

MINISTERIO DA EDUCAÇÃO  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

DESENVOLVIMENTO DE UMA MESA VIBRATÓRIA PARA ESTUDOS SOBRE  
VIBRAÇÃO NO CORPO HUMANO, MEDIÇÕES EM UM GRUPO DE MOTORISTAS E  
AJUSTE DE UM MODELO BIODINÂMICO

por

Tiago Becker

Tese para obtenção do título  
de Doutor em Engenharia

Porto Alegre, 16 de fevereiro de 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

por

Tiago Becker  
Mestre em Engenharia

Tese submetida ao corpo Docente do programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, PROMEC, da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos necessários para a obtenção do título de

Doutor em Engenharia

Área de concentração: Mecânica dos sólidos

Orientador: Prof. Dr. Alberto Tamagna

Comissão de avaliação:

Prof. Dr. Alexandre Balbinot

Prof. Dr. Herbert Martins Gomes

Prof. Dr. Jurandir Nadal

Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz

Prof. Dr. Flávio José Lorini  
Coordenador do PROMEC

Porto Alegre, 16 de fevereiro de 2006

## AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Alberto Tamagna, pela orientação, dedicação e tudo o que me ensinou nos anos de convivência;

Ao Eng. Carlos Alberto Thomas (Pato), pela inestimável ajuda em várias etapas do trabalho e por tudo o que me ensinou;

Ao futuro colega Angelo Bresolin, pela ajuda e companheirismo nos últimos anos deste trabalho;

Aos professores da banca, pela grande contribuição no resultado final do trabalho;

À empresa Sociedade de Ônibus União Ltda. (SOUL), por ceder seus motoristas para a realização de experimentos, e aos motoristas da empresa que participaram como voluntários.

Ao Prof. Eduardo Perondi, pela ajuda na definição do sistema de acionamento da mesa vibratória, e ao Prof. Vilson J. Batista, por oportunizar o contato com a SOUL;

Ao futuro colega Flávio Luis C. de Lima, pelo auxílio na fabricação de peças para a mesa vibratória;

Aos Colegas do GMAp, pelo auxílio nos experimentos e pela amizade durante todos estes anos.

Dedico esta tese a todos aqueles a quem eu amo, minha esposa, minha família e meus amigos, que são o que eu tenho de mais importante na vida.

## RESUMO

A exposição do ser humano a vibrações mecânicas é um tema relacionado com a mecanização do trabalho e à proliferação de veículos automotores, e é, portanto, um assunto que só começou a ganhar importância em meados do século XX. Atualmente, a vibração é amplamente reconhecida como um fator de risco para a saúde de trabalhadores de todo o mundo. Além disso, fatores de grande relevância no mundo atual, como o desempenho na realização de tarefas e a qualidade de vida, podem ser afetados pela presença de vibração em ambientes de trabalho e em outros locais do cotidiano.

As soluções das questões relacionadas com o tema passam pelo entendimento de como o ser humano reage física, fisiológica e psicologicamente à presença da vibração, e muito se tem estudado para entender este fenômeno extremamente complexo.

A maioria dos trabalhos publicados sobre o tema foi desenvolvida em grandes centros de pesquisa norte-americanos e de alguns países europeus. Sendo as características individuais, como o biótipo, fatores importantes na reação do corpo ao movimento, é necessário que populações externas a estes centros de pesquisa sejam envolvidas nos estudos experimentais, cujo objetivo é levantar informações que permitam a evolução dos conhecimentos na área.

Os objetivos deste trabalho foram (1) desenvolver um aparato experimental com custo acessível para realização de experimentos que permitam medir parâmetros do comportamento dinâmico humano de corpo inteiro e (2) utilizar este equipamento para realizar medições em uma população exposta à vibração de corpo inteiro em sua atividade profissional, e utilizar estes dados para desenvolver um modelo do comportamento dinâmico da população amostrada.

Foi desenvolvida uma mesa vibratória baseada em um acionamento pneumático, com custo inferior aos sistemas hidráulicos e eletro-mecânicos tradicionalmente utilizados, capaz de produzir vibração na direção vertical com as características necessárias à realização dos experimentos em questão. O sistema foi utilizado para medir parâmetros biodinâmicos em um grupo de controle e um grupo de motoristas da SOUL, uma empresa de transporte coletivo da região metropolitana de Porto Alegre.

Os resultados das medições mostraram diferenças no comportamento dinâmico das duas populações amostradas. São apontadas e discutidas no texto algumas possíveis causas para estas diferenças, como a influência da idade e a mudança da reação ao estímulo nos indivíduos expostos à vibração em seu ambiente de trabalho.

## ABSTRACT

The theme of the human exposure to vibrations is related to the mechanization of work and the proliferation of self powered vehicles, and so, it's a matter that started to gain importance in the mid 20th century. Today, vibration is widely recognized as risk factor for worker all around the world. Besides this, factors of great relevance now days, like performance in tasks and life quality can be affected by the presence of vibration in work environments and other places of everyday life

The solutions for the questions related with this subject must goes by the understanding of how humans react physically, physiologically and psychologically to the presence of vibration, and a lot has been made to understand this extremely complex phenomena.

Most of the published works on this subject was developed in main research centers in north America and in a few European countries. Been the individual characteristics, as the biotype, important factors in the reaction of the body to movement, it is necessary that populations away from those research centers are involved in the experimental research, of which the main goal is to gather information to allow the evolution of knowledge in this area.

The goals of this study were (1) to develop an inexpensive experimental system to do experiments that allows to measure parameters of the dynamic behavior of the human body and (2) to use this system to do experiments in a population exposed to whole body vibration during professional activity and to use this data to develop a numeric model of the dynamic behavior of the sampled population.

It was developed a shaker based on pneumatic system, with a lower cost then the traditional hydraulic and electro-mechanical systems, that was capable of produce vibration in the vertical direction with the adequate characteristics for the proposed experiments. The system was used to measure biodynamic parameters in a reference group and um a group of drivers of SOUL, a urban bus transportation company of the metropolitan reagon of Porto Alegre.

The results of the measurements showed differences in the dynamic behavior of the two sampled populations. Some possible causes for those differences, such as the influence of age and the change in the reaction to the stimuli in the individuals exposed to vibration, are proposed and discussed.

## ÍNDICE

1	INTRODUÇÃO .....	1
1.1	Motivação do trabalho .....	1
1.2	Objetivos .....	3
1.3	Estrutura do trabalho.....	4
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	5
2.1	Vibrações no corpo humano.....	5
2.2	Comportamento dinâmico do corpo .....	8
2.2.1	Estudos sobre transmissibilidade.....	10
2.2.2	Estudos sobre massa aparente .....	18
2.2.3	Estudos sobre impedância mecânica.....	23
2.2.4	Estudos sobre potência absorvida.....	27
2.2.5	Estudos contemplando mais de um parâmetro biodinâmico.....	30
2.3	Modelos biodinâmicos .....	37
2.3.1	Modelos de parâmetros discretos.....	43
2.3.2	Modelos de parâmetros distribuídos .....	53
3	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	57
3.1	Medidas de magnitude da vibração na biodinâmica.....	57
3.2	Medições para biodinâmica de pessoas sentadas .....	60
3.3	Sistema de coordenadas .....	64
3.4	Curvas de ponderação .....	65
3.5	Efeitos da vibração.....	67
3.6	Parâmetros do comportamento dinâmico do corpo .....	69
3.6.1	Transmissibilidade .....	69
3.6.2	Impedância mecânica.....	71
3.6.3	Massa aparente .....	72
3.6.4	Potência absorvida .....	73
3.7	Modelos Biodinâmicos .....	74
3.8	Modelos retirados da literatura.....	76
4	DEFINIÇÃO DAS CARACTERÍSTICAS DO MODELO DESENVOLVIDO.....	79
4.1	Equações de movimento e parâmetros biodinâmicos do modelo.....	79
4.2	Ajuste do modelo aos dados experimentais .....	83
5	MATERIAIS E MÉTODOS .....	87
5.1	Mesa vibratória e sistema de controle.....	87
5.2	Equipamento utilizado .....	91

5.3	Procedimentos experimentais .....	95
6	APRESENTAÇÃO E ANÁLISE DOS RESULTADOS.....	98
6.1	Parâmetros biodinâmicos experimentais.....	98
6.2	Ajuste dos modelos .....	123
6.2.1	Modelos encontrados .....	124
6.2.2	Comparação dos dados experimentais com outros modelos tirados da literatura .....	127
6.3	Análise dos resultados experimentais .....	128
6.3.1	Influência da massa, da altura e da idade .....	129
6.3.2	Influência da postura e do nível de aceleração .....	131
6.3.3	Análise qualitativa dos gráficos.....	135
6.3.4	Comparação com dados retirados da bibliografia .....	135
6.3.5	Potência absorvida total .....	141
7	CONCLUSÕES .....	145
8	SUGESTÕES DE CONTINUAÇÃO .....	148
9	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	149
	APÊNDICE I – Definições das bandas de oitava e 1/3 de oitava.....	155
	APÊNDICE II – Objetivo e faixa dos valores de impedância mecânica, massa aparente e transmissibilidade obtidos por Boileau <i>et al.</i> (1998) .....	156
	APÊNDICE III – Termo de consentimento informado.....	158
	APÊNDICE IV – Aprovação do comitê de ética.....	159
	APÊNDICE V – Tabelas de transmissibilidade, massa aparente e potência absorvida.....	160
	APÊNDICE VI – Análise estatística (ANOVA) .....	166
	APÊNDICE VII – ANOVA para verificação do ajuste da regressão linear .....	172
	APÊNDICE VIII – Algoritmo em linguagem do Maple para o ajuste de curvas.....	175



## LISTA DE SÍMBOLOS

a	aceleração
c	amortecimento
DEP	densidade espectral de potência
EMG	eletromiografia
eVDV	valor dose de vibração estimado
f	frequência (Hz)
FFT	transformada rápida de Fourier
GDL	grau de liberdade
k	rigidez ( $\text{N}\cdot\text{m}^{-1}$ )
m	massa (kg)
MTVV	máximo valor de vibração transiente
v	velocidade
VDV	valor dose de vibração ( $\text{m}\cdot\text{s}^{-1,75}$ )
$\omega$	velocidade angular ( $\text{rad}\cdot\text{s}^{-1}$ )
$\zeta$	índice de amortecimento
$\Re$	parte real de um número complexo
$\Im$	parte imaginária de um número complexo

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 – Ilustração geral da coluna vertebral humana.....	8
Figura 2.2 – Curvas de transmissibilidade do assento à cabeça (magnitude e fase) de pessoas sentadas, publicada na norma ISO 7962 (1987). Adaptado de Griffin, 1990. ....	11
Figura 2.3 – Dados médios encontrados por Paddan e Griffin (1998) em artigos publicados sobre transmissibilidade do assento à cabeça (a) na direção vertical z, (b) na direção frontal x e (c) na direção lateral y. Fonte: Paddan e Griffin (1998) .....	11
Figura 2.4 – Comparação do valor médio dos estudos de transmissibilidade na direção vertical encontrados por Paddan e Griffin (1998) (____) e os valores apresentados na norma ISO 7962 (1987) (_ _ _ _). Fonte: Paddan e Griffin (1998). ....	12
Figura 2.5 – Valores médios da transmissibilidade entre o chão e o assento e entre o chão e a cabeça, medidos por Cho e Yoon (2001) em pessoas sentadas em um banco de automóvel. Comparação dos valores encontrados com e sem apoio nas costas. ....	16
Figura 2.6 – transmissibilidade média na direção vertical entre o assento e as vértebras L3 ( ) e T1 ( ) e o apoio das costas ( ) para os 12 pilotos (HP), na frequência de maior densidade espectral de acelerações no assento. Fonte: Oliveira e Nadal, 2005. ....	17
Figura 2.7 – (A) densidade espectral de acelerações na direção vertical medida no assento do helicóptero, (B) transmissibilidade do assento à vértebra T1 medida em um dos pilotos. Fonte: Oliveira e Nadal, 2005. ....	18
Figura 2.8 – Magnitude da massa aparente de pessoas sentadas com postura ereta sem apoio nas costas, na direção vertical, excitação aleatória ou senoidal com magnitude até $5 \text{ m.s}^{-2}$ r.m.s. e os pés vibrando com o resto do corpo (____) média; (.....) média $\pm$ desvio padrão, (____) valores mínimos e máximos. Fonte: Boileau <i>et al.</i> (1998)..	19
Figura 2.9 - Massa aparente normalizada de 60 pessoas (magnitude) e valores médios $\pm 1 \text{ Sd}$ (____) comparados com o resultado obtido com um modelo do corpo humano sentado (_ _ _). Fonte: Farley e Griffin (1989) .....	21
Figura 2.10 – Comparação da massa aparente medida na postura de motorista (mãos no volante) com as curvas da norma ISO/DIS-5982, e efeito da massa do corpo na massa aparente. Fonte: Rakheja <i>et al.</i> (2002). ....	23
Figura 2.11 – Curvas de magnitude e fase da impedância mecânica da norma ISO 5982 (1981) para pessoas sentadas (.....), pessoas em pé (_ _ _ _) e pessoas deitadas (____ _ ____). Adaptado de Griffin (1990). ....	23

