 1-18.

Lynx. (2013). Aquisição de dados. Disponível em: <http://www.lynxtec.com.br>. Acessado em: 10 de Setembro de 2013.

Ma, D.; Obergefell, L.A.; Rizer, A. (1995). Development of human articulating joint model parameters for crash dynamics simulations. *SAE Paper 952726*, pp. 239-250.

Mansfield, N. J. (2005). *Human response to vibration*. London: CRC Press. 227.

Matsumoto Y.; Griffin M. J. (1998). “Movement of the upper-body of seated subjects exposed to vertical whole-body vibration at the principal resonance frequency”. *Journal of Sound and Vibration*, pp., 743-762.

Matsumoto, Y.; Griffin, M.J. (2000) Comparison of biodynamic responses in standing and seated human bodies. *Journal of Sound and Vibration*, 238, (4), 691-704.

Matsumoto, Y.; Griffin M.J. (2003). Mathematical models for the apparent masses of standing subjects exposed to vertical whole-body vibration. *Journal of Sound and Vibration* 260, 431- 451.

Mertens, H. (1978). Nonlinear behaviour of sitting humans under increasing gravity. *Aviation, Space, and Environmental Medicine* 49 (1), 287 - 298.

Mester, J.; Kleinoder, H.; Yue, Z. (2006). Vibration training: benefits and risks. *Journal of Biomechanics*, v.39, pp.1056-1065.

Ministério do Trabalho. (1994). NR 9 – Programa de prevenção em riscos ambientais. Brasília.

Ministério do Trabalho. (2004). NR 10 – Segurança em instalações e serviços em eletricidade. Brasília.

Ministério do Trabalho. (2011). NR 15 – Atividades e operações insalubres. Brasília.

Misael, M. R. (2001). *Conforto Humano aos Níveis de Vibração*. Dissertação de Mestrado. Belo Horizonte.

Muksian, R.; Nash, C.D. (1974). A model for the response of seated humans to sinusoidal displacements of the seat. *Journal of Biomechanics* 7, 209-215.

Muksian, R.; Nash, C.D. (1976). On frequency-dependent damping coefficients in lumped-parameter models of human beings. *Journal of Biomechanics* 9, 339-342.

Netter, F. H. (1999). “Atlas Interativo de Anatomia Humana”. Novartis Medical education.

Nigam, S.P.; Malik, M.A. (1987). A study on a vibratory model of a human body”. *Journal of Biomechanical Engineering*, 109 (5), 148-53.

Noorloos, D.; L. Tersteeg, I.J.H.; Tiemessen, C.T.J. Frings-Dresen, (2008). Does body mass index increase the risk of low back pain in a population exposed to whole body vibration. *Applied Ergonomics*, 39: 779-785.

Packer, S.P. (2008). Estudo sobre a influência da vibração na execução de tarefas de pilotos de aeronaves. Dissertação apresentada à Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, São Paulo.

Paddan, G. S.; Griffin, M. J. (1998). “A review of the transmission of translational seat vibration to the head”, *Journal of Sound and Vibration*, vol. 215, n^o. 4, pp. 863-882.

Pankoke, S.; Buck, B.; Woelfel, H. P. (1998). “Dynamic FE model of sitting man adjustable to body height, body mass and posture used for calculating internal forces in the lumbar vertebral disks”, *Journal of Sound and Vibration*, vol. 215, n^o. 4, pp. 827-839.

Pankoke, S.; Hofmann, J.; Wolfel, H. P. (2001). “Determination of vibration-related spinal loads by numerical simulation”, *Clinical biomechanics*, vol. 16, n^o. 1, pp. S45-S56.

Patil, M.K.; Palanichamy, M.S. (1988). A mathematical model of tractor–occupant system with a new seat suspension for minimization of vibration response. *Applied Mathematical Modelling* 12, 63-71.

Patil, M.K.; Palanichamy, M.S.; Ghista, D.N. (1977). Dynamic response of human body seated on a tractor and effectiveness of suspension systems. SAE Paper 770932, pp. 755-792.

Patil, M.K.; Palanichamy, M.S.; Ghista, D.N. (1978). Man–tractor system dynamics: toward a better suspension system for human ride comfort. *Journal of Biomechanics* 11, 397-406.

Pereira, C. C. M. (2005). *Curvas de Percepção e Conforto Humano para Vibrações Verticais*. Dissertação de Mestrado, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Civil, Escola de Minas da Universidade Federal de Ouro Preto, Minas Gerais.

Pope, M.H; Broman, H.; Hansson, T. (1990). Factors affecting the dynamic response of the seated subject. *Journal Spinal Disorder*, 3: 135-42.

Qassem, W.; Othman, M.O. (1996). Vibration effects on sitting pregnant women-subjects of various masses. *Journal of Biomechanics* 29 (4), 493-501.

Qassem, W.; Othman, M.O.; Abdul-Majeed, S. (1994). The effects of vertical and horizontal vibrations on the human body. *Medical Engineering Physics* 16, 151-161.

Qiu, Y.; Griffin, J. M. (2003). “Transmission of fore-aft vibration to a car seat using field tests and laboratory simulation”, *Journal of Sound and Vibration*, vol. 264, n°. 1, pp. 135-155.

Rahmatalla, S.; Xia, T.; Contratto, M.; Kopp, G.; Wilder, D.; Frey Law, L.; Ankrum, J. (2008). Three-dimensional motion capture protocol for seated operator in whole body vibration. *International Journal of Industrial Ergonomics* 38, 425-433.

Reiher, H.; Meister, F. J. (1931). *The Effect of Vibration on People*. Translated From *Forsch. Geb. Ing. Wes: 2(11) 381-6*, by U.S. Air Material Command, Translation F-TS-616-RE, Wright Field, Ohio, AMC, 1946.

Rosen, J.; Arcan, M. (2003). “Modeling the human body/seat system in a vibration environment”, ***Journal of Biomechanical Engineering***, vol. 125, pp. 223-231.

Sales, U. (2001). *Mapeamento dos Problemas Gerados na Associação entre Sistemas de vedação e Estrutura Metálica e Caracterização Acústica e Vibratória de Painéis de Vedação*. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Ouro Preto, Ouro Preto.

Sandover, J. (1998). “High acceleration events: an introduction and review of expert opinion”, *Journal of Sound and Vibration*, vol. 215, n°. 4, pp. 927-945.

Santos Filho, P.F.; Fernandes, H.C.; Queiroz, D.M.; Souza, A.M.; Camilo, A.J. (2003). Avaliação dos níveis de vibração vertical no assento de um trator agrícola de pneus utilizando um sistema de aquisição automática de dados. *Rev Arvore.*; 27(6):887-95.

Smith, S.D. (1994). Non-linear resonance behaviour in the human exposed to wholebody vibration. *Shock and Vibration*, Vol. 1, n°. 5, 439 – 450.

Smith, S. D. (2000). “Modeling differences in the vibration response characteristics of the human body”, *Journal of Biomechanics*, vol. 33, pp. 1513-1516.

Soeiro, N.S. (2011). *Vibrações e Corpo Humano: uma avaliação ocupacional*. I Workshop de

Vibrações e Acústica.

Stainer, R. M. (2001). “Whole-Body vibration and shock: A literature review”, HSE Books, UK.

Suggs, C.W.; Abrams, C.F.; Stikeleather, L.F. (1969). Application of a damped spring-mass human vibration simulator in vibration testing of vehicle seats. *Ergonomics* 12, 79-90.

Tedesco, J. W.; Mcdougal, W. G.; Ross, C. A. (1998). *Structural Dynamics: Theory and Applications*. Menlo Park, California: Addison-Wesley.

Thomson, W. T. (1978). *Teoria das vibrações com aplicações*. 6.ed. Rio de Janeiro: Interciência, 562 p. Inclui índice. ISBN 85-7285-026-0.

Tregoubov, V. P. (2001). Problems of mechanical model identification for human body under vibration, *Mechanism and Machine Theory*, vol. 35, pp. 491-504.

Vasconcelos, R. P. (1998). *Atenuação de Vibrações em Lajes Nervuradas de Piso em Concreto Armado*. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro.