Figura 2.12 – Impedância mecânica (magnitude e fase) de sete homens sentados mantendo a postura de um motorista sem o apoio nas costas, obtida com uma varredura senoidal a $1 \text{ m.s}^{-2}$ r.m.s. Fonte: Boileau e Rakheja (1998).....	24
Figura 2.13 – Curvas de impedância (magnitude e fase) de 15 homens e 15 mulheres medidas em postura ereta (E) e relaxada (R) por Holmlund <i>et al.</i> (2000). .....	25
Figura 2.14 – Comparação entre os dados de impedância mecânica medidos em laboratório com excitação uniaxial e em um veículo com excitação multiaxial. Fonte: Holmlund e Lundström (2001). .....	27
Figura 2.15 – Valores médios da potência absorvida medida em 15 mulheres e 15 homens. Fonte: Lundstöm <i>et al.</i> (1998). .....	28
Figura 2.16 – Curvas de potência absorvida normalizada em função da frequência, em diferentes amplitudes de excitação, obtidas por Mansfield e Griffin (1998), e comparação da potência absorvida com as curvas de ponderação das ISO 2631 e BS 6841. ( _ _ _ ) ISO 2631 (Wg), ( ___ ) BS 6841 (Wb), ( . . . ) ISO 2631 (Wk), ( ___ ) potência absorvida, ( ____ ) raiz quadrada da potência absorvida. Fonte: Mansfield e Griffin (1998).....	29
Figura 2.17 – Curvas de transmissibilidade (magnitude e fase) do assento ao tórax medidas por Donati e Bonthoux com ( ___ ) varredura senoidal e ( _ _ _ ) excitação aleatória (direção vertical, $1,6 \text{ m.s}^{-2}$ , 1-10 Hz), (.....) resultado de um modelo de 1 GDL com frequência natural de 4 Hz e índice de amortecimento de 0,24. ....	31
Figura 2.18 – Curvas de impedância mecânica (magnitude e fase) medidas por Donati e Bonthoux, com ( ___ ) varredura senoidal e ( _ _ _ ) excitação aleatória (direção vertical, $1,6 \text{ m.s}^{-2}$ , 1-10 Hz). (...) resposta de um modelo de um GDL e (+++++) resposta de um modelo de dois GDL. ....	31
Figura 2.19 – Massa aparente normalizada média de 12 pessoas medidas a: (...) 0,25; ( _ ) 0,5; ( _ _ _ ) 1,0; ( ____ ) 1,5; (.....) 2,0 e ( ___ ) $2,5 \text{ m.s}^{-2}$ r.m.s. Fonte: Mansfield e Griffin (2000). .....	32
Figura 2.20 – Valores de transmissibilidade, impedância mecânica normalizada e massa aparente normalizada baseados nos dados obtidos por Boileau <i>et al.</i> (1998). .....	33
Figura 2.21 – Modelo de 1 GDL proposto por Coermann em 1962 ( <i>apud</i> Wu <i>et al.</i> 1999). .....	44
Figura 2.22 – Modelo apresentado por Fairley e Griffin (1989) para descrever os valores médios de massa aparente medidos em 60 pessoas. ....	44
Figura 2.23 – Comparação entre os valores obtidos com um modelo e os definidos como objetivo para impedância mecânica e transmissibilidade por Boileau e Rakheja (1998). ....	46

Figura 2.24 – Modelo proposto por Boileau e Rakheja (1998) e os parâmetros encontrados que melhor se ajustaram aos dados medidos. ....	46
Figura 2.25 – Modelo de parâmetros discretos do corpo humano sentado com três eixos de vibração separados proposto por Rosen e Arcan (2003).....	48
Figura 2.26 – Modelo do corpo humano sobre um automóvel, proposto por Kubo <i>et al.</i> (2001).	49
Figura 2.27 – Modelos unidirecionais de 1, 2 e 3 GDL do sistema assento-corpo humano propostos por Cho e Yoon (2001) .....	50
Figura 2.28 – Modelo bidirecional de 9 GDL do sistema assento-corpo humano proposto por Cho e Yoon (2001). ....	50
Figura 2.29 – Modelos de um e dois GDL desenvolvidos por Matsumoto e Griffin (2003). ....	51
Figura 2.30 – Modelo desenvolvido por Boileau <i>et al.</i> (2002), definido para representar os dados de impedância mecânica de pessoas sentadas da norma ISO/DIS 5982:2000. ....	52
Figura 2.31 – Modelo de elementos finitos da parte superior do corpo humano proposto por Kitazaki e Griffin (1997).....	53
Figura 2.32 – Representação do modelo proposto por Pankoke <i>et al.</i> (1998), com destaque para o detalhamento da região lombar. ....	54
Figura 2.33 – Representação completa (à direita) e detalhamento da região da coluna lombar (esquerda) do modelo apresentado por Pankoke <i>et al.</i> (2001). ....	55
Figura 3.1 – Dispositivos utilizados para medição de aceleração na interface entre o assento e a pessoa. Adaptado de Griffin (1990).....	61
Figura 3.2 – Esquema do dispositivo ( <i>bite-bar</i> ) utilizado para medir o movimento da cabeça em seis direções (três translações e três rotações) com os sensores apoiados diretamente nos dentes. Fonte: Griffin (1990). ....	63
Figura 3.3 – Sistema de coordenadas para o corpo humano. Fonte: ISO 2631-1, 1997. ....	65
Figura 3.4 - Principais curvas de ponderação da norma ISO 2631 – 1997. (____) $W_k$ ; (.....) $W_d$ ; (_ _ _ _) $W_f$ .....	66
Figura 3.5 – Curvas de ponderação adicionais da norma ISO 2631 – 1997. (____) $W_e$ ; (.....) $W_e$ ; (_ _ _ _) $W_i$ .....	66
Figura 3.6 – Curvas de ponderação $W_d$ (____) e $W_g$ (.....) da norma britânica BS 6841 (1987). .	67
Figura 4.1 - Modelo massa-mola-amortecedor de n GDL excitado por uma força $F(t)$ . ....	80
Figura 5.1 – Esquema da mesa vibratória e do sistema de controle e aquisição de dados.....	89
Figura 5.2 – Mesa vibratória montada e sistema de controle e aquisição de dados.....	90
Figura 5.3 – Sinal de controle enviado originalmente para a válvula.....	90
Figura 5.4 – Densidade espectral do sinal de controle enviado originalmente para a válvula.....	91

Figura 5.5 – Resposta em frequência (aceleração) da mesa ao sinal gerado corrigido.....	91
Figura 5.6 – Célula de carga modelo I-500 (Alfa Instrumentos, São Paulo) utilizada nas medições de força. ....	92
Figura 5.7 – Curva de calibração da saída analógica do condicionador Transdutech com a célula de carga no ajuste utilizado para as medições. ....	93
Figura 5.8 – Acelerômetro utilizado para medir a vibração no ponto de entrada (assento).....	94
Figura 5.9 – Curva típica de resposta em função da frequência de um acelerômetro Endevco 2250AM1-10 que será utilizado nas medições de aceleração no corpo humano. Fonte: Manual Endevco 2250AM1-10. ....	94
Figura 5.10 – Dispositivo de fixação do acelerômetro para as medições de vibração na cabeça. ....	96
Figura 5.11 – Posturas adotadas durante as medições: (a) “ereto” e (b) “relaxado” .....	96
Figura 6.1 – Magnitude da transmissibilidade experimental na postura “relaxado” dos indivíduos do grupo de controle, (a) $2 \text{ m.s}^{-2}$ e (b) $1,5 \text{ m.s}^{-2}$ . ....	100
Figura 6.2 – Magnitude da transmissibilidade experimental na postura “ereto” dos indivíduos do grupo de controle, (a) $2 \text{ m.s}^{-2}$ e (b) $1,5 \text{ m.s}^{-2}$ . ....	101
Figura 6.3 – Média dos dados de magnitude da transmissibilidade, para as posturas “ereto” e “relaxado”, dos indivíduos do grupo de controle .....	101
Figura 6.4 – Magnitude da massa aparente normalizada na postura “relaxado” dos indivíduos do grupo de controle, (a) $2 \text{ m.s}^{-2}$ e (b) $1,5 \text{ m.s}^{-2}$ . ....	102
Figura 6.5 - Magnitude da massa aparente normalizada na postura “ereto” dos indivíduos do grupo de controle, (a) $2 \text{ m.s}^{-2}$ e (b) $1,5 \text{ m.s}^{-2}$ . ....	103
Figura 6.6 - Valores médios dos dados de magnitude da massa aparente normalizada, para as posturas “ereto” e “relaxado”, dos indivíduos do grupo de controle.....	103
Figura 6.7 - Fase da transmissibilidade experimental na postura “relaxado” dos indivíduos do grupo de controle, (a) $2 \text{ m.s}^{-2}$ e (b) $1,5 \text{ m.s}^{-2}$ . ....	104
Figura 6.8 - Fase da transmissibilidade experimental na postura “ereto” dos indivíduos do grupo de controle, (a) $2 \text{ m.s}^{-2}$ e (b) $1,5 \text{ m.s}^{-2}$ . ....	105
Figura 6.9 - Valores médios dos dados de fase da transmissibilidade, para as posturas “ereto” e “relaxado”, dos indivíduos do grupo de controle. ....	105
Figura 6.10 – Fase da massa aparente experimental na postura “relaxado” dos indivíduos do grupo de controle, (a) $2 \text{ m.s}^{-2}$ e (b) $1,5 \text{ m.s}^{-2}$ . ....	106
Figura 6.11 – Fase da massa aparente experimental na postura “ereto” dos indivíduos do grupo de controle, (a) $2 \text{ m.s}^{-2}$ e (b) $1,5 \text{ m.s}^{-2}$ . ....	107

Figura 6.12 - Valores médios dos dados de fase da massa aparente, para as posturas “ereto” e “relaxado”, dos indivíduos do grupo de controle .....	107
Figura 6.13 - Magnitude da potência absorvida normalizada na postura “relaxado” dos indivíduos do grupo de controle, (a) $2 \text{ m.s}^{-2}$ e (b) $1,5 \text{ m.s}^{-2}$ .....	108
Figura 6.14 - Magnitude da potência absorvida normalizada na postura “ereto” dos indivíduos do grupo de controle (a) $2 \text{ m.s}^{-2}$ e (b) $1,5 \text{ m.s}^{-2}$ .....	109
Figura 6.15 – Valores médios da potência absorvida normalizada, para as posturas “ereto” e “relaxado”, dos indivíduos do grupo de controle. ....	109
Figura 6.16 – Magnitude da transmissibilidade experimental na postura “relaxado” dos indivíduos do grupo de motoristas, (a) $2 \text{ m.s}^{-2}$ e (b) $1,5 \text{ m.s}^{-2}$ .....	110
Figura 6.17 – Magnitude da transmissibilidade experimental na postura “ereto” dos indivíduos do grupo de motoristas, (a) $2 \text{ m.s}^{-2}$ e (b) $1,5 \text{ m.s}^{-2}$ .....	111
Figura 6.18 – Média dos dados de magnitude da transmissibilidade, para as posturas “ereto” e “relaxado”, dos indivíduos do grupo de motoristas.....	111
Figura 6.19 – Magnitude da massa aparente normalizada na postura “relaxado” dos indivíduos do grupo de motoristas, (a) $2 \text{ m.s}^{-2}$ e (b) $1,5 \text{ m.s}^{-2}$ .....	112
Figura 6.20 - Magnitude da massa aparente normalizada na postura “ereto” dos indivíduos do grupo de motoristas, (a) $2 \text{ m.s}^{-2}$ e (b) $1,5 \text{ m.s}^{-2}$ .....	113
Figura 6.21 - Valores médios dos dados de magnitude da massa aparente normalizada, para as posturas “ereto” e “relaxado”, dos indivíduos do grupo de motoristas. ....	113
Figura 6.22 - Fase da transmissibilidade experimental na postura “relaxado” dos indivíduos do grupo de motoristas, (a) $2 \text{ m.s}^{-2}$ e (b) $1,5 \text{ m.s}^{-2}$ .....	114
Figura 6.23 - Fase da transmissibilidade experimental na postura “ereto” dos indivíduos do grupo de motoristas, (a) $2 \text{ m.s}^{-2}$ e (b) $1,5 \text{ m.s}^{-2}$ .....	115
Figura 6.24 - Valores médios dos dados de fase da transmissibilidade, para as posturas “ereto” e “relaxado”, dos indivíduos do grupo de motoristas.....	115
Figura 6.25 – Fase da massa aparente experimental na postura “relaxado” dos indivíduos do grupo de motoristas, (a) $2 \text{ m.s}^{-2}$ e (b) $1,5 \text{ m.s}^{-2}$ .....	116
Figura 6.26 – Fase da massa aparente experimental na postura “ereto” dos indivíduos do grupo de motoristas, (a) $2 \text{ m.s}^{-2}$ e (b) $1,5 \text{ m.s}^{-2}$ .....	117
Figura 6.27 - Valores médios dos dados de fase da massa aparente, para as posturas “ereto” e “relaxado”, dos indivíduos do grupo de motoristas.....	117
Figura 6.28 - Magnitude da potência absorvida normalizada na postura “relaxado” dos indivíduos do grupo de motoristas, (a) $2 \text{ m.s}^{-2}$ e (b) $1,5 \text{ m.s}^{-2}$ .....	118