Vasconcelos, R. P. (2013). *Plataforma vibratória: Magnitude e transmissibilidade sobre estruturas corporais de adultos em diferentes protocolos*. Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física. Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis. Não tem mais

Vendrame, A.C.; Pianelli, C. (2004). *Vibração em corpo inteiro em operadores de empilhadeiras*. Dow Brasil SA, Guarujá.

Von Gierke, H. E. (1971). “Biodynamic Models and Their Applications”, *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 50, nº. 6 (1), USA.

Von Gierke, H. E. (1964). Biodynamic response of the human body. *Applied Mechanics*

Reviews, 17, 961-968.

Ximenes, G.M. (2006). Gestão ocupacional da vibração no corpo humano, aspectos técnicos e legais relacionados à saúde e segurança. Dissertação (Mestrado). Universidade Federal Fluminense, Rio de Janeiro.

Zimmermann, C. L.; Cook, T. M. (1997). “Effects of vibration frequency and postural changes on human responses to seated whole-body vibration exposure”, *International Archives of Occupational and Environmental Health*, vol. 69, pp. 165-179.

Zong, Z.; Lam, K.Y. (2002). Biodynamic response of shipboard sitting subject to shipshock motion. *Journal of Biomechanics* 35, 35-43.

Wagner, J.; Liu, X. (2000). An active vibration isolation system for vehicle seats. SAE Paper 2000-01-0275, pp. 7-18.

Walber, M. (2009). Avaliação dos níveis de vibração existentes em passageiros de ônibus rodoviários intermunicipais, análise e modificação projetual. Tese de Doutorado, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre.

Wan, Y.; Schimmels, J.M. (1995). A simple model that captures the essential dynamics of a seated human exposed to whole body vibration. *Advances in Bioengineering*, ASME, BED 31, 333-334.

Wasserman, D. (1987). *Human Aspects of Occupational Vibration*, Elsevier, Amsterdam.

Wei, L.; Griffin, J. (1998). The prediction of seat transmissibility from measures of seat impedance. *Journal of Sound and Vibration* 214 (1), 121-137.

Wikipedia. (2010). Anatomical terms of location: planes. Disponível em: en.wikipedia.org/wiki/Anatomical_terms_of_location. Acessado em: 10 de Setembro de 2010.

Wolf, R. J. (1973). The relation of personal characteristics and whole body vibration. 1973. 178p. Tese (Doutorado em Engenharia industrial) - Texas Tech University, Texas.

APÉNDICE

A-QUESTIONÁRIO

O questionário apresentado abaixo será respondido antes de se realizar os ensaios experimentais. Logo, não haverá participação nos experimentos de pessoas que apresentem doenças graves ou algum tipo de doença que possa influenciar na sensação de conforto dos voluntários. Deste modo, cada voluntário preencherá o questionário abaixo que tem por objetivo eliminar pessoas não aptas a participarem dos testes.

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA	PROTOCOLO DE AVALIAÇÃO DOS VOLUNTÁRIOS – PROJETO MODELOS BIODINÂMICOS
---------------------------------	--

IDENTIFICAÇÃO

NOME				FONE	
CIDADE			ESTADO		
ESTADO CIVIL	SEXO <input type="checkbox"/> M ou F	Altura (cm)	Peso (Kg)		
DATA NASCIMENTO	LOCAL			ESTADO	
PROFISSÃO					
ATIVIDADE ANTERIOR					
- Esta “Declaração de Saúde” deverá ser preenchida pelo próprio candidato. - No preenchimento deste protocolo se ficar qualquer dúvida, deixe em branco e procure esclarecer posteriormente com o engenheiro que realizará os ensaios. IMPORTANTE: O questionário deverá ser corretamente e totalmente preenchido.					

ASPECTOS GERAIS	SIM	NÃO
Goza de boa saúde no momento		
Caso negativo, especifique:		
Está fazendo algum tratamento médico?		

Se afirmativo, qual é a doença?		
Qual tratamento?		
É portador de alguma moléstia que o obrigue a consultar médicos ou fazer exames periódicos?		
Em caso afirmativo, especifique?		
Pratica esporte ou faz atividade física?		
Qual (is)?		
É habitual doador de sangue?		
É fumante?		
Faz uso habitual de bebidas alcoólica?		
Já esteve internado em algum hospital?		
Indique o motivo:		

Já foi operado?		
Indique o motivo e a data?		
Tem alguma indicação atual para cirurgia?		
Qual?		
Faz uso habitual de algum medicamento?		
Qual (is)?		
Possui alguma doença crônica em membros de sua família (diabetes, pressão alta, doença dos rins, epilepsia)?		
Cite:		
É portador de doença ou hereditária ou de necessidades especiais?		
Qual (is)?		
Possui algum sinal ou sintoma (dor, febre e etc.) de origem ainda não identificada?		
Especifique:		
Já foi submetido a tratamento com fisioterapia, radioterapia, quimioterapia ou tratamentos prolongados em períodos prolongados?		
Cite-os e os motivos:		

ASPECTOS ESPECÍFICOS	SIM	NÃO
Possui doença respiratória (falta de ar, asma, bronquite)?		
Cite:		
Já tratou de angina ou enfarte do coração?		
Se afirmativo, especifique:		

Fez exames especializados por suspeita de problema cardíaco (teste ergométrico, cateterismo, etc.)?		
Cite:		
Possui pressão alta (hipertensão arterial)?		
Possui doença alguma deficiência dos ossos, membros ou coluna (pernas, braços, problemas de circulação, varizes, reumatismo, dor na cabeça ou hérnia de disco)?		
Cite:		
Possui alguma doença do aparelho digestivo (como úlcera, cirrose, hepatite (icterícia), problema vesicubiliar, algum tumor, hemorroidas, gastrite, refluxo gastroesofágico, hérnia hiatal)?		
Cite:		
Possui alguma doença no aparelho genital ou urinário (tumores, cólicas renais, pedra nos rins, mau funcionamento dos rins ou próstata, corrimento, dor ou caroço nas genitálias)?		
Cite:		
Possui alguma doença no sistema nervoso ou muscular (ataques, convulsões, desmaios, tumores, isquemia, AVC (derrame))?		
Cite:		
Possui alguma doença crônica antiga (diabete, paralisia, doença renal crônica que faz diálise)?		
Cite:		

Já fez ou está em tratamento psiquiátrico?		
Especifique:		
Possui alguma doença ou sintoma otorrinolaringológico (perda de audição, labirintite, sinusite, laringite, rinite)?		
Possui alguma doença ou sintoma oftalmológico (dificuldade visual, glaucoma, catarata, miopia e etc.)?		
Especifique:		
Outras observações que julgar importante:		
Proponente		
Local e Data		
Assinatura		

B-ALGORITMO NO MAPLE PARA CÁLCULO DA TRANSMISSIBILIDADE

```

> restart: with(linalg): with(plots):
Arquivo para gravação dos resultados
> res:="teste.txt";
Arquivos com os dados experimentais
> arq:="Transm_Mag.txt";
ponto (GL) em que foram medidos os dados de saída e entrada de vibração
> saida:=x[1]: entrada:=x[0]: entr:=x[0]*(2*Pi*omega)^2;
No. de pontos de dados utilizados e ponto inicial do cálculo do erro
> npt:=4;
> Pin:=1;
Frequência final do ajuste
> Ffn:=20;
Graus de Liberdade
> gl:=1;
Solução analítica
> for i from 1 to gl-1 do
x[i]:=solve(-m[i]*(2*Pi*omega)^2*x[i]= k[i]*(x[i-1]-x[i])+c[i]*I*(2*Pi*omega)*(x[i-1]-
x[i])+k[i+1]*(x[i+1]-x[i])+c[i+1]*I*(2*Pi*omega)*(x[i+1]-x[i]),x[i]);
od;
x[gl]:=solve(-m[gl]*(2*Pi*omega)^2*x[gl]=k[gl]*(x[gl-1]-x[gl])+c[gl]*I*(2*Pi*omega)*(x[gl-
1]-
x[gl]),x[gl]);
Chute inicial
> if gl = 1 then m[1]:=57; k[1]:=500; c[1]:=9000;
elif gl = 2 then m[1]:=30; m[2]:=30; k[1]:=95000; k[2]:=30000; c[1]:=2360; c[2]:=820;
elif gl = 3 then m[1]:=19; m[2]:=26; m[3]:=15; k[1]:=136372; k[2]:=61194; k[3]:=166482;
c[1]:=4000; c[2]:=1600; c[3]:=600;
elif gl = 4 then m[1]:=26.10; m[2]:=13.30; m[3]:=10; m[4]:= 6.5; k[1]:=100000; k[2]:=10000;
k[3]:=100000; k[4]:= 10000; c[1]:=2000; c[2]:=600; c[3]:=600; c[4]:= 600;
else
end if;
Transmissibilidade calculada
> H:=simplify(evalc(abs(saida/entrada)));
HCalc:=vector(npt,j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,H)));
Leitura dos dados experimentais (magnitudo da transmissibilidade)
> temp:=readdata(arq,1);
HExp:=vector(npt,i->temp[i]);
Erro inicial
> errAtual:=sqrt(sum('((HExp[i]-HCalc[i]))^2','i'=Pin..npt));
Limites para os parâmetros (massas, molas, amortecedores)
> if gl=1 then
mmax[1]:=59.65;
mmin[1]:=54.35;
kmax[1]:=500000;
kmin[1]:=100;

```

```

cmax[1]:=10000;
cmin[1]:=50;
elif gl=2 then
mmax[1]:=65; mmax[2]:=65;
mmin[1]:=0; mmin[2]:=0;
kmax[1]:=500000; kmax[2]:=500000;
kmin[1]:=100; kmin[2]:=100;
cmax[1]:=100000; cmax[2]:=100000;
cmin[1]:=1; cmin[2]:=1;
elif gl=3 then
mmax[1]:=50.0; mmax[2]:=50.0; mmax[3]:=50;
mmin[1]:=0; mmin[2]:=0; mmin[3]:=0;
kmax[1]:=5000000; kmax[2]:=5000000; kmax[3]:=5000000;
kmin[1]:=100; kmin[2]:=100; kmin[3]:=100;
cmax[1]:=10000; cmax[2]:=10000; cmax[3]:=10000;
cmin[1]:=1; cmin[2]:=1; cmin[3]:=1;
elif gl=4 then
mmax[1]:=50; mmax[2]:=50; mmax[3]:=50; mmax[4]:=50;
mmin[1]:=0; mmin[2]:=0; mmin[3]:=0; mmin[4]:=0;
kmax[1]:=1000000; kmax[2]:=1000000; kmax[3]:=1000000; kmax[4]:=1000000;
kmin[1]:=10; kmin[2]:=10; kmin[3]:=10; kmin[4]:=10;
cmax[1]:=20000; cmax[2]:=20000; cmax[3]:=20000; cmax[4]:=20000;
cmin[1]:=1; cmin[2]:=1; cmin[3]:=500; cmin[4]:=1;
else
end if;
errMin:=errTot;
> dp:=.05;
dm:=0.5*dp;
Minimização do erro
> teste:=0;
for j from 1 to gl do varm[j]:=0; vark[j]:=0; varc[j]:=0; od;
for i from 1 while teste=0 do
H:=simplify(evalc(abs(saida/entrada)));
HCalc:=vector(npt,j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,H)));
err:=sqrt(sum('((HExp[i]-HCalc[i])^2','i'=Pin..npt));
print(er); if err < errMin then
errMin:=err; result:=vector(3*gl+2); result[1]:=i; result[2]:=err;
for j from 1 to gl do
result[j+2]:=m[j]; result[j+2+gl]:=k[j]; result[j+2+2*gl]:=c[j];
od;
print(result);
writedata(res,result);
fclose(res);
else
end if;
if sum('varm[i]+vark[i]+varc[i]','i'=1..gl)=3*gl then
dp:=0.2*dp; dm:=0.5*dp; print(dp,dm): i:=1;
for j from 1 to gl do varm[j]:=0; vark[j]:=0; varc[j]:=0; od;
> else end if;

```

```

if dp<0.005 then teste:=1 else end if;
errAtual:=err;
if i>1 then
for j from 1 to gl do maa[j]:=ma[j]; kaa[j]:=ka[j]; caa[j]:=ca[j]; od;
else end if;
for j from 1 to gl do ma[j]:=m[j]; ka[j]:=k[j]; ca[j]:=c[j]; od;
for j from 1 to gl do
if m[j]=mmax[j] then m[j]:=(1-dm)*ma[j] else m[j]:=(1+dm)*ma[j] end if;
if m[j]>mmax[j] then m[j]:=mmax[j] elif m[j]<mmin[j] then m[j]:=mmin[j] else end if;
testemassa:=sum('m[i]', 'i'=1..gl);
if testemassa<mtmin then
for jj from 1 to gl do temp:=m[jj]*mtmin/testemassa; m[jj]:=temp; od;;
else end if;
if testemassa>mtmax then
for jj from 1 to gl do temp:=m[jj]*mtmax/testemassa; m[jj]:=temp: od;
else end if;
H:=simplify(evalc(abs(saida/entrada)));
HCalc:=vector(npt,j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,H)));
err:=sqrt(sum('((HExp[i]-HCalc[i])^2', 'i'=Pin..npt));if err < errAtual then
else
if m[j]<ma[j] then m[j]:=(1+dm)*ma[j] else m[j]:=(1-dm)*ma[j] end if;
if m[j]>mmax[j] then m[j]:=mmax[j] elif m[j]<mmin[j] then m[j]:=mmin[j] else end if;
testemassa:=sum('m[i]', 'i'=1..gl);
if testemassa<mtmin then
print(testemassa);
for jj from 1 to gl do temp:=m[jj]*mtmin/testemassa; m[jj]:=temp; od;
else
end if;;
if testemassa>mtmax then
print(testemassa);
for jj from 1 to gl do temp:=m[jj]*mtmax/testemassa; m[jj]:=temp; od;
else
end if;
end if;
od;
for j from 1 to gl do
if i>1 then
if maa[j]<ma[j] and ma[j]>m[j] then varm[j]:=1;
elif maa[j]>ma[j] and ma[j]<m[j] then varm[j]:=1;
elif maa[j]=ma[j] and ma[j]=m[j] then varm[j]:=1;
else varm[j]:=0; end if;
else end if;
print(m[j], ma[j], maa[j], varm[j]);
mn[j]:=m[j]; m[j]:=ma[j];
od;
for j from 1 to gl do
if k[j]=kmax[j] then k[j]:=(1-dp)*ka[j] else k[j]:=(1+dp)*ka[j] end if;
if k[j]>kmax[j] then k[j]:=kmax[j] elif k[j]<kmin[j] then k[j]:=kmin[j]
else end if;

```

```

H:=simplify(evalc(abs(saida/entrada)));
HCalc:=vector(npt,j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,H)));
err:=sqrt(sum('((HExp[i]-HCalc[i])^2','i'=Pin..npt));if err < errAtual then else
if k[j]<ka[j] then k[j]:=(1+dp)*ka[j] else k[j]:=(1-dp)*ka[j] end if;
if k[j]>kmax[j] then k[j]:=kmax[j] elif k[j]<kmin[j] then
k[j]:=kmin[j] else end if;
end if;
if i>1 then
if kaa[j]<ka[j] and ka[j]>k[j] then vark[j]:=1;
elif kaa[j]>ka[j] and ka[j]<k[j] then vark[j]:=1;
elif kaa[j]=ka[j] and ka[j]=k[j] then vark[j]:=1;
else vark[j]:=0: end if;
else end if;
print(k[j], ka[j], kaa[j], vark[j]);
kn[j]:=k[j]; k[j]:=ka[j];
od;
for j from 1 to gl do
if c[j]=cmax[j] then c[j]:=(1-dp)*ca[j] else c[j]:=(1+dp)*ca[j] end if;
if c[j]>cmax[j] then c[j]:=cmax[j] elif c[j]<cmin[j] then c[j]:=cmin[j]
else end if;
H:=simplify(evalc(abs(saida/entrada)));
HCalc:=vector(npt,j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,H)));
err:=sqrt(sum('((HExp[i]-HCalc[i])^2','i'=Pin..npt));if err < errAtual then else
if c[j]<ca[j] then c[j]:=(1+dp)*ca[j] else c[j]:=(1-dp)*ca[j] end if;
if c[j]>cmax[j] then c[j]:=cmax[j] elif c[j]<cmin[j] then
c[j]:=cmin[j] else end if;
end if;
if i>1 then
if caa[j]<ca[j] and ca[j]>c[j] then varc[j]:=1;
elif caa[j]>ca[j] and ca[j]<c[j] then varc[j]:=1;
elif caa[j]=ca[j] and ca[j]=c[j] then varc[j]:=1;
else varc[j]:=0; end if;
else end if;
print(c[j], ca[j], caa[j], varc[j]);
cn[j]:=c[j]; c[j]:=ca[j];
od;
for j from 1 to gl do
m[j]:=mn[j];
k[j]:=kn[j];
c[j]:=cn[j];
od;
od;
Leitura do melhor resultado
> result:=readdata(res);
for j from 1 to gl do
m[j]:=result[j+2];
k[j]:=result[j+2+gl];c[j]:=result[j+2+2*gl];
od;
Vetor das coordenadas