Figura 6.29 - Magnitude da potência absorvida normalizada na postura “ereto” dos indivíduos do grupo de motoristas, (a) $2 \text{ m.s}^{-2}$ e (b) $1,5 \text{ m.s}^{-2}$ .....	119
Figura 6.30 – Valores médios da potência absorvida normalizada, para as posturas “ereto” e “relaxado”, dos indivíduos do grupo de motoristas.....	119
Figura 6.31 – Comparação dos valores médios dos dois grupos de indivíduos, (a) transmissibilidade, (b) massa aparente normalizada e (c) potência absorvida normalizada. ....	120
Figura 6.32 – Comparação dos modelos de 1, 2, 3 e 4 GDL com os dados experimentas de magnitude e fase da transmissibilidade e da massa aparente correspondentes. ....	125
Figura 6.33 - Comparação de alguns modelos retirados da literatura com os dados experimentais médios de magnitude e fase da transmissibilidade e da massa aparente do grupo de motoristas. ....	127
Figura 6.34 – Influência da massa, altura e idade dos indivíduos na magnitude e na frequência da primeira ressonância da transmissibilidade.....	130
Figura 6.35 – Influência da massa, altura e idade dos indivíduos na magnitude e na frequência da primeira ressonância da massa aparente .....	130
Figura 6.36 – Influência da massa, altura e idade dos indivíduos na magnitude e na frequência da primeira ressonância da potência absorvida.....	130
Figura 6.37 – Comparação da faixa de valores “ideais” definida por Boileau <i>et al.</i> (1998) para a magnitude da transmissibilidade com os valores médios dos experimentos realizados neste trabalho, (a) grupo de controle, (b) motoristas.....	136
Figura 6.38 – Comparação dos valores de transmissibilidade compilados da bibliografia por Paddan e Griffin (1998) e os resultados do presente trabalho, (a) grupo de controle, (b) motoristas.....	137
Figura 6.39 - Comparação da faixa de valores “ideais” definida por Boileau <i>et al.</i> (1998) para a fase da transmissibilidade com os valores dos experimentos realizados neste , (a) grupo de controle, (b) motoristas.....	138
Figura 6.40 - Comparação da faixa de valores “ideais” definida por Boileau <i>et al.</i> (1998) para a magnitude da massa aparente normalizada com os valores médios dos experimentos realizados neste trabalho neste, (a) grupo de controle, (b) motoristas.....	139
Figura 6.41 - Comparação da faixa de valores “ideais” definida por Boileau <i>et al.</i> (1998) para a magnitude da massa aparente com os valores médios dos experimentos realizados neste trabalho, (a) grupo de controle, (b) motoristas. ....	140

Figura 6.42 – Comparação dos dados de potência absorvida deste trabalho (valores médios de todos os indivíduos) com os dados encontrados por Mansfield e Griffin, 1998...	141
Figura 6.43 - Valores individuais da potência absorvida total nas duas posturas.....	143
Figura 6.44 - efeito da massa na potência absorvida total.....	143
Figura 6.45 – Comparação da potência absorvida total em função da aceleração entre os indivíduos do presente trabalho com os dados obtidos por Mansfield e Griffin (1998).....	144
Figura 6.46 – Comparação da potência absorvida total em função da massa dos indivíduos deste trabalho com os dados de Mansfield e Griffin (1998).....	144



## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 2.1 – Variáveis que podem afetar a transmissibilidade e expressões utilizadas para defini-las. Adaptado de Paddan e Griffin (1998).....	12
Tabela 2.2 – Algumas aplicações de modelos biodinâmicos. Fonte: Griffin (2001).....	37
Tabela 2.3 – Alguns problemas no desenvolvimento de modelos biodinâmicos. Fonte: Griffin (2001).....	40
Tabela 3.1 – Alguns aspectos estudados da resposta humana à vibração. Fonte: Griffin (1990).	68
Tabela 3.2 – Resumo dos modelos encontrados na Bibliografia .....	77
Tabela 5.1 – Valores de aceleração ponderada equivalentes a uma dose de vibração de 15 m.s-1,75 para condições de exposição mecânica à magnitude constante.....	87
Tabela 5.2 – Características da placa de aquisição PCM-DAS 16/330 .....	92
Tabela 5.3 – Características da saída analógica da placa de aquisição USB 1208FS.....	92
Tabela 5.4 – características da célula de carga I-500.....	93
Tabela 5.5 – Modelos de acelerômetros Kyowa.....	93
Tabela 5.6 – Características do acelerômetro Kyowa AS-10GA/GB .....	94
Tabela 6.1 – Dados dos indivíduos do grupo de controle .....	99
Tabela 6.2 – Dados dos indivíduos do grupo de motoristas profissionais .....	99
Tabela 6.3 – Comparação da massa total dos indivíduos com a parcela da massa sustentada pela célula de carga (assento) nas duas posturas estudadas (relaxado e ereto) .....	99
Tabela 6.4 – Características da primeira ressonância da transmissibilidade nas duas posturas .	121
Tabela 6.5 – Características da primeira ressonância da massa aparente nas duas posturas.....	121
Tabela 6.6 – Características da primeira ressonância da potência absorvida nas duas posturas	122
Tabela 6.7 – Frequência em que a magnitude da transmissibilidade fica menor do que um, após a primeira ressonância .....	123
Tabela 6.8 – Parâmetros do modelo de 1 GDL.....	124
Tabela 6.9 – Parâmetros do modelo de 2 GDL.....	124
Tabela 6.10 – Parâmetros do modelo de 3 GDL.....	124
Tabela 6.11 – Parâmetros do modelo de 4 GDL.....	125
Tabela 6.12 – Medidas da diferença entre os dados experimentais e os modelos deste trabalho	126
Tabela 6.13 – Medidas da diferença entre os dados experimentais e os modelos retirados da literatura .....	128
Tabela 6.14 – Teste F para verificação da aderência do modelo de regressão linear dos gráficos de idade e altura pela frequência da ressonância dos parâmetros biodinâmicos...	131

Tabela 6.15 – Significado estatístico da influência da postura na frequência da ressonância nos parâmetros biodinâmicos ( $\alpha = 0,05$ ).....	131
Tabela 6.16 – Significado estatístico da influência da postura na magnitude da ressonância dos parâmetros biodinâmicos ( $\alpha = 0,05$ ).....	131
Tabela 6.17 - Valores da potência absorvida total para o grupo de controle .....	142
Tabela 6.18 - Valores da potência absorvida total para o grupo dos motoristas .....	142
Tabela 7.1 – Valores médios da magnitude e da frequência da primeira ressonância dos parâmetros biodinâmicos medidos neste trabalho .....	146
Tabela I.1 – Frequências dos limites e do centro das bandas de oitava e 1/3 de oitava.....	155
Tabela II.1 - Objetivo e faixa dos valores de Impedância mecânica de um ser humano sentado nas condições especificadas. Fonte: Boileau, Wu e Rakheja (1998).....	156
Tabela II.2 - Objetivo e faixa dos valores de massa aparente de um ser humano sentado nas condições especificadas. Fonte: Boileau, Wu e Rakheja (1998).....	156
Tabela II.3 - Objetivo e faixa dos valores de transmissibilidade do assento à cabeça de um ser humano sentado nas condições especificadas. Fonte: Boileau, Wu e Rakheja (1998).....	157
Tabela V.1 - Magnitude da transmissibilidade (grupo de controle) .....	160
Tabela V.2 - Fase da transmissibilidade (grupo de controle) .....	160
Tabela V.3 - Magnitude da massa aparente (grupo de controle) .....	161
Tabela V.4 - Fase da massa aparente (grupo de controle).....	161
Tabela V.5 - Magnitude da potência absorvida na postura relaxado (grupo de controle) .....	162
Tabela V.6 - Magnitude da transmissibilidade (motoristas).....	163
Tabela V.7 - Fase da transmissibilidade (motoristas) .....	163
Tabela V.8 - Magnitude da massa aparente (motoristas) .....	164
Tabela V.9 - Fase da massa aparente (motoristas).....	164
Tabela V.10 - Potência absorvida (motoristas).....	165
Tabela VI.1 - Avaliação do efeito da postura, do indivíduo e do nível de aceleração na frequência da primeira ressonância da transmissibilidade (dados do grupo do grupo de controle) .....	166
Tabela VI.2 - Avaliação do efeito da postura, do indivíduo e do nível de aceleração na magnitude da primeira ressonância da transmissibilidade (dados do grupo de controle).....	166
Tabela VI.3 - Avaliação do efeito da postura, do indivíduo e do nível de aceleração na frequência da primeira ressonância da massa aparente (dados do grupo de controle) .....	167

Tabela VI.4 - Avaliação do efeito da postura, do indivíduo e do nível de aceleração na magnitude da primeira ressonância da massa aparente (dados do grupo de controle) .....	167
Tabela VI.5 - Avaliação do efeito da postura, do indivíduo e do nível de aceleração na frequência da primeira ressonância da potência absorvida (dados do grupo de controle).....	168
Tabela VI.6 - Avaliação do efeito da postura, do indivíduo e do nível de aceleração na magnitude da primeira ressonância da potência absorvida (dados do grupo de controle).....	168
Tabela VI.7 - Avaliação do efeito da postura, do indivíduo e do nível de aceleração na frequência da primeira ressonância da transmissibilidade (dados do grupo de motoristas) ...	169
Tabela VI.8 - Avaliação do efeito da postura, do indivíduo e do nível de aceleração na magnitude da primeira ressonância da transmissibilidade (dados do grupo de controle).....	169
Tabela VI.9 - Avaliação do efeito da postura, do indivíduo e do nível de aceleração na frequência da primeira ressonância da massa aparente (dados do grupo de motoristas).....	170
Tabela VI.10 - Avaliação do efeito da postura, do indivíduo e do nível de aceleração na magnitude da primeira ressonância da massa aparente (dados do grupo de motoristas).....	170
Tabela VI.11 - Avaliação do efeito da postura, do indivíduo e do nível de aceleração na frequência da primeira ressonância da potência absorvida (dados do grupo de motoristas).....	171
Tabela VI.12 - Avaliação do efeito da postura, do indivíduo e do nível de aceleração na magnitude da primeira ressonância da potência absorvida (dados do grupo de motoristas).....	171
Tabela VII.1 – Regressão linear dos dados de magnitude e frequência da ressonância da transmissibilidade com os dados de massa, altura e idade dos indivíduos .....	172
Tabela VII.2 – Regressão linear dos dados de magnitude e frequência da ressonância da massa aparente com os dados de massa, altura e idade dos indivíduos .....	173
Tabela VII.3 – Regressão linear dos dados de magnitude e frequência da ressonância da potência absorvida com os dados de massa, altura e idade dos indivíduos .....	174

## 1 INTRODUÇÃO

O estudo da exposição do corpo humano à vibração constitui uma das áreas herméticas do conhecimento científico aplicado atual, e encontra em sua essência uma série de obstáculos que dificilmente serão suplantados em um curto espaço de tempo. O corpo humano é uma estrutura de alta complexidade, para a qual a maioria das simplificações adotadas nos modelos utilizados em outras áreas de análise estrutural não são aplicáveis sem um distanciamento significativo da realidade. Pode-se dizer, entre outras coisas, que os tecidos humanos apresentam comportamento mecânico anisotrópico, não linear, variável no tempo (incluindo capacidade de regeneração e adaptação), diferente de indivíduo para indivíduo e sujeito ao controle consciente e inconsciente. A própria determinação destas propriedades mecânicas constitui um problema de grande complexidade, uma vez que a realização de medições em tecidos vivos envolve uma série de questões técnicas e éticas de difícil solução. Estas características geram obstáculos que tornam lenta e difícil a evolução deste tema.

Em todo o texto que segue, a palavra biodinâmica será utilizada para se referir ao estudo com comportamento dinâmico do corpo humano, ou, pela definição de Griffin (2001), à “ciência das propriedades ou respostas físicas, biológicas e mecânicas do corpo, seus tecidos, órgãos, partes e sistemas, tanto em relação a forças e movimentos impostos como em relação à atividade mecânica do próprio corpo”.

### 1.1 Motivação do trabalho

Esta tese dá seqüência a uma linha de pesquisa que está se estabelecendo no Laboratório de Vibrações e Dinâmica Estrutural (LVDE) desta escola, voltada para a avaliação dos problemas relacionados à exposição de seres humanos a ruído e vibrações e à busca de conhecimentos que sirvam de base para o desenvolvimento de soluções para estes problemas, sempre enfocando conforto e saúde e levando em consideração fatores importantes da realidade local.

Balbinot (2001) avaliou a exposição de motoristas de ônibus urbanos à vibração ocupacional. Foram realizadas medições de vibração em motoristas guiando vários modelos de ônibus de uma empresa brasileira de transporte coletivo urbano. Os níveis de vibração encontrados não ultrapassaram os limites determinados em normas de exposição para que a vibração seja considerada um fator de risco à saúde, porém atingem níveis de influência no conforto do motorista. Este fato pode estar relacionado com o estresse associado com este tipo de atividade. O autor sugere que os assentos utilizados não atenuam adequadamente a vibração.

Anflor (2002) deu início ao processo de desenvolvimento de um modelo englobando o corpo humano e um assento de motoristas de ônibus utilizado pela indústria nacional. Foi desenvolvido um modelo de quatro graus de liberdade de movimento, para representar a transmissibilidade do corpo humano na faixa de frequências entre 4 e 40 Hz.

A vibração estará presente em qualquer sistema mecânico que se mova, diferindo de um sistema para outro apenas em nível e conteúdo espectral. Quando uma pessoa está exposta a esta vibração, estas características do movimento, aliadas ao tempo de exposição, vão definir se, e em que grau, a vibração do sistema poderá ser nociva.

São comuns as atividades profissionais que impõem ao trabalhador longos períodos de exposição à vibração, em vários setores da economia, como a indústria, o transporte e a agricultura. Embora seja de difícil comprovação, existem fortes evidências da associação de efeitos nocivos da exposição à vibração no desempenho e na saúde de trabalhadores.

Apesar de todas as pesquisas já realizadas nesta área, pode-se afirmar, com segurança, que os efeitos da interação do corpo humano com sistemas que vibram está longe de um entendimento satisfatório. A maior parte das pesquisas na área da biodinâmica é feita em países desenvolvidos, e não leva em consideração fatores relacionados à realidade brasileira. A importância destes fatores é suficiente para gerar dúvidas sobre a aplicabilidade direta dos resultados destas pesquisas. Por exemplo, o comportamento biomecânico do biótipo do brasileiro, resultado de uma mistura ímpar de etnias, pode apresentar diferenças significativas do comportamento biomecânico observado nas populações nórdicas ou norte americanas.

O Brasil emprega um grande número de trabalhadores no setor de transporte viário, tanto de carga quanto de pessoas. Neste setor, também são encontradas no Brasil características diferentes dos países mais desenvolvidos, principalmente em relação ao estado frequentemente precário de conservação de vias e veículos e a severidade das condições de trabalho encontradas.

Colocam-se assim, os dois principais fatores que estimulam e justificam o desenvolvimento da pesquisa científica local sobre a questão da exposição humana à vibração: o longo caminho ainda a percorrer por pesquisadores de toda a comunidade internacional e a necessidade de verificar os resultados obtidos internacionalmente sob a luz de fatores importantes da realidade local brasileira.

## 1.2 Objetivos

Tendo em vista o que foi colocado na seção 1.1, foram definidos os seguintes objetivos centrais para o presente trabalho:

- Desenvolver uma mesa vibratória de baixo custo para realizar experimentos sobre vibrações de corpo inteiro em seres humanos. Esta mesa deverá ter a capacidade movimentar uma carga equivalente à massa de uma pessoa mais os sistemas associados ao experimento (base de apoio, assento, etc.). Além disso, o movimento precisa ter as características adequadas (tipo e faixa de frequência e magnitude) à realização destes experimentos.

- Realizar medições em laboratório que permitam estimar os parâmetros do comportamento dinâmico do corpo humano de pessoas sentadas em indivíduos que vivem no Brasil, e comparar estes dados com os obtidos por pesquisadores em outros centros de pesquisa, verificando possíveis diferenças e contribuindo para o aumento da base de dados disponível na bibliografia internacional. A carência de dados experimentais sobre o comportamento dinâmico do corpo humano é frequentemente citada como uma barreira ao avanço do conhecimento nesta área.

- Incluir nos experimentos uma amostra de uma população local diretamente envolvida em atividades nas quais a questão da exposição a vibração de corpo inteiro seja um problema em potencial (motoristas profissionais, trabalhadores da agricultura, operadores de máquinas que se movimentam, etc...).

- Desenvolver modelos numéricos do comportamento dinâmico do corpo humano baseados nos dados experimentais deste trabalho. Serão desenvolvidos modelos de parâmetros discretos unidirecionais, diferindo entre si pelo número de graus de liberdade e/ou pelos dados nos quais estarão baseados. Será definido, ao final, qual o modelo que melhor descreve os comportamentos observados experimentalmente. Outros modelos deste tipo já existem, mas foram desenvolvidos para representar conjuntos específicos de dados, e nenhum modelo já apresentado é capaz de reproduzir os comportamentos observados em todos os estudos. Em seqüência ao primeiro objetivo deste trabalho (levantar novos dados do comportamento dinâmico do corpo humano) justifica-se a tentativa de elaborar novos modelos do corpo humano baseado nos dados medidos.

Os experimentos devem permitir a determinação experimental, para uma determinada população, de parâmetros do movimento do corpo como a transmissibilidade (razão entre a aceleração medida em dois pontos diferentes do corpo), a massa aparente (razão entre a força e a aceleração medidas no ponto de entrada da vibração), a impedância mecânica (razão entre a força e a velocidade medidas no ponto de entrada da vibração) e a potência absorvida (produto

da força pela velocidade medidas no ponto de entrada da vibração). Para a determinação destes parâmetros, é necessário fazer medições em laboratório, em pessoas expostas à um movimento (vibração) controlado, de força no ponto de entrada de vibração (o assento) e de aceleração no mesmo ponto e em outro ponto ao longo da coluna vertebral ou na cabeça.

Várias aplicações para o tipo de modelo que será desenvolvido são citadas em trabalhos sobre o tema. Um exemplo importante é representar o corpo humano em processos de otimização numérica do comportamento dinâmico de sistemas acoplados ao corpo, como veículos e máquinas operadas por pessoas.

### 1.3 Estrutura do trabalho

Este trabalho estará dividido em capítulos. Após esta introdução, segue um capítulo com a revisão da bibliografia publicada sobre os temas relevantes ao escopo deste trabalho, que podem ser divididos em dois tópicos gerais: os parâmetros utilizados para caracterizar o comportamento dinâmico do corpo e o desenvolvimento de modelos capazes de representar o comportamento do corpo sob a influência de vibração mecânica.

O terceiro capítulo traz um resumo de alguns tópicos importantes para o desenvolvimento do trabalho, como conceitos básicos de vibração, considerações sobre medição de vibração no corpo humano e sobre a atribuição de significado prático aos valores físicos medidos de aceleração e força (tipicamente, as grandezas de interesse no estudo de vibrações no corpo humano). Retorna-se ao tema dos parâmetros utilizados para caracterizar o comportamento dinâmico do corpo, para aprofundar as definições e fazer a caracterização matemática destes parâmetros. Também são desenvolvidas algumas definições sobre os modelos biodinâmicos

No quarto capítulo, retorna-se a questão dos modelos que representam o comportamento dinâmico do corpo, para a apresentação dos critérios utilizados para a definição do tipo de modelo utilizado, a descrição das equações de movimento para o modelo e a descrição do programa que foi utilizado para encontrar os parâmetros que definirão o modelo.

No quinto capítulo, é feita a apresentação dos equipamentos que foram utilizados para realizar os procedimentos experimentais. O capítulo seis apresenta os resultados obtidos e a sua análise, o capítulo sete traz as conclusões finais e o capítulo oito apresenta algumas sugestões de continuação para o trabalho.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1 Vibrações no corpo humano

A questão da exposição humana à vibração está vinculada à interação entre o ser humano e as máquinas que vibram. Stainer (2001) afirma que a vibração começou a ser reconhecida como um fator ambiental estressante com a proliferação das máquinas móveis como tratores, veículos motorizados e aviões, nas décadas de 1920 e 1930. Wikström et al. (1994) afirmam que a possibilidade de que exposição a vibrações no corpo inteiro seja um fator de risco à saúde tem sido discutida desde a década de 1950. Segundo eles, a discussão na Suécia foi intensificada em função da mecanização do trabalho nas florestas.

Pode-se, assim, considerar o processo de mecanização do trabalho, que ocorreu em muitas áreas da atividade humana, aliado à popularização dos veículos automotores, como os principais fatores que, na primeira metade do século XX, elevaram o número de pessoas expostas a altos níveis de vibração mecânica. O crescente número de pessoas expostas, aliado à suspeita de que a vibração poderia ser um risco para a saúde humana, deram origem a preocupação com o tema e popularizaram uma área de pesquisa conhecida como biodinâmica.

Stayner (2001) afirma que, antes de 1945, muito pouco foi pesquisado a respeito da resposta humana à vibração. Ele cita um trabalho de Reiher e Meister, que fizeram uma tentativa de relacionar níveis de vibração e sensação, inspirada 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, surgem 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.

É interessante observar que faltavam (e ainda hoje faltam) evidências de que exista associação entre curvas subjetivas de sensação equivalente e riscos reais para a saúde de pessoas expostas à vibração, o que põe em dúvida a sua utilização para desenvolver os métodos propostos na norma ISO 2631 – 1997, que visam proteção à saúde.

Embora existam poucos registros de pesquisas de laboratório durante o período de 1945 a 1960, muitos foram os estudos publicados sobre pesquisa de campo, principalmente relacionadas com a saúde de motoristas de tratores. Estudos do final da década de 1940 relatavam alta incidência de dores nas costas de motoristas e passageiros que passavam longos períodos



circulando com veículos militares em terrenos acidentados e em operadores de tratores na agricultura. Segundo Stayner (2001), a associação entre vibração e problemas de saúde feita nestes estudos encorajou novos trabalhos, que passaram a tratar especificamente do tema da exposição humana à vibração.

Durante a década de 1960, ocorreu alguma evolução importante na biodinâmica. Uma nova geração de laboratórios permitiu a realização de vários estudos que aprimoraram as curvas de sensação equivalente em função da frequência do movimento. Uma descoberta significativa desta época, segundo Stayner, foi a faixa de frequências de máxima resposta (ou ressonância), na região lombar/torácica, para a direção vertical, na faixa entre 4 Hz e 6 Hz. Também é relatada por Stayner a realização de vários estudos sobre efeitos fisiológicos da exposição à vibração.

Gierke (1971) observa que, nos 10 anos que antecederam à sua publicação, grandes avanços ocorreram na biodinâmica. Ele atribui estes avanços à rápida evolução dos computadores e, principalmente, à abordagem multidisciplinar e à cooperação interdisciplinar. Na definição de biodinâmica apresentada anteriormente, fica claro que uma das características mais marcantes desta área do conhecimento é o seu caráter intrinsecamente multidisciplinar. Existem múltiplos aspectos relativos a esta questão, cuja pesquisa exige profissionais de várias áreas diferentes do conhecimento, como medicina, engenharia e física.

Alguns exemplos dos múltiplos aspectos que devem ser estudados no processo de evolução do conhecimento em biodinâmica são a determinação e comprovação da relação entre exposição e doenças, a determinação de relações quantitativas entre características mensuráveis da vibração e efeitos clínicos e psicológicos observáveis nas pessoas, a determinação das propriedades mecânicas dos tecidos vivos, a compreensão do comportamento mecânico do corpo humano exposto à vibração, o desenvolvimento de modelos que descrevam este comportamento e o projeto de veículos e máquinas que não produzam vibração nociva para o ser humano. Um grande número de estudos vem sendo publicado sobre todos estes assuntos, porém todos evidenciam que existe muito por fazer antes que se possa considerar satisfatório o conhecimento sobre a questão da exposição humana à vibração.

Segundo Gierke (1971), 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. O autor afirma que havia um certo ceticismo em relação a esta abordagem, sustentado pelo argumento de que os modelos eram demasiado simples para representar um organismo vivo. Tal argumento era rebatido pelos pesquisadores relacionados às ciências exatas com idéia 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.

O processo de busca do conhecimento quantitativo do comportamento dinâmico do corpo está centrado na identificação de parâmetros que contenham informações significativas sobre o movimento do corpo e na utilização destes parâmetros para o desenvolvimento de modelos de engenharia que descrevam o comportamento do corpo submetido à vibração (os parâmetros do comportamento dinâmico do corpo e os modelos biodinâmicos serão os temas das próximas seções do texto). Artigos atuais, como Griffin (2001), permitem concluir que, ainda hoje, se discute a validade das tentativas de descrever quantitativamente o comportamento dinâmico do corpo, porém a discussão está centrada em como (e não se) esta abordagem poderá ser útil.

Griffin (1990) afirma que os tipos de exposição de seres humanos à vibração podem ser divididos em dois grupos. A exposição à vibração local ocorre quando um ou mais membros ou a cabeça estão em contato com uma superfície que vibra. Um exemplo comum deste tipo de exposição é o de operadores de ferramentas manuais que vibram, como esmeris, martelos pneumáticos e outros. O outro grupo é o da exposição à vibração de corpo inteiro, que ocorre quando a massa do corpo é sustentada por uma superfície que vibra. Neste caso, existem três possibilidades básicas: a pessoa pode estar em pé, sentada ou deitada sobre a superfície vibrante. Os casos mais comuns deste tipo de exposição são motoristas e operadores de máquinas pesadas.

A evolução do conhecimento sobre o comportamento dinâmico do corpo humano ainda depende, em larga escala, da realização de trabalhos experimentais. Griffin (1990) afirma que existem dois métodos para a realização de experimentos em laboratório nas pesquisas sobre a resposta humana à vibração. Pode-se realizar estudos sistemáticos com uma variável de cada vez ou pode-se tentar simular condições “reais” para estudar o efeito de tarefas “reais”. Segundo ele, a abordagem sistemática tem maiores chances de trazer avanços no conhecimento das relações causa-efeito, explicar o porquê dos efeitos e fornecer os conhecimentos necessários para resolver os problemas da biodinâmica. Porém, esta abordagem jamais vai levar à solução perfeita da “equação” da resposta humana à vibração. Para conjuntos particulares de condições, a solução precisa somente deverá aparecer com uma simulação destas condições, a observação dos efeitos e o estudo de como mudanças nas condições alteram os efeitos. Griffin afirma ainda que, além dos estudos de laboratório, também são importantes os estudos de campo, que são complementares aos primeiros.

## 2.2 Comportamento dinâmico do corpo

Em muitos momentos deste texto serão feitas referências a partes da coluna vertebral humana. Isso ocorre porque esta, provavelmente, é estrutura do corpo mais importante na questão da exposição humana à vibração de corpo inteiro. Os problemas de saúde ocupacional mais associados à vibração estão relacionados com a região lombar da coluna vertebral.

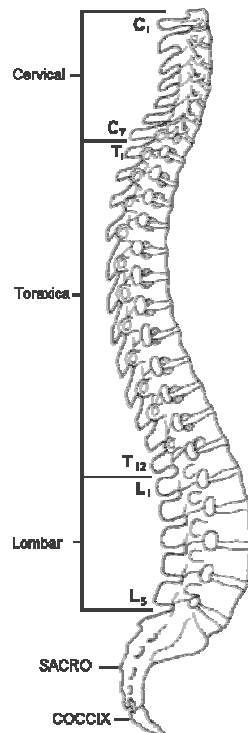


Figura 2.1 – Ilustração geral da coluna vertebral humana

O escopo deste trabalho não exige uma descrição detalhada da anatomia da coluna vertebral. A Figura 2.1 mostra um esquema básico da coluna vertebral humana, no qual é possível localizar as partes citadas ao longo do texto. A coluna é formada por um total de 33 vértebras, das quais 24 compõem a região pré-sacral. Esta é a região flexível da coluna (as vértebras possuem mobilidade entre si), e é dividida em três partes: a cervical (7 vértebras, identificadas com C1, C2, ..., C7), a torácica (12 vértebras: T1, ..., T12) e a lombar (5 vértebras: L1, ..., L5). Além desta região, existem ainda o sacro, composto por 5 vértebras fundidas, e o cóccix, formado de 4 vértebras rudimentares, também fundidas entre si.