```

```
> coord:=vector(npt,i->Ffn*i/npt);  
Grafico da magnitude da transmissibilidade  
> H:=simplify(evalc(abs(saida/entrada)));  
HCalc:=vector(npt,j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,H)));  
> writedata("Tr_mag_Mod.txt",HCalc);  
> graf1:=listplot(blockmatrix(1,2,[coord,HCalc]),color=red,view=[0..20, 0..5]):  
graf2:=listplot(blockmatrix(1,2,[coord,HExp]),view=[0..20, 0..5]);  
display({graf1,graf2});
```

C-SIMULINK

O SIMULINK que é um aplicativo específico do MatLab tem um componente que calcula a densidade espectral de potência média ao longo do tempo de um sinal. Ela está no grupo “Simulink extras”, e chama-se (Power Spectral Density ou PSD).

Para exemplificar, a estimativa da densidade espectral é obtida através da aplicação direta da expressão, em linguagem MATLAB: $pxx=abs(fft(x,n)).^2/n$, sendo x a série temporal, n o número de valores amostrados e fft a transformada rápida de Fourier (Figura C.1).

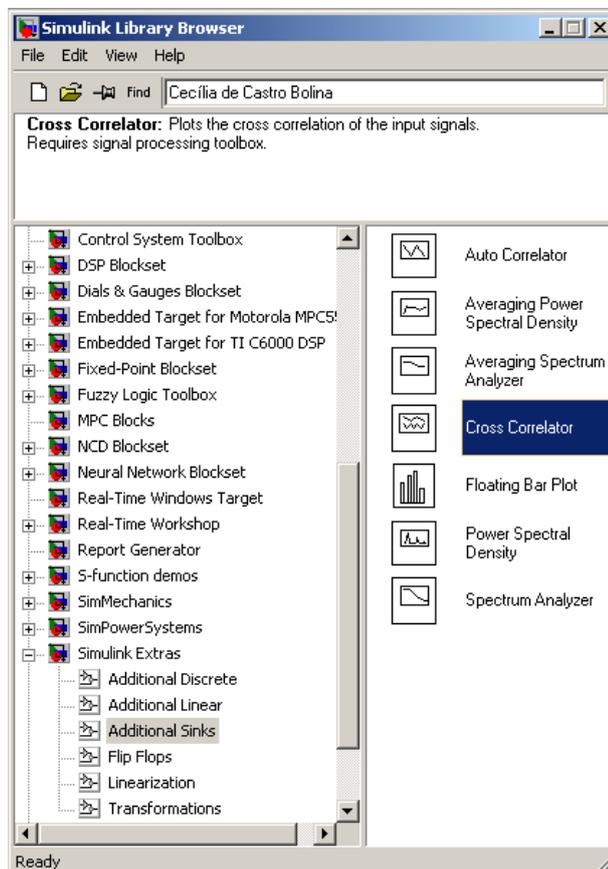


Figura C.1- Simulink do Matlab.

A rotina numérica para conversão de dados no domínio do tempo para domínio da frequência é apresentada a seguir:

```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Programa de Pós-Graduação em Engenharia Civil - UnB
% Tese de Doutorado 2013
% Biodinamica
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
clear all; % Limpa as Variaveis
clc; % Limpa a Tela
% Dados
A=xlsread('LAJE2.xls') % Arquivo Excel
T=A(:,1); % Tempo
C0=A(:,2); % Canal 0

% Canal 0 (Pavimento Superior)

figure(1)
subplot(2,1,1);
plot(T,C0,'k')
xlabel('Tempo (seg)')
xlim([0 15]);
ylabel('Amplitude (mV)')
title('Resposta do Sistema devido a um Impulso - Canal 0')

X0=abs(fft(C0)); % Cálculo da Transformada em C0
f=(0:length(X0)-1)/length(X0)*200; % Frequency vector

subplot(2,1,2);
plot(f,X0,'k')
ylim([0 2.5]);
xlabel('Frequência (Hz)')
xlim([0 50]);
ylabel('Magnitude (dB)')
title('Função de Resposta em Frequência - Canal 0')

```

D- ESTATÍSTICA

Ao abrir o programa STATISTICA® surge um arquivo de dados vazio com 10 colunas (ou variáveis) e linhas. É necessário alterar esse arquivo inicial, com relação ao número de variáveis ou de casos para permitir a digitação dos dados coletados. A Figura D.1 apresenta a primeira tela do software onde são digitados os dados coletados de acordo com as variáveis pré-definidas no planejamento experimental. É apresentado a seguir o passo a passo da inserção de dados e análise da Etapa 1.

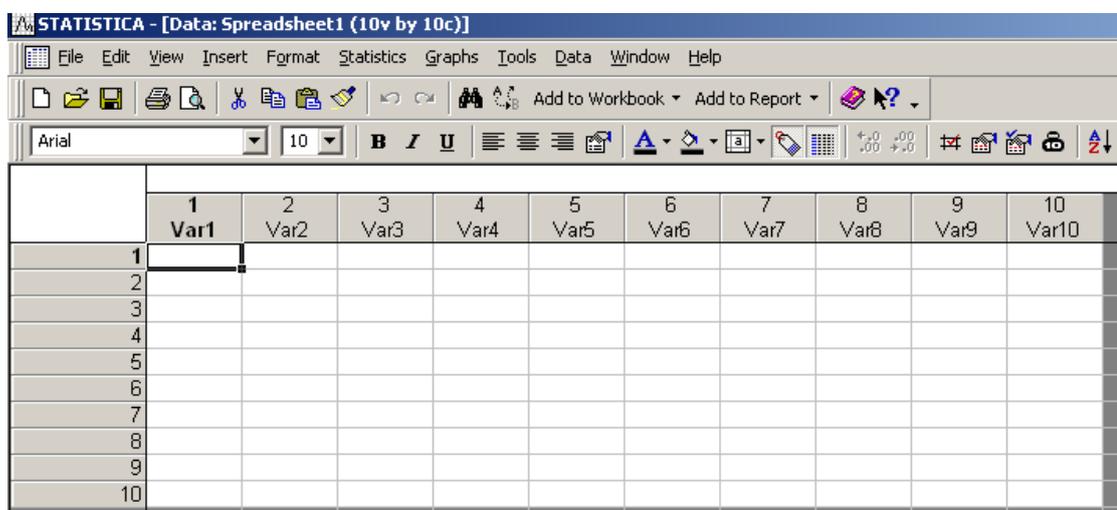


Figura D.1- Tela inicial do software Statistica.

Os dados coletados são representados pela variável resposta (transmissibilidade) e as demais colunas com as outras variáveis que podem afetar a transmissibilidade conforme mostra a Figura D.2.

	1	2	3	4	5	6			
	Ind.	Posição	Qtde. de Pessoas	Formas de excitação	Frequência (Hz)	Transmissibilidade			
1	1	SENTADO	2	CAMINHADA	4	1,48953263			
2	1	SENTADO	2	PULO	4	1,48953263			
3	1	SENTADO	2	CAMINHADA	12	1,25235052			
4	1	SENTADO	2	PULO	12	1,25235052			
5	1	SENTADO	4	CAMINHADA	4	1,64551325			
6	1	SENTADO	4	PULO	4	1,48953263			
7	1	SENTADO	4	CAMINHADA	12	1,29205399			
8	1	SENTADO	4	PULO	12	1,25235052			
9	1	SENTADO	6	CAMINHADA	4	1,48953263			
10	1	SENTADO	6	PULO	4	1,34516636			
11	1	SENTADO	6	CAMINHADA	12	1,2523505			
12	1	SENTADO	6	PULO	12	1,01110589			
13	1	EM PÉ	2	CAMINHADA	4	1,64551324			
14	1	EM PÉ	2	PULO	4	1,64551325			
15	1	EM PÉ	2	CAMINHADA	12	1,29205403			
16	1	EM PÉ	2	PULO	12	1,29205394			
17	1	EM PÉ	4	CAMINHADA	4	1,64551324			
18	1	EM PÉ	4	PULO	4	1,48953264			
19	1	EM PÉ	4	CAMINHADA	12	1,29205403			

Figura D.2- Dados coletados na presente pesquisa tabelados.