Entender como o corpo humano responde a um movimento imposto é fundamental para entender os efeitos nocivos do movimento para o corpo, e assim promover a evolução dos sistemas em que pessoas são expostas à vibração, no sentido de que esta vibração se torne menos nociva à saúde e interfira o mínimo possível com o conforto dos usuários destes sistemas.

Como já foi destacado na introdução, o comportamento mecânico do corpo humano é extremamente complexo, e a compreensão total de seu funcionamento é algo ainda muito distante. Entre as ferramentas disponíveis atualmente para auxiliar na compreensão do movimento do corpo estão os parâmetros biodinâmicos. Uma descrição preliminar destes parâmetros será feita neste capítulo, onde também serão apresentados trabalhos anteriores sobre o tema. A descrição detalhada dos parâmetros do comportamento dinâmico do corpo aparece no Capítulo 3.6.

As medidas da resposta dinâmica do corpo são definidas por funções de transferência (Griffin, 1990), que podem ser divididas em dois grupos: aquelas em que uma determinada grandeza é medida em dois pontos diferentes e aquelas em que duas grandezas diferentes são mediadas no mesmo ponto. Nos estudos atuais em biodinâmica, o primeiro grupo resume-se à transmissibilidade, definida como a razão entre uma medida da vibração feita em dois pontos distintos do corpo simultaneamente. Em todos os trabalhos encontrados na bibliografia sobre transmissibilidade, a medida de vibração utilizada foi a aceleração. Por esta razão, neste trabalho, quando for utilizada a expressão transmissibilidade, deve-se entender transmissibilidade da aceleração.

O segundo grupo envolve, normalmente, a relação entre a força e alguma medida do movimento no ponto de entrada da vibração no corpo. Dois casos típicos deste grupo em biodinâmica são a impedância mecânica (razão entre a força e a velocidade no ponto de entrada da vibração) e a massa aparente (razão entre a força e a aceleração no ponto de entrada da vibração). Para pessoas sentadas, as medições devem ser feitas na interface entre a pessoa e o assento ou em um local que permita estimar a grandeza em questão nesta interface (muitas vezes a força é medida em outro local, como a base do assento, e seu valor na interface entre o assento e a pessoa calculado descontando-se o efeito da massa do assento).

Outra medida da resposta humana à vibração que desperta o interesse de alguns pesquisadores é a potência absorvida, que resulta do produto da força pela velocidade no ponto de entrada da vibração. A potência absorvida é uma medida da parcela da energia à qual o corpo está exposto que não é devolvida para o sistema e, portanto, é dissipada (ou absorvida) pelo corpo.

A quantificação dos parâmetros do comportamento dinâmico do corpo é feita a partir de dados experimentais. Um grande número de variáveis influencia significativamente o comportamento dinâmico do corpo humano, e muitas delas são difíceis de controlar. A estrutura física das pessoas pode apresentar grande variabilidade (peso, estatura, condicionamento físico, índice de gordura, gênero, etc...). Estas características influenciam na resposta dinâmica e geram

as diferenças de comportamento observadas em pessoas diferentes. Existem também variáveis que podem alterar a resposta dinâmica do corpo de um indivíduo, como a postura e o controle muscular ativo e passivo. Além disso, existem ainda as variáveis como a direção, a magnitude e o conteúdo espectral da vibração, que podem ser exploradas de inúmeras formas.

É possível encontrar um grande número de publicações a respeito dos parâmetros do comportamento dinâmico do corpo. Cada estudo explora um ou alguns dos vários aspectos de cada um dos parâmetros biodinâmicos e das diferentes formas de se definir cada um deles. Alguns estudos concentram-se em identificar as características de somente um dos parâmetros biodinâmicos, enquanto outros tratam de dois ou mais parâmetros simultaneamente, comparando os resultados e verificando a aplicabilidade de cada parâmetro, ou simplesmente aproveitando o aparato e o procedimento experimental para adquirir a maior quantidade possível de informação.

Serão apresentados a seguir alguns estudos sobre os principais parâmetros do comportamento dinâmico do corpo humano, que permitirão um reconhecimento geral do estágio atual do conhecimento sobre cada um deles. Alguns dos artigos citados desenvolveram modelos com base nos parâmetros de que tratam. Nestes casos, o modelo será apresentado no item 2.3, e somente o que diz respeito aos parâmetros biodinâmicos será abordado neste item.

### 2.2.1 Estudos sobre transmissibilidade

Paddan e Griffin (1998) afirmam que a transmissibilidade do corpo humano vem sendo estudada há mais de 50 anos. A forma mais tradicional de se definir transmissibilidade é relacionar a aceleração medida na cabeça com a aceleração medida no ponto de entrada de vibração (o assento, para pessoas sentadas).

Segundo Paddan e Griffin, a maior parte dos estudos mais antigos trata a transmissibilidade apenas na direção vertical. A norma ISO 7962 (1987) tentou definir um padrão para a transmissibilidade do corpo humano para pessoas em pé ou sentadas com postura ereta, na direção vertical e na faixa de frequências até 31,5 Hz. A curva foi traçada com base em dados disponíveis na época, e foi desenvolvido um modelo cujo objetivo era apenas “fazer o processamento matemático do movimento da cabeça no eixo z mais direto” (*apud* Griffin, 1990). A curva de transmissibilidade da norma ISO 7962 (1987) e o resultado do modelo proposto são apresentados na Figura 2.2.

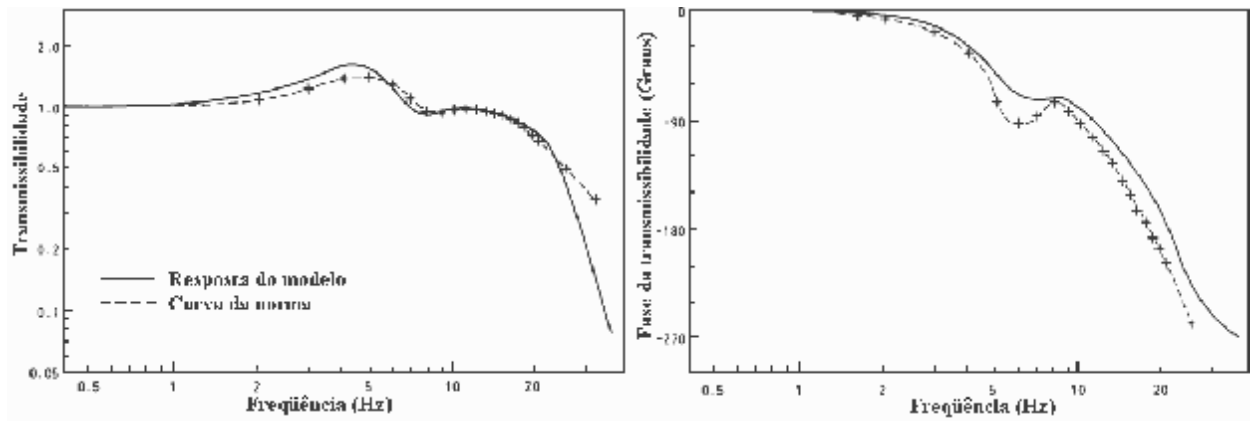


Figura 2.2 – Curvas de transmissibilidade do assento à cabeça (magnitude e fase) de pessoas sentadas, publicada na norma ISO 7962 (1987). Adaptado de Griffin, 1990.

A transmissibilidade definida pela norma ISO 7962 (1987), segundo Griffin (1990), é resultado de uma mistura de dados muito heterogêneos, com combinações diferentes de posturas, apoio das costas e dos pés e posições da medição na cabeça. Além disso, o fato de que somente a direção vertical foi considerada limita a utilidade prática da norma, uma vez que, em muitos casos, o movimento da cabeça em outros eixos será de maior importância.

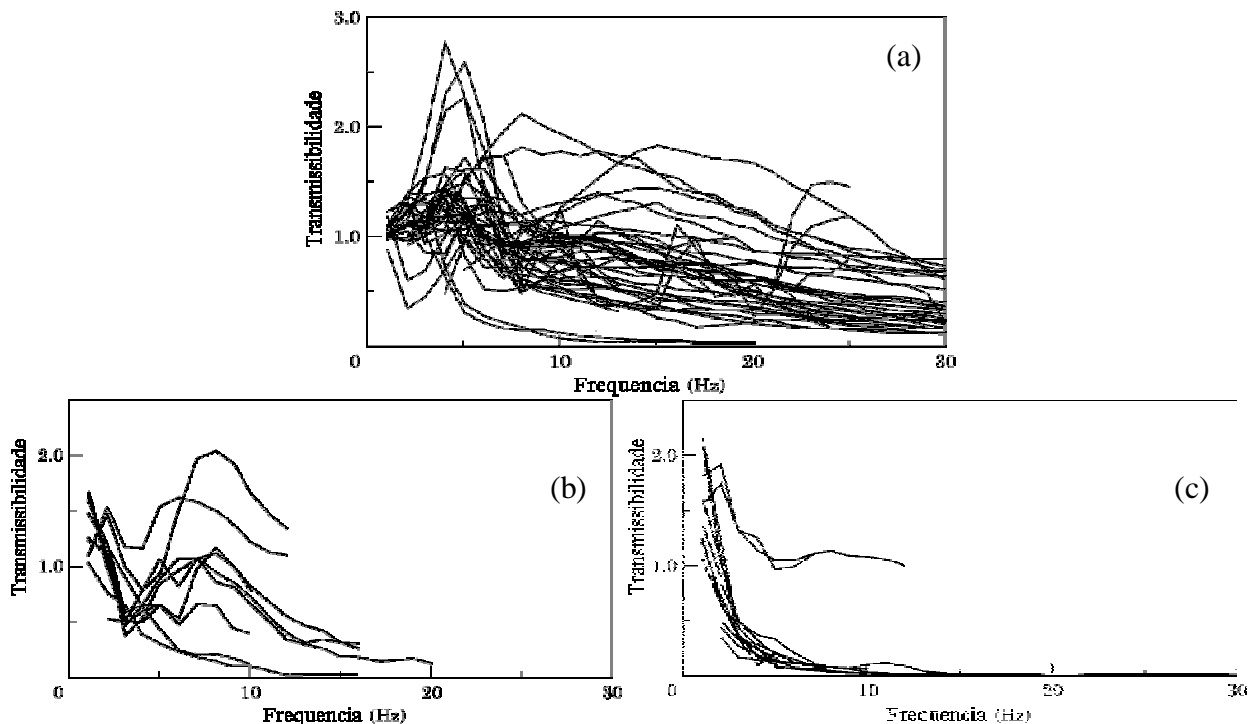


Figura 2.3 – Dados médios encontrados por Paddan e Griffin (1998) em artigos publicados sobre transmissibilidade do assento à cabeça (a) na direção vertical z, (b) na direção frontal x e (c) na direção lateral y. Fonte: Paddan e Griffin (1998)

O trabalho de Paddan e Griffin (1998) traz uma revisão dos dados publicados de transmissibilidade translacional nas três direções, x, y e z, entre o assento e a cabeça de pessoas sentadas. Incluindo apenas os trabalhos experimentais com seis ou mais indivíduos diferentes, foram encontrados 10 trabalhos sobre vibração na direção frontal, 14 na direção lateral e 46 na

direção vertical. Os autores reportam grande variabilidade nos resultados de estudos diferentes (Figura 2.3), e citam algumas variáveis que diferenciam a forma de se estudar a transmissibilidade. Estas são divididas em duas categorias: as variáveis intrínsecas (relacionadas aos indivíduos) e as variáveis extrínsecas (relacionadas às condições experimentais). Um resumo destas variáveis é apresentado na Tabela 2.1. Elas são apontadas como maior causa da variabilidade dos resultados encontrados.

Tabela 2.1 – Variáveis que podem afetar a transmissibilidade e expressões utilizadas para defini-las. Adaptado de Paddan e Griffin (1998).

Variável	Expressão
Postura	Ereta, atento, alerta, normal, caído, curvado, com ou sem apoio nas costas.
Tensão muscular	Rígido, tensionado, normal, relaxado, folgado.
Excitação	Seno discreto, varredura de senos, aleatória, magnitude, faixa de frequência, duração.
Assento	Duro, macio, ângulo do encosto, dureza, encosto para a cabeça.
Características individuais	Gênero, idade, peso, estatura, robustez.
Outros	Equipamento, capacete, ângulo da cabeça, tipo de análise, resolução em frequência.

Os autores dão uma atenção especial para a questão dos diferentes locais na cabeça em que são feitas as medições dos trabalhos pesquisados (na boca, no topo da cabeça ou em um ponto perto da orelha). Para que medições em diferentes pontos da cabeça resultassem iguais, seria necessário que não existisse movimento de rotação da cabeça no plano sagital durante a exposição à vibração, o que, segundo evidências experimentais, não é verdade.

A média dos dados coletados por Paddan e Griffin (1998) para transmissibilidade vertical foi comparada com a curva de transmissibilidade proposta na norma ISO 7962 (1987), e foi observado que a curva da ISO mostra valores em média um pouco maiores e com aspecto mais “suave” do que a calculada nesta revisão (Figura 2.4).