No menu [Statística] seleciona-se o módulo de trabalho, e em seguida no menu [Advanced linear/Nonlinear Models] clica-se em [General Linear Models]. A partir daí os dados são analisados por meio do modelo linear generalizado (Figura D.3).

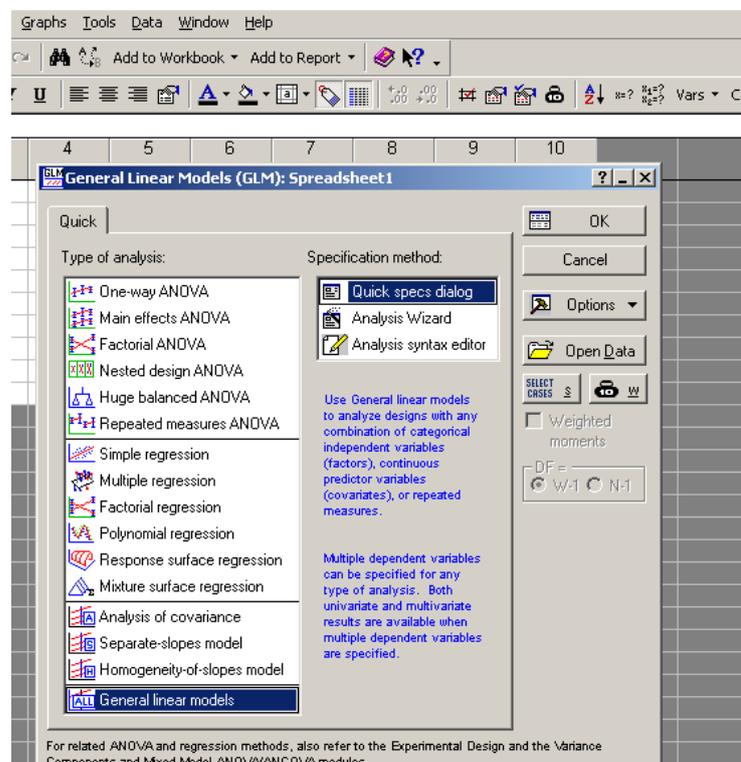


Figura D.3- Seleção do módulo de trabalho.

Após selecionar o módulo de trabalho para a análise estatística é necessário realizar os agrupamentos entre as variáveis definidas no planejamento experimental. Em seguida clique no menu [Quick specs dialog] e abre-se uma aba com todas as variáveis cadastradas no software para a corrente análise. Selecionam-se as variáveis e por fim é apresentada a relação de cada uma delas, que serão analisadas utilizando-se da rotina interna de cálculo do software por meio do teste F de Fisher. Devem ser selecionadas somente as variáveis cujos efeitos ou seja influência da mesma se queira avaliar sobre a transmissibilidade. Os passos descritos podem ser visualizados nas Figuras D.4, D.5 e D.6.

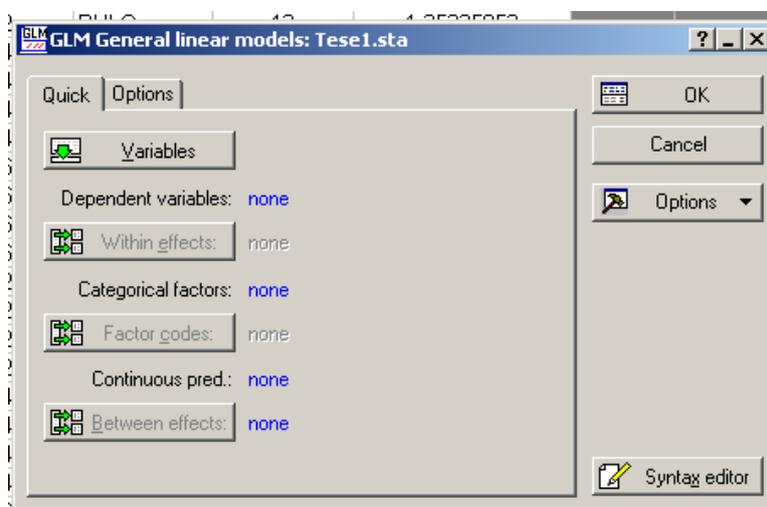


Figura D.4- Opções de variáveis a serem selecionadas para investigar os efeitos.

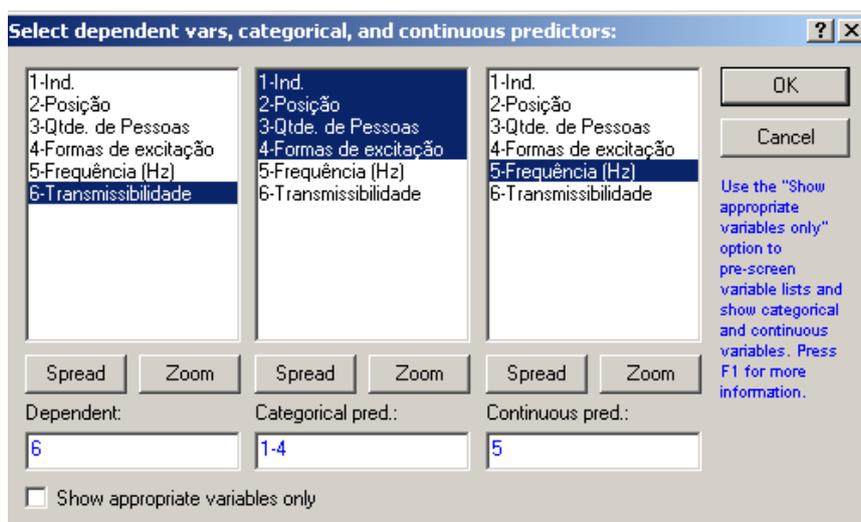


Figura D.5- Seleção das variáveis a serem investigadas os seus efeitos.

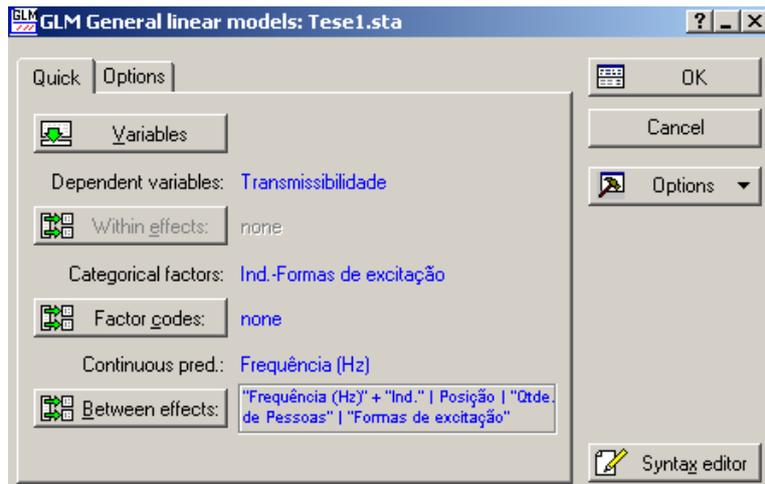


Figura D.6- Confirmação das variáveis selecionadas a serem analisadas.

Definidas quais são as variáveis e efeitos que se quer avaliar, apresenta-se posteriormente, a aba [GLM Results], onde é possível visualizar os principais cálculos realizados via rotina interna do software conforme modelo escolhido de análise (Figura D.7).