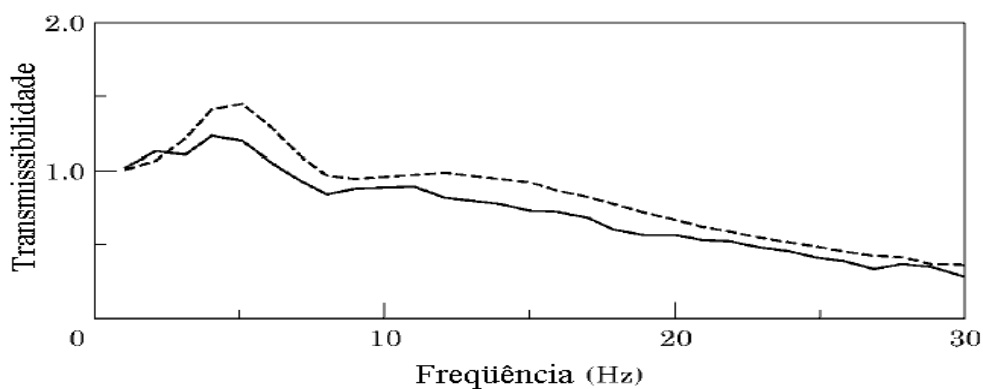


Figura 2.4 – Comparação do valor médio dos estudos de transmissibilidade na direção vertical encontrados por Paddan e Griffin (1998) (\_\_\_\_) e os valores apresentados na norma ISO 7962 (1987) (\_\_\_\_). Fonte: Paddan e Griffin (1998).

Além dos vários trabalhos encontrados por Paddan e Griffin (1998), uma revisão da bibliografia publicada mostrará muitos artigos tratando das várias outras formas de se explorar a transmissibilidade do corpo humano (transmissibilidade rotacional, para outros pontos do corpo, etc.).

Paddan e Griffin (1988) estudaram a transmissibilidade do assento à cabeça, aplicando uma vibração aleatória ( $1,75 \text{ m.s}^{-2}$  r.m.s. entre 0,2 e 31,5 Hz) no assento na direção vertical e medindo a aceleração na cabeça em três translações e três rotações, utilizando um *bite-bar*, dispositivo utilizado para medir a vibração na cabeça que é preso pelos dentes (ver capítulo 3.2). Foi utilizado um assento rígido em duas condições: com e sem apoio para as costas. As medições permitiram avaliar a repetibilidade dos dados individuais e a variabilidade entre indivíduos. Também foi analisado o efeito da força da mordida e da massa dos sensores no movimento medido da cabeça. Para um *bite-bar* com até 375 g, a influência constatada para o sensor foi menor do que a variabilidade individual, e, portanto, considerada desprezível.

A maior parte do movimento medido na cabeça ficou contida no plano definido pelos eixos  $x$  (frontal) e  $z$  (vertical), incluindo a translação nestes dois eixos e a rotação neste plano. A presença do apoio nas costas aumentou a magnitude do movimento da cabeça, na maioria dos casos. A variabilidade individual encontrada foi quase sempre menor do que a observada entre indivíduos diferentes. A variabilidade entre pessoas diferentes foi considerada grande, principalmente com o uso de apoio nas costas. Uma tentativa de correlacionar as diferenças a algumas características individuais (idade, peso, altura, etc...) não mostrou resultados conclusivos.

A segunda parte do mesmo estudo foi apresentada em Paddan e Griffin (1988<sup>b</sup>), na qual são mostrados os resultados para a transmissibilidade medida com excitação nas duas direções horizontais ortogonais ( $x$  e  $y$ ). Neste caso, foram consideradas frequências até 16 Hz, e não foi apresentada a análise sobre a influência dos sensores. Nos demais aspectos, o estudo foi idêntico ao anterior, com a análise da variabilidade individual e entre indivíduos e da influência da presença do apoio nas costas.

O movimento do assento na direção frontal ( $x$ ) resultou em movimentos da cabeça que ocorreram, predominantemente, no plano sagital, definido pelos eixos  $x$  e  $z$ . A transmissibilidade na direção  $x$  mostrou uma ressonância em 1,5 Hz e outro pico menos pronunciado perto de 8 Hz. Na direção  $z$ , a ressonância apareceu próximo dos 6,5 Hz. A rotação no plano sagital tem o maior valor próximo de 7,5 Hz. A presença de apoio nas costas fez surgir uma segunda ressonância entre 6 e 8 Hz, e aumentou a magnitude do movimento na cabeça. Os gráficos mostram grande variabilidade entre indivíduos nas medições em que foi utilizado o apoio nas costas.



Os resultados para vibração na direção lateral mostraram pouca influência do apoio nas costas. As ressonâncias observadas ficaram próximas dos 1,5 Hz. Muito pouco movimento da cabeça foi detectado em frequências acima de 8 Hz. Tanto na direção lateral quanto na direção frontal, foi observada uma variabilidade entre indivíduos muito maior do que a observada para excitação na direção vertical.

Paddan e Griffin (1993) apresentam um estudo sobre a transmissibilidade do corpo inteiro de pessoas em pé. Foram realizados experimentos com vibração aleatória aplicada nos três eixos translacionais no ponto em que os pés do indivíduo estavam apoiados. O movimento consequente da vibração na base foi medido na cabeça com um *bite-bar*, permitindo estimar o movimento da cabeça em seis eixos. Em cada uma das direções, foram feitas medições com algumas posturas diferentes. Também foi avaliada a variabilidade entre indivíduos (experimentos com 12 pessoas sem repetições) e individual (várias repetições de cada medição com uma única pessoa). Os dados permitiram o cálculo da transmissibilidade para uma série de condições diferentes.

Os resultados deste estudo mostraram grandes variações entre indivíduos para muitas das funções de transferência definidas. É feita também uma comparação entre alguns dos dados deste estudo com a transmissibilidade do assento à cabeça medida em um outro experimento com pessoas sentadas, para verificar a influência das pernas na transmissibilidade. A comparação dos valores médios para um grupo de pessoas mostrou o maior pico na mesma frequência (4,5 Hz), mas os valores de transmissibilidade para pessoas em pé são maiores para frequências acima desta.

Zimmermann (1997) estudou os efeitos da frequência e da posição da pélvis sobre a resposta dinâmica do corpo humano exposto à vibração. O comportamento do corpo foi medido através da transmissibilidade entre o assento e o tronco (logo abaixo da vértebra T5 – quinta vértebra torácica) e entre o assento e a cabeça, através da eletromiografia (EMG) de quatro pontos (dois em cada lado) dos músculos da região lombar, na altura de L1 e L3 (primeira e terceira vértebra lombar), e através do monitoramento do ângulo da pélvis em relação ao assento (com o uso de potenciômetros). Foram feitas medições com três posturas (rotação anterior, posição neutra e rotação posterior da pélvis) em sete frequências diferentes entre 4,5 e 16 Hz.

A análise estatística dos resultados deste trabalho mostrou que o movimento da pélvis foi influenciado significativamente pela postura e pela frequência, e ainda que existe uma interação significativa entre postura e frequência. A transmissibilidade para o tronco não teve grande influência da frequência, mas foi influenciada pela posição da pélvis. Já os valores de transmissibilidade para a cabeça variam bastante com a frequência, e também mudam com a

postura da pélvis. Os sinais eletromiográficos (valores médios) foram influenciados pela orientação da pélvis em todas as posições medidas, e pouca influência da frequência foi detectada. A transmissibilidade para a cabeça e para o tronco também foi influenciada pela postura. Os resultados apresentados são considerados um indicativo da importância da postura para a transmissibilidade do corpo humano.

Paddan e Griffin (2000) apresentam um estudo sobre a transmissão da vibração rotacional no eixo vertical ( $r_z$ , ver Figura 3.3). Foram avaliados os efeitos de variabilidade individual e entre indivíduos, da postura, do ambiente visual e do local do centro de rotação (ao longo do eixo  $x$ ). As medições na cabeça foram feitas com o uso de *bite-bars*. Os resultados obtidos para a aplicação da vibração no centro de rotação e com apoio nas costas mostraram grande variabilidade na magnitude da transmissibilidade rotacional entre pessoas em frequências acima de 1,5 Hz. A retirada do apoio nas costas (efeito da postura) reduziu a frequência de máxima transmissibilidade de 3 para 2 Hz nos eixos  $x$ ,  $y$  e o de rotação vertical. A diferença na condição visual teve pouco efeito nas magnitudes da transmissibilidade.

Em relação à fase da transmissibilidade, o apoio nas costas influenciou o resultado, mas a condição visual não. Quando o assento foi deslocado do centro de rotação, apareceram componentes axiais de aceleração nas direções  $x$  e  $y$  no assento, que estão relacionados aos componentes nestas mesmas direções observados nos sinais medidos na cabeça. Neste caso, a transmissibilidade entre a rotação na entrada e movimentos em outras direções na saída pode resultar pequena. Pouca influência das características individuais (altura, peso, idade) foi detectada neste estudo.

Cho e Yoon (2001) mediram a transmissibilidade em pessoas sentadas em um banco de automóvel com e sem apoio nas costas. Os experimentos foram feitos com 5 homens e 5 mulheres, expostos a vibração aleatória na direção vertical, na faixa de frequências entre 1 e 25 Hz e com amplitude de  $1 \text{ m.s}^{-2}$ . A aceleração vertical foi medida em quatro pontos: no chão, na interface entre o assento e a pessoa, nas costas e na cabeça.

Os dados foram utilizados para definir três formas de transmissibilidade: entre o chão e a cabeça, entre o chão e o assento (interface assento/pessoa), e entre as costas e o chão. O modo de vibração fundamental encontrado nas medições sem apoio nas costas ocorreu em frequências em torno de 3,4 Hz, um pouco abaixo do que é normalmente encontrado em medições deste tipo. Para vibração com apoio nas costas, a frequência do modo fundamental subiu para 4,2 Hz. A comparação entre os resultados com as duas posturas está ilustrada na Figura 2.5. Os resultados foram utilizados para desenvolver alguns modelos.

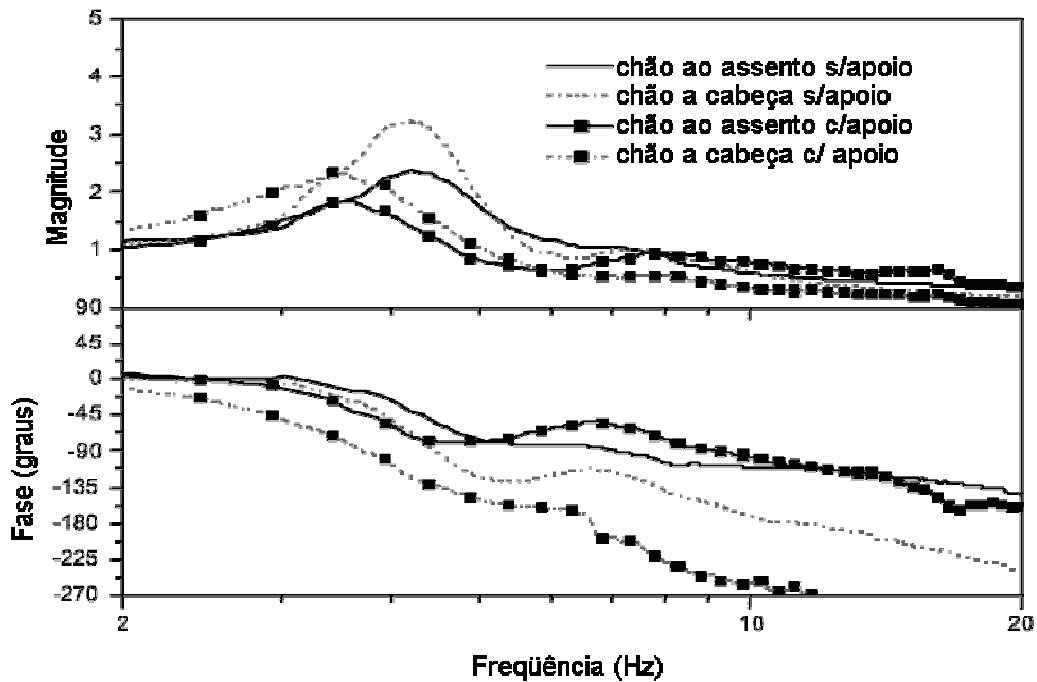


Figura 2.5 – Valores médios da transmissibilidade entre o chão e o assento e entre o chão e a cabeça, medidos por Cho e Yoon (2001) em pessoas sentadas em um banco de automóvel. Comparação dos valores encontrados com e sem apoio nas costas.

Qiu e Griffin (2003) apresentam um estudo sobre a transmissibilidade da vibração na direção horizontal (frontal) em um banco de um veículo de passeio. Foram feitas medições no próprio veículo e com o banco instalado em um laboratório. Os pontos de medição foram o de entrada de vibração (o chão do veículo ou a mesa vibratória), o assento e o encosto do banco. Em todos os pontos foram feitas medições em três direções ortogonais.

Como os resultados iniciais para os sinais medidos no automóvel mostraram baixa coerência, o autor levantou a hipótese de que a aceleração horizontal no assento e no encosto fossem consequência não apenas da aceleração horizontal do automóvel, mas também, em parte, da aceleração na direção vertical. Esta hipótese foi testada com a utilização de um modelo de transmissibilidade que utilizou duas entradas (acelerações vertical e horizontal) e uma saída (aceleração horizontal). Este tratamento resultou em um aumento significativo da coerência, o que, segundo o autor, confirma a hipótese levantada. As medições de laboratório dispensaram este tratamento, pois foi aplicada a excitação apenas na direção horizontal.

As medições realizadas mostraram três ressonâncias na faixa de frequências até 60 Hz, tanto para o encosto quanto para o assento. Em muitas das medições, apenas o primeiro pico (próximo de 5 Hz) ficou evidente. A maior variabilidade entre pessoas foi encontrada no terceiro pico. As medições também revelaram que o sistema pessoa-banco não é linear.

Oliveira e Nadal (2005) investigaram a transmissibilidade do assento à região lombar e torácica da coluna vertebral em 12 pilotos de helicópteros durante vôos regulares. Foram feitas medições em 12 aeronaves diferentes (uma por piloto) de dois modelos distintos (cinco

aeronaves Sikorsky S-76 e sete aeronaves Bell 412). Os autores detectaram que a maior parte da energia vibratória nos helicópteros se concentra em uma faixa estreita em torno dos 5 Hz, próxima à primeira ressonância do corpo humano.