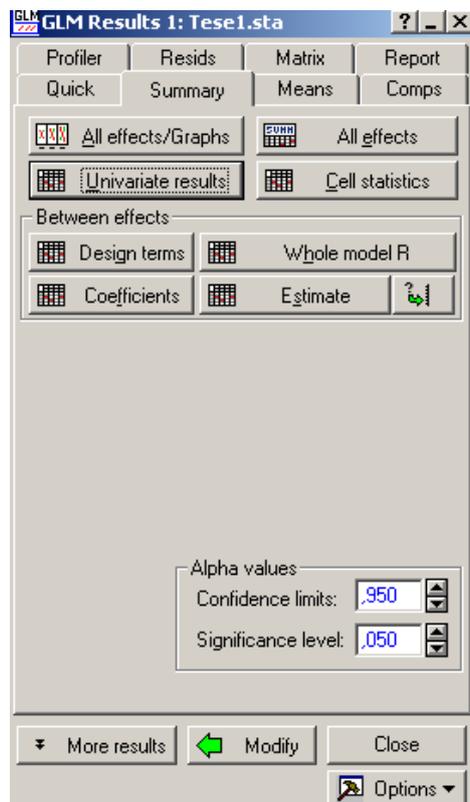


Figura D.7- Menu dos resultados da análise realizada.

No menu apresentado na Figura D.7 anteriormente opte por [All effects] e assim podem ser

vistos os resultados obtidos da análise realizada via teste F na rotina interna do software. O programa disponibiliza neste momento resultados que permitem realizar uma avaliação dos efeitos de cada uma das variáveis admitindo a classificação destes como significativos ou não. Portanto, pode-se a partir daí inferir sobre a influência de cada um dos fatores sobre a transmissibilidade um a um ou ainda dos efeitos combinados dos mesmos (Figura D.8). Assim na tabela disponibilizada ao final permite-se verificar o ajuste do modelo pelo teste F da análise de variância, ao selecionar a opção [All effects].

Effect	SS	Degr. of Freedom	MS	F	p
Intercept	115,9080	1	115,9080	7233,104	0,000000
{5}Frequência (Hz)	11,1395	1	11,1395	695,146	0,000000
{1}Ind.	0,3077	7	0,0440	2,743	0,012244
{2}Posição	0,0948	1	0,0948	5,914	0,016893
{3}Qtde. de Pessoas	0,0023	2	0,0012	0,073	0,929786
{4}Formas de excitação	0,0009	1	0,0009	0,053	0,818304
Ind.*Posição	0,0876	7	0,0125	0,781	0,604594
Ind.*Qtde. de Pessoas	0,0452	14	0,0032	0,201	0,999157
Posição*Qtde. de Pessoas	0,0056	2	0,0028	0,175	0,839756
Ind.*Formas de excitação	0,0371	7	0,0053	0,331	0,938001
Posição*Formas de excitação	0,0000	1	0,0000	0,001	0,969877
Qtde. de Pessoas*Formas de excitação	0,0004	2	0,0002	0,012	0,987596
Ind.*Posição*Qtde. de Pessoas	0,0676	14	0,0048	0,301	0,992704
Ind.*Posição*Formas de excitação	0,0190	7	0,0027	0,169	0,990766
Ind.*Qtde. de Pessoas*Formas de excitação	0,0381	14	0,0027	0,170	0,999683
Posição*Qtde. de Pessoas*Formas de excitação	0,0016	2	0,0008	0,049	0,952410
1*2*3*4	0,0369	14	0,0026	0,165	0,999737
Error	1,5223	95	0,0160		

Figura D.8- Resultado dos efeitos de cada uma das variáveis via Teste F.

Após serem apresentados os valores dos efeitos por meio do teste F é possível averiguar a correlação entre os dados observados e a representatividade do modelo. Na Aba [GLM Results], clica-se em [Whole Model R] e será disponibilizado o cálculo do coeficiente de determinação e correlação do modelo (Figura D.9).

Dependent Variable	Multiple R	Multiple R ²	Adjusted R ²	SS Model
Transmissibilidade	0,941514	0,886449	0,771702	11,88428

Figura D.9- Cálculo dos coeficientes de determinação e correlação.

Ainda na aba [GLM Results] clica-se em [More results] e novas opções são disponibilizadas de testes e agrupamentos para avaliar os efeitos das variáveis sobre a transmissibilidade, bem como a organização de suas médias e verificação da distribuição dos dados (Figuras D.10 e D.11). Na aba [Post hoc], seleciona-se o teste de Duncan's e os dados coletados da média da transmissibilidade são comparados entre cada um dos indivíduos e ordenados (Figura D.12).

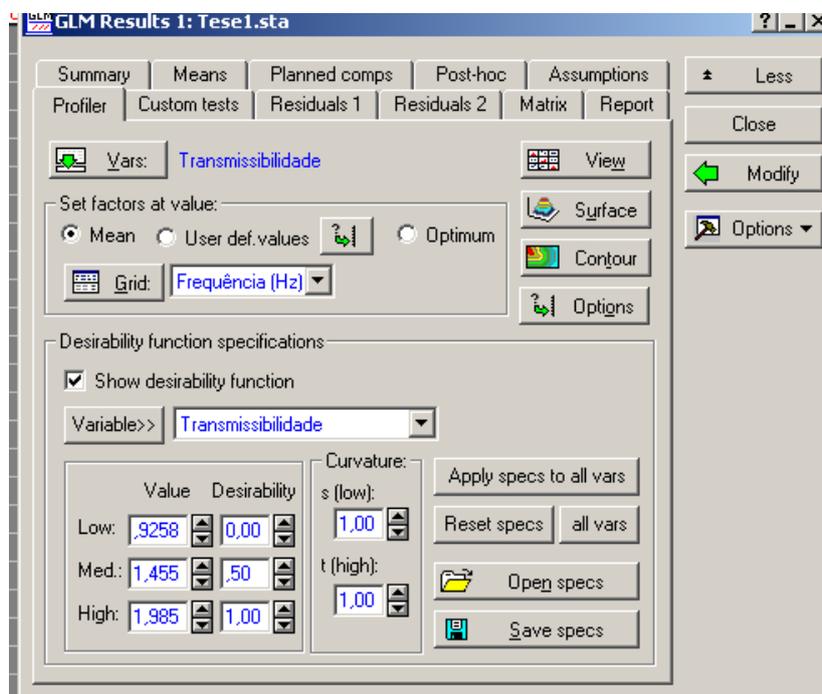


Figura D.10- Opções de testes.

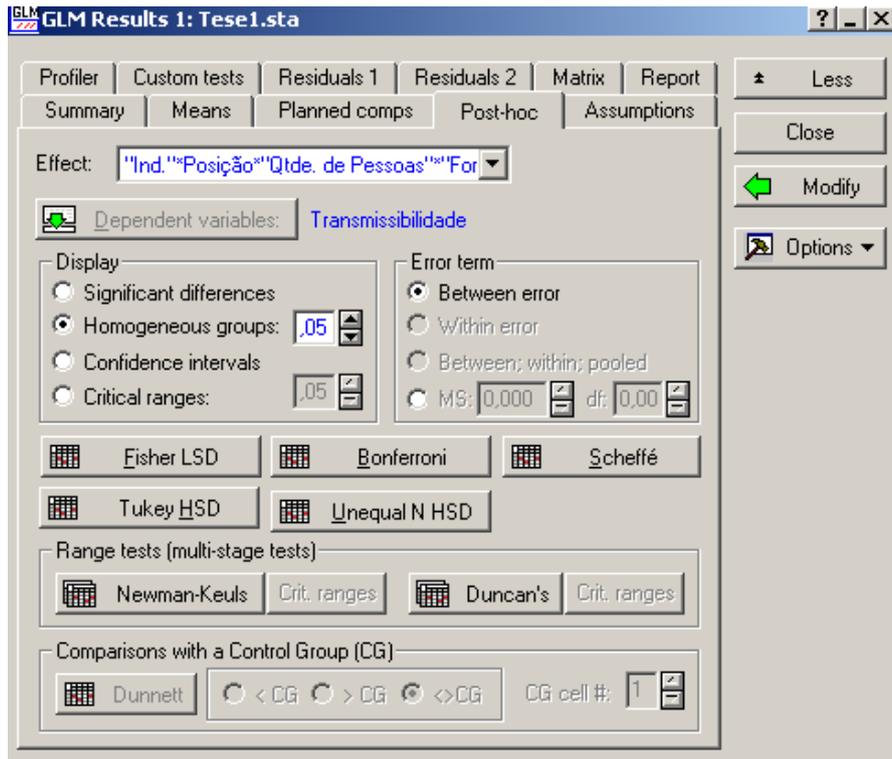


Figura D.11-Teste Duncan.