A vibração no assento foi medida nas três direções. Neste local, a vibração nas direções horizontais mostrou-se muito menor (menos do que 10 %, na maior parte dos casos) do que a vibração na direção vertical, em todas as fases do voo (decolagem, cruzeiro e aterrissagem). Também foi medida a vibração vertical nas vértebras L3 e T1 e no apoio das costas.

A transmissibilidade foi calculada apenas na frequência em que a densidade espectral de potência da aceleração no assento apresentou o maior valor (Figura 2.6). Para quase todos os pilotos, a transmissibilidade do assento à T1 teve valores maiores do que um nesta frequência, enquanto a transmissibilidade do assento à L3 foi maior do que um apenas para 2 pilotos. A transmissibilidade média do assento ao apoio nas costas resultou menor do que um. A transmissibilidade do assento à vértebra T1 para todas as frequências na faixa de 0 a 20 Hz é apresentada para somente um piloto (Figura 2.7).

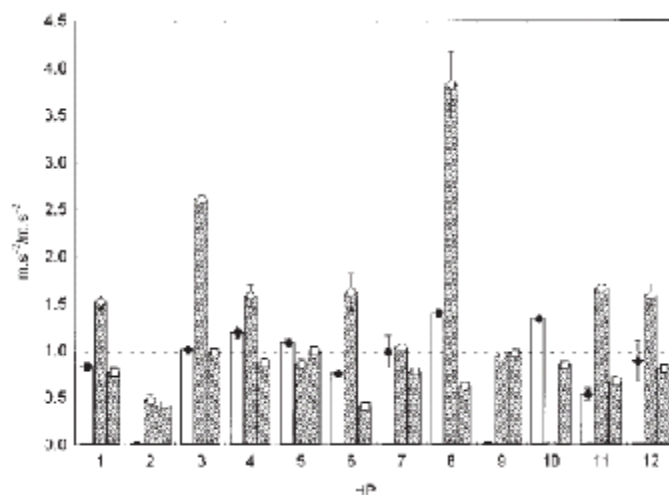


Figura 2.6 – transmissibilidade média na direção vertical entre o assento e as vértebras L3 ( ) e T1 ( ) e o apoio das costas ( ) para os 12 pilotos (HP), na frequência de maior densidade espectral de acelerações no assento. Fonte: Oliveira e Nadal, 2005.

A motivação do trabalho foi a alta prevalência de dores nas costas em pilotos deste tipo de aeronave. Em um estudo anterior (Oliveira e Nadal, 2004), os autores não encontraram evidências de que a atividade muscular (e fadiga associada) seja a causa para este problema, contrariando uma hipótese apresentada por outros autores. Este resultado reforça a hipótese de que as dores nas costas em pilotos de helicópteros estejam associadas à vibração produzida pela aeronave.

Os dados de aceleração no ponto de entrada foram comparados com o critério da norma ISO 2631-1 (1997), e foi verificado que em 5 pilotos a vibração registrada ficou na “zona de

precaução” para exposição entre 4 e 8 horas diárias. Os resultados do trabalho indicam que a vibração pode ser a causa da alta incidência de dores nas costas em pilotos de helicópteros.

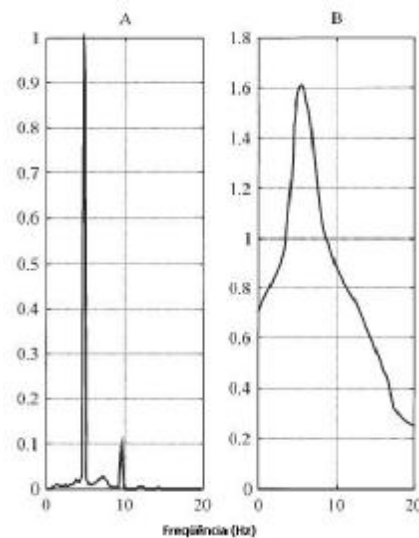


Figura 2.7 – (A) densidade espectral de acelerações na direção vertical medida no assento do helicóptero, (B) transmissibilidade do assento à vértebra T1 medida em um dos pilotos. Fonte: Oliveira e Nadal, 2005.

### 2.2.2 Estudos sobre massa aparente

A maneira como está definida a massa aparente, (razão entre força e aceleração no ponto de entrada de vibração), faz com que não se apliquem algumas das questões mais importantes dos estudos de transmissibilidade. Além de estar bem definido o local em que se deve conhecer a força e a aceleração, a questão da fixação e posição dos sensores fica bastante simplificada. Entretanto, todas as variáveis relativas à condição individual e muitas das demais variáveis relativas às condições experimentais permanecem as mesmas.

Entre as chamadas funções de ponto de entrada, a massa aparente, segundo Griffin (1990), tem a vantagem de ser calculada diretamente dos valores medidos nos sensores (na impedância mecânica, a velocidade é normalmente calculada pela integração da aceleração). Outra vantagem citada por Griffin é que ela possui um significado intuitivo mais simples: uma força aplicada acelera um corpo proporcionalmente a esta força, sendo a constante de proporcionalidade a massa deste corpo. Em frequências muito baixas, na direção vertical, o corpo se comporta como uma massa rígida, e a sua massa aparente é igual a sua massa estática (força e aceleração estão em fase). Com o aumento da frequência, uma ou mais ressonâncias aumentam a massa aparente e o ângulo de fase entre força e aceleração aumenta. Em frequências mais altas, as partes superiores do corpo estão pouco acopladas, a força resulta, predominantemente, da massa próxima ao ponto de entrada da vibração, e a massa aparente

decrece. Esta é uma descrição, segundo o próprio Griffin, bastante simplificada do comportamento da massa aparente com a frequência, mas serve para delinear o fenômeno.

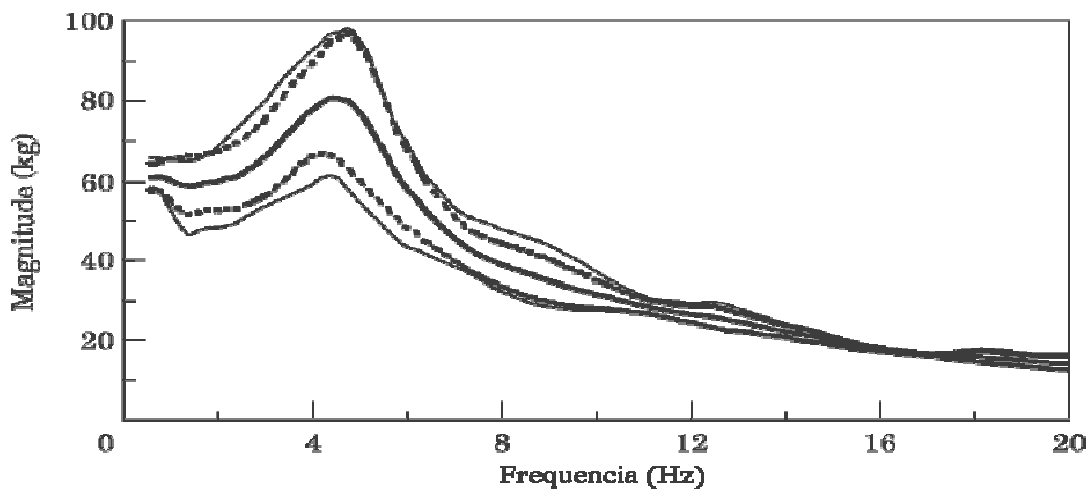


Figura 2.8 – Magnitude da massa aparente de pessoas sentadas com postura ereta sem apoio nas costas, na direção vertical, excitação aleatória ou senoidal com magnitude até  $5 \text{ m.s}^{-2}$  r.m.s. e os pés vibrando com o resto do corpo (\_\_\_\_) média; (.....) média  $\pm$  desvio padrão, (\_\_\_) valores mínimos e máximos. Fonte: Boileau *et al.* (1998).

O gráfico da Figura 2.8 mostra valores de magnitude da massa aparente de pessoas sentadas, na direção vertical, traçados a partir de dados encontrados na bibliografia por Boileau *et al.* (1998). Foram utilizados somente dados medidos respeitando um conjunto de condições: o peso dos participantes no experimento deveria ficar na faixa entre 49 e 94 kg, as medições foram feitas com os pés dos participantes apoiados e vibrando com o resto do corpo, excitação senoidal ou aleatória com menos de  $5 \text{ m.s}^{-2}$  r.m.s., dados cobrindo uma faixa entre 0,5 Hz e 20 Hz, população dos participantes claramente definida e postura ereta sem apoio nas costas. As curvas apresentadas na Figura 2.8 correspondem à média suavizada dos valores encontrados em trabalhos selecionados com os critérios acima, após a eliminação de alguns resultados considerados muito discrepantes.

Nawayseh e Griffin (2003) apresentam um estudo do comportamento não linear da massa aparente do corpo humano exposto à vibração vertical. Os autores estudaram o efeito de diminuição da frequência de ressonância com o aumento da magnitude da vibração, que já fora reportado em estudos anteriores sobre todos os parâmetros usuais do comportamento dinâmico do corpo humano. É destacado o fato de que nunca foi esclarecido quais mecanismos atuam na primeira ressonância observada nestas variáveis.

Os experimentos envolveram 12 pessoas, submetidas à vibração vertical aleatória na faixa de 0,25 a 25 Hz com vários níveis entre 0,125 e  $1,25 \text{ m.s}^{-2}$  r.m.s. Foram feitas medições de força tanto na direção vertical quanto nas duas direções do plano horizontal. A massa aparente foi calculada para a direção vertical e relacionando à força medida nas duas direções horizontais

com a aceleração vertical. O efeito da postura foi explorado com a alteração da altura do apoio dos pés (quatro posições diferentes), que vibrava junto com o assento.

Para a massa aparente na direção vertical, a não linearidade (redução da ressonância com o aumento da magnitude) apareceu em todas as posturas. Foi feita uma tentativa de identificar se a postura influenciava no quanto a frequência de ressonância muda, o que foi verificado para alguns casos (magnitudes elevadas, comparando algumas posturas). A redução no contato das coxas com o assento (elevação do apoio dos pés) diminuiu o valor médio da massa aparente na faixa do espectro estudada. Porém, pouca influência da postura na frequência da ressonância foi identificada nos dados levantados.

A relação entre a aceleração vertical e a força na direção frontal mostrou uma primeira ressonância em frequências próximas às observadas para a massa aparente tradicional. As não linearidades encontradas também foram semelhantes às observadas na massa aparente tradicional, porém o efeito da postura pareceu mais pronunciado. As forças medidas na direção lateral foram muito menores. Foi feita também a medição da resposta dinâmica no apoio dos pés. Foram encontradas grandes diferenças em posturas diferentes e entre pessoas diferentes, além de alguns efeitos de não linearidade.

Nawayseh e Griffin ponderaram sobre o uso de métodos lineares, como a densidade espectral de potência (DEP) para descrever o comportamento não linear do corpo humano. Eles relataram que, em geral, a DEP dos parâmetros do comportamento dinâmico do corpo apresenta alta coerência para uma magnitude de vibração fixa. Isto sugere, embora não exista conhecimento suficiente para uma confirmação, que o corpo reage de forma linear para uma determinada magnitude de vibração. Os autores buscaram evidências, a partir do trabalho realizado e da análise das conclusões de outros autores, que indiquem os mecanismos responsáveis pela ressonância do corpo humano, porém nada conclusivo foi apresentado. Por fim é sugerido que movimentos bidirecionais sejam considerados quando do projeto de isoladores de vibração em direções não verticais.

Fairley e Griffin (1989) mediram a massa aparente de 60 pessoas sentadas (24 homens, 24 mulheres e 12 crianças) expostas à vibração na direção vertical. Um grupo menor, de oito pessoas, foi utilizado para investigar o efeito de alguns fatores (apoio dos pés, apoio nas costas, postura, tensão nos músculos e magnitude da vibração). Foi aplicada uma vibração aleatória com  $1 \text{ m.s}^{-2}$  r.m.s., contendo frequências até 20 Hz.

A massa aparente normalizada das 60 pessoas está ilustrada na Figura 2.9. Nesta mesma figura, aparecem os valores médios da massa aparente e a faixa de  $\pm 1$  desvio padrão, juntamente com o resultado de um modelo desenvolvido para representar os dados experimentais.

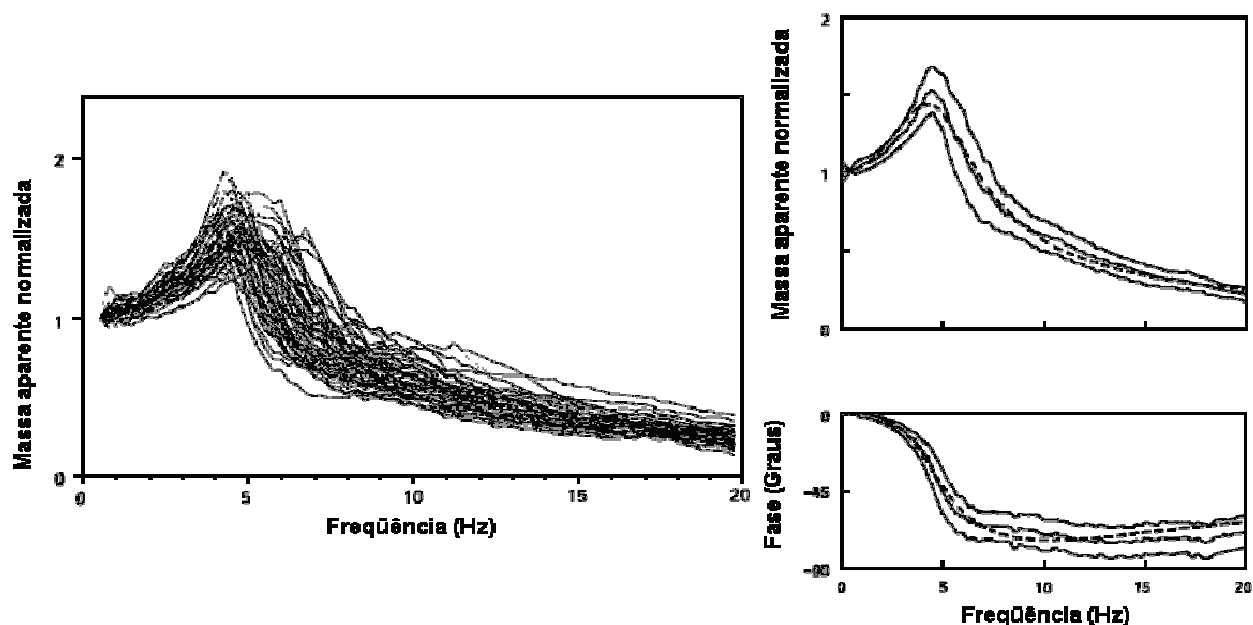


Figura 2.9 - Massa aparente normalizada de 60 pessoas (magnitude) e valores médios  $\pm 1$  Sd (\_\_\_\_) comparados com o resultado obtido com um modelo do corpo humano sentado ( \_ \_ \_).