Duncan test; variable Transmissibilidade (Tese1.sta)
 Homogenous Groups, alpha = ,05000 (Non-Exhaustive Search)
 Error: Between MS = ,01602, df = 95,000

Cell No.	Ind.	Posição	Qtde. de Pessoas	Formas de excitação	Transmissibilidade Mean	1	2	3
6	1	SENTADO	6	PULO	1,178136	****		
41	4	SENTADO	6	CAMINHADA	1,253103	****	****	
39	4	SENTADO	4	CAMINHADA	1,253103	****	****	
38	4	SENTADO	2	PULO	1,339970	****	****	****
5	1	SENTADO	6	CAMINHADA	1,370942	****	****	****
10	1	EM PÉ	4	PULO	1,370942	****	****	****
2	1	SENTADO	2	PULO	1,370942	****	****	****
1	1	SENTADO	2	CAMINHADA	1,370942	****	****	****
4	1	SENTADO	4	PULO	1,370942	****	****	****
66	6	SENTADO	6	PULO	1,375343	****	****	****
28	3	SENTADO	4	PULO	1,385989	****	****	****
27	3	SENTADO	4	CAMINHADA	1,385989	****	****	****
42	4	SENTADO	6	PULO	1,385989	****	****	****
26	3	SENTADO	2	PULO	1,385989	****	****	****
25	3	SENTADO	2	CAMINHADA	1,385989	****	****	****
29	3	SENTADO	6	CAMINHADA	1,385989	****	****	****
30	3	SENTADO	6	PULO	1,385989	****	****	****
65	6	SENTADO	6	CAMINHADA	1,391449	****	****	****
45	4	EM PÉ	4	CAMINHADA	1,421415	****	****	****
46	4	EM PÉ	4	PULO	1,421415	****	****	****
47	4	EM PÉ	6	CAMINHADA	1,421415	****	****	****
48	4	EM PÉ	6	PULO	1,421415	****	****	****
37	4	SENTADO	2	CAMINHADA	1,422519	****	****	****
44	4	EM PÉ	2	PULO	1,440402	****	****	****
43	4	EM PÉ	2	CAMINHADA	1,440402	****	****	****

Figura D.12- Ordenamento das médias pelo teste de Duncan e separação por grupos.

Após a organização das médias das transmissibilidades e a separação em grupos para cada indivíduo por meio do Teste de Duncan, realiza-se a plotagem dos gráficos para melhor interpretação dos dados obtidos ao longo da análise estatística realizada para a população amostrada. Em [Graphs], aponta-se a [2D Graphs], e seleciona-se o tipo de gráfico – Box plots (Figura D.13). Depois de selecionado o tipo de gráfico, basta que se escolha as variáveis que se quer visualizar no mesmo (Figura D.14). Selecionada as variáveis a serem esboçadas no gráfico, configura-se a forma como os dados são apresentados na aba [Advanced] conforme Figura D.15. Por conseguinte, o gráfico estará confeccionado conforme as configurações do usuário. Importante ressaltar que cabe ao usuário conhecimento teórico e intuitivo para que seja encontrada a melhor forma de representação do fenômeno que está sendo avaliado. A Figura D.16 mostra o gráfico é esboçado com o desvio padrão (Standard deviation) e o erro padrão da média (Std. err. of mean) que são medidas calculadas em torno da média cuja intenção é quantificar a variabilidade dos dados em torno da média.

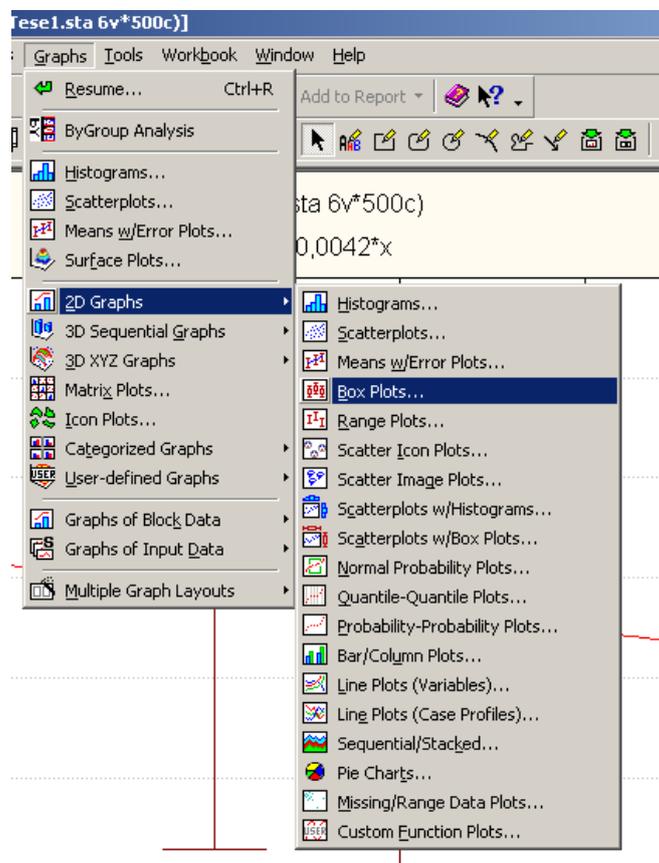


Figura D.13- Seleção do tipo de gráfico.

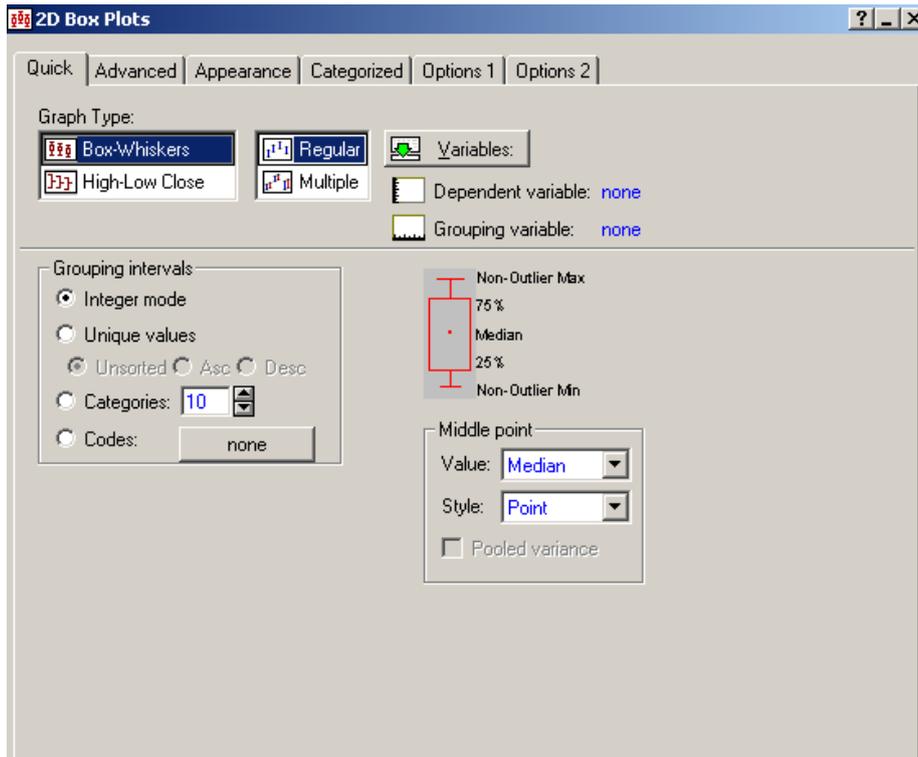


Figura D.14- Características gerais do gráfico selecionado.

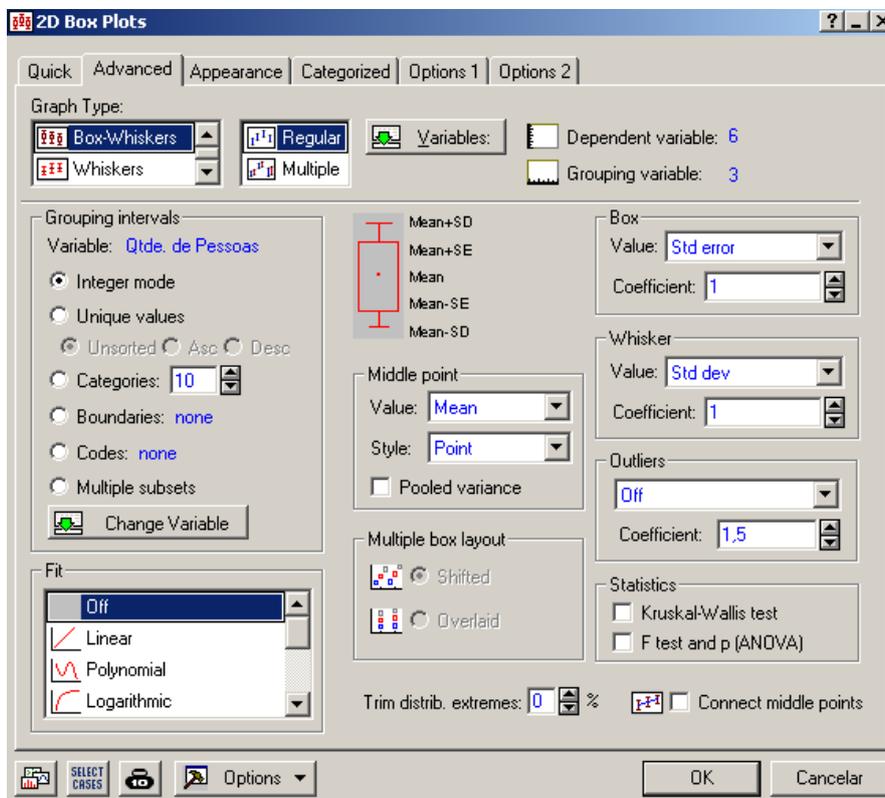


Figura D.15- Opções de configurações para o gráfico.

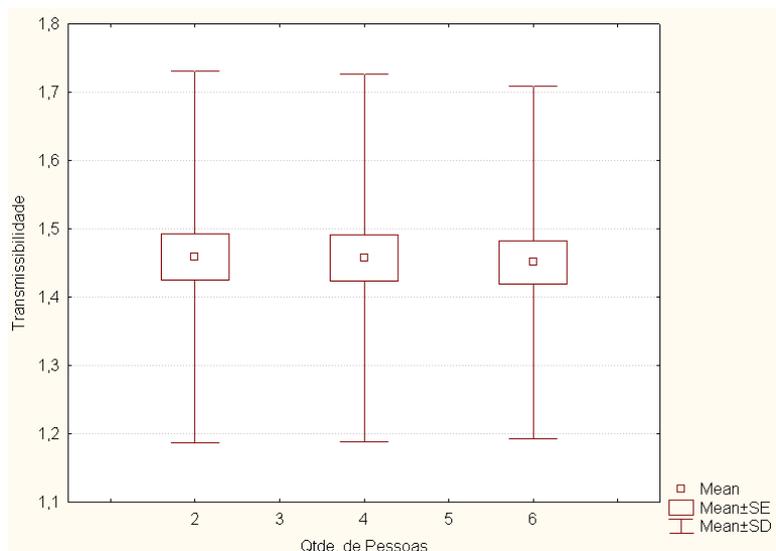


Figura D.16- Gráfico final.

Os mesmos passos realizados acima para Etapa 1 foram os utilizados na análise para a Etapa 2 cujos dados estão na Figura D.17.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
	Indivíduos	Posição	Quantidade de pessoas	Formas de excitação	Frequência (Hz)	Transmissibilidade	IMC	Idade (anos)	Profissão	Altura (m)
1	1	SENTADO	2	CAMINHADA	5	1,48953263	28,3	55	Comerciante	1,67
2	1	SENTADO	2	PULO	5	1,48953263	28,3	55	Comerciante	1,67
3	1	SENTADO	2	CAMINHADA	12	1,25235052	28,3	55	Comerciante	1,67
4	1	SENTADO	2	PULO	12	1,25235052	28,3	55	Comerciante	1,67
5	1	SENTADO	4	CAMINHADA	5	1,64551325	28,3	55	Comerciante	1,67
6	1	SENTADO	4	PULO	5	1,48953263	28,3	55	Comerciante	1,67
7	1	SENTADO	4	CAMINHADA	12	1,29205399	28,3	55	Comerciante	1,67
8	1	SENTADO	4	PULO	12	1,25235052	28,3	55	Comerciante	1,67
9	1	SENTADO	6	CAMINHADA	5	1,48953263	28,3	55	Comerciante	1,67
10	1	SENTADO	6	PULO	5	1,34516636	28,3	55	Comerciante	1,67
11	1	SENTADO	6	CAMINHADA	12	1,2523505	28,3	55	Comerciante	1,67
12	1	SENTADO	6	PULO	12	1,01110589	28,3	55	Comerciante	1,67
13	1	EM PÉ	2	CAMINHADA	5	1,64551324	28,3	55	Comerciante	1,67
14	1	EM PÉ	2	PULO	5	1,64551325	28,3	55	Comerciante	1,67
15	1	EM PÉ	2	CAMINHADA	12	1,29205403	28,3	55	Comerciante	1,67
16	1	EM PÉ	2	PULO	12	1,29205394	28,3	55	Comerciante	1,67
17	1	EM PÉ	4	CAMINHADA	5	1,64551324	28,3	55	Comerciante	1,67
18	1	EM PÉ	4	PULO	5	1,48953264	28,3	55	Comerciante	1,67
19	1	EM PÉ	4	CAMINHADA	12	1,29205403	28,3	55	Comerciante	1,67
20	1	EM PÉ	4	PULO	12	1,2523505	28,3	55	Comerciante	1,67
21	1	EM PÉ	6	CAMINHADA	5	1,64551324	28,3	55	Comerciante	1,67
22	1	EM PÉ	6	PULO	5	1,64551324	28,3	55	Comerciante	1,67
23	1	EM PÉ	6	CAMINHADA	12	1,29205403	28,3	55	Comerciante	1,67
24	1	EM PÉ	6	PULO	12	1,29205403	23,9	19	Estudante	1,73
25	2	SENTADO	2	CAMINHADA	5	1,64097096	23,9	19	Estudante	1,73
26	2	SENTADO	2	PULO	5	1,64097096	23,9	19	Estudante	1,73

Figura D.17- Tabulação dos dados da Etapa 2.



Universidade de Brasília

Faculdade de Medicina

Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos CEP-FM

ANÁLISE DE PROJETO DE PESQUISA

Registro do projeto: CEP/FM 008/2012.

Título: Modelos biodinâmicos: Estudo da transmissibilidade na vibração da cabeça humana na direção vertical e desenvolvimento de um modelo biodinâmico linear de seis graus de liberdade para indivíduos do sexo masculino brasileiro.

Pesquisador responsável: Cecília de Castro Bolina.

Documentos analisados: Folha de rosto, carta de encaminhamento assinada por todos os pesquisadores, projeto de pesquisa em português, Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, *curriculum vitae* do pesquisador principal e dos demais pesquisadores participantes, orçamento do projeto de pesquisa, cronograma, bibliografia pertinente.

Data de entrada: 07/02/2012.

Data da primeira avaliação: 07/03/2012.

Proposição do(a) Relator(a):

Aprovação

Reencaminhar ao pesquisador responsável para atendimento de pendências

Não aprovação

Data do parecer final do(a) Relator(a): 15/05/2012.

Aprovação

Não aprovação

Data da análise pelo CEP-FM/UnB: 30/05/2012.

PARECER

Com base na Resolução CNS/MS n.º 196/96 e resoluções posteriores que regulamentam a matéria, o Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília, em sua Reunião Ordinária, realizada em 30/05/2012, decidiu **aprovar**, de acordo com o parecer do(a) Relator(a), o projeto de pesquisa acima especificado quanto aos seus aspectos éticos.

Observações:

1. Modificações no protocolo devem ser submetidas ao CEP/FM/UnB antes de serem implementadas.
2. Os pesquisadores devem apresentar relatórios periódicos do andamento da pesquisa ao CEP-FM, estando o primeiro previsto para 10/12/2012.

Brasília-DF, 01/06/2012

Prof.ª Dr.ª Elaine Maria de Oliveira Alves
Coordenadora do CEP-FM/UnB