Fonte: Farley e Griffin (1989)

Os autores comentam que as medições de massa aparente resultaram altamente repetitivas, variando menos de 10% entre medições diferentes para um mesmo indivíduo, na faixa de frequências considerada. Todos os fatores testados com o grupo menor de oito pessoas revelaram influenciar nos resultados da massa aparente. Entre os efeitos observados, está o de não linearidade em relação à magnitude da vibração (diminuição da frequência da ressonância com o aumento da magnitude).

Fairley e Griffin (1990) mostram um outro estudo experimental sobre a massa aparente do corpo humano sentado, desta vez nas duas direções horizontais (lateral e frontal). Foram feitas medições com oito pessoas sentadas em uma plataforma rígida. A faixa de frequências estudada foi entre 0,5 Hz e 20 Hz. Os resultados mostraram-se altamente repetitivos, e indicaram que o corpo possui duas frequências naturais em cada direção horizontal nesta faixa de frequências, todas com alto índice de amortecimento. A primeira ressonância acontece em torno dos 0,7 Hz para ambas as direções e a segunda próxima dos 2 Hz para a direção lateral e 2,5 para a direção frontal.

Um estudo sobre o efeito da amplitude mostrou uma tendência em todos os sinais para um aumento da frequência da segunda ressonância com o aumento da amplitude. A colocação de um apoio para as costas parece suprimir o segundo modo de vibração e diminuir a amplitude da massa aparente, em especial para a vibração na direção frontal. Segundo os autores, trabalhos anteriores disseram não haver influência da ação muscular no efeito da vibração, porém suas observações mostraram o contrário. Os resultados deste trabalho, segundo afirmação dos autores, não são consistentes com os dados de potência absorvida publicados em um trabalho de Lee e



Pradko, no qual apenas uma ressonância foi encontrada na direção frontal, em 1,3 Hz, e as duas ressonâncias da direção lateral ocorreram em 0,6 e 1,8 Hz.

Mansfield e Lundström (1999) fizeram um estudo da massa aparente do corpo humano exposto a vibrações não ortogonais na direção horizontal, com o objetivo de verificar o efeito da direção, da magnitude e do gênero do ser humano na massa aparente. Os experimentos foram feitos com 15 homens e 15 mulheres sentados em uma plataforma circular, vibrando em cinco direções diferentes no plano horizontal. Foram feitos testes para verificar a linearidade do efeito da direção, princípio no qual estão baseadas as normas que utilizam medições em direções ortogonais.

Os resultados mostraram grande variabilidade entre pessoas diferentes. Também foi detectada uma tendência geral à redução na frequência de ressonância com o aumento na magnitude da vibração. Houve também uma tendência à redução da frequência da primeira ressonância entre 0° e 45° (direção da vibração em relação ao plano sagital), mas não foi observada nenhuma mudança entre 45° e 90°. Foi possível observar a existência do efeito do gênero na frequência da primeira ressonância. Não foi possível prever a resposta a 45° a partir dos dados obtidos para 0° e 90°, o que indica o efeito não linear da direção da vibração. A resposta medida a 45° está mais próxima daquela medida a 90° do que da medida a 0°.

Rakheja *et al.* (2002) estudaram a massa aparente na direção vertical de pessoas sentadas em posturas e níveis de aceleração similares aos observados em um automóvel. Os experimentos envolveram 12 homens e 12 mulheres, utilizando dois tipos de excitação: uma aleatória, com níveis de 0,25, 0,5 e 1  $\text{m.s}^{-2}$  r.m.s., na faixa de frequências de 0,5 Hz até 40 Hz, e uma excitação representando dados medidos em um veículo. Foram estudados os efeitos da posição das mãos (no colo ou no volante), massa do corpo, magnitude e tipo de excitação e posição dos pés na massa aparente. As medições foram feitas com apoio nas costas, em um assento rígido que permitia posturas similares às encontradas em automóveis.

Os dados medidos quando as mãos estavam posicionadas no colo mostraram a primeira ressonância da massa aparente entre 6,5 e 8,6 Hz, frequência bem maior do que a normalmente observada em medições de massa aparente na direção vertical (Figura 2.10). O comportamento observado muda bastante quando as mãos são colocadas no volante, o suficiente, segundo os autores, para exigir a definição de funções biodinâmicas diferentes para passageiros e motoristas. Também foi observada uma forte dependência da massa aparente com a massa do corpo humano (Figura 2.10).

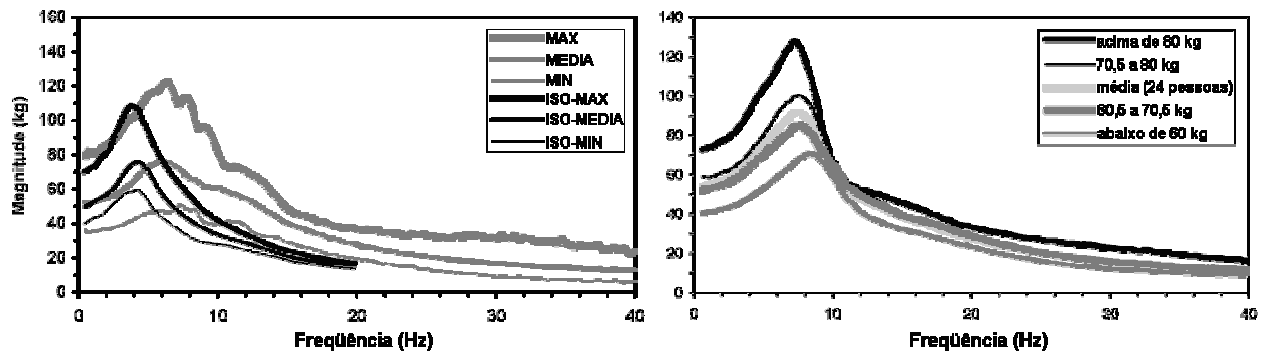


Figura 2.10 – Comparação da massa aparente medida na postura de motorista (mãos no volante) com as curvas da norma ISO/DIS-5982, e efeito da massa do corpo na massa aparente. Fonte: Rakheja *et al.* (2002).

### 2.2.3 Estudos sobre impedância mecânica

A impedância mecânica (razão entre a força e a velocidade no ponto de entrada da vibração) tem características muito semelhantes à massa aparente. No entanto, sua interpretação física, segundo Griffin (1990), não é tão imediata quanto a massa aparente. Griffin afirma que a impedância mecânica deve ser considerada como uma função de transferência e deve ser calculada da mesma maneira. A exemplo das demais funções de transferência do corpo humano, a impedância mecânica também é uma função complexa, da qual magnitude e fase são importantes.

Em 1981, foi publicada a norma ISO 5982, na qual são apresentados valores para impedância mecânica na direção vertical de pessoas sentadas, em pé e deitadas. Estes valores estão resumidos na Figura 2.11. Segundo Griffin (1990), estas curvas são resultado de uma média de dados publicados até aquela época contemplando apenas 39 pessoas sentadas, cinco em pé e 12 deitadas.

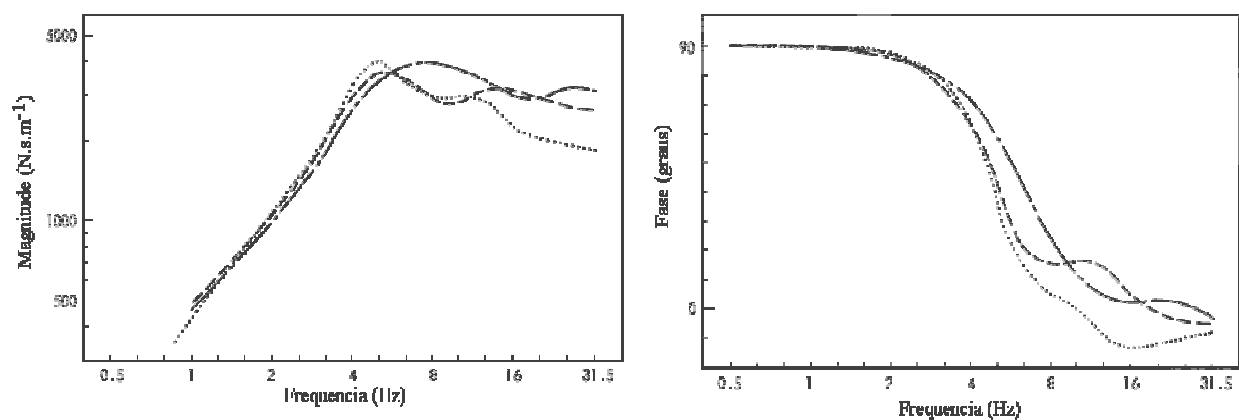


Figura 2.11 – Curvas de magnitude e fase da impedância mecânica da norma ISO 5982 (1981) para pessoas sentadas (.....), pessoas em pé (\_\_\_) e pessoas deitadas (\_\_\_\_). Adaptado de Griffin (1990).

Boileau e Rakheja (1998) mediram a impedância mecânica de pessoas sentadas em condições semelhantes às de um motorista conduzindo um veículo. Estes dados foram utilizados para desenvolver um modelo. Foram feitas medições em sete homens, pesando entre 54 e 81 kg, e medindo entre 1,68 e 1,83 m. Os ensaios foram planejados de forma a permitir a avaliação da influência de diversos fatores (variabilidade individual, nível de aceleração, tipo de excitação, postura) na impedância mecânica do corpo humano.

As medições foram feitas em um assento rígido com um encosto. Foram utilizadas várias excitações diferentes (três níveis de varredura senoidal e três níveis de vibração aleatória, ambas cobrindo a faixa de 0,625 a 10 Hz, e mais quatro tipos de vibração aplicáveis a veículos fora de estrada, definidos em normas). A Figura 2.12 mostra os resultados obtidos para uma excitação tipo varredura senoidal com  $1 \text{ m.s}^{-2}$  r.m.s., em uma postura que simula a posição de dirigir, mas sem as costas apoiadas no assento (apenas a parte baixa das costas (região lombar) apoiada).

Foram detectadas variações na impedância mecânica para pessoas diferentes que caracterizaram o peso da pessoa como uma variável importante. Na faixa de amplitudes considerada ( $1,0$  a  $2,0 \text{ m.s}^{-2}$  r.m.s.), o nível de aceleração revelou-se de pouca influência. Também não foi identificada influência significativa dos tipos de excitação utilizados. Já a alteração da postura revelou efeitos importantes.

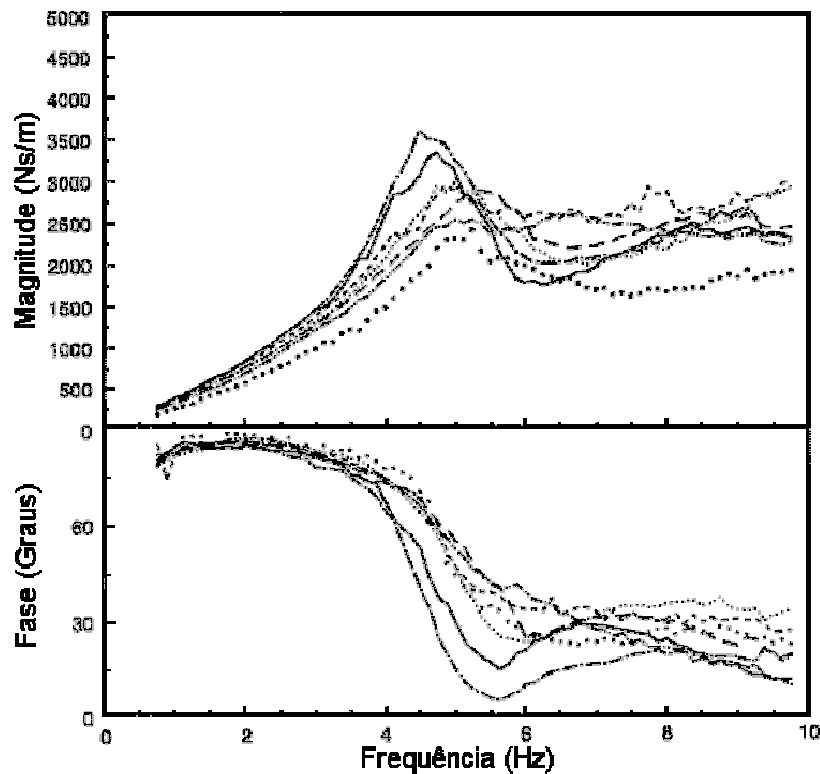


Figura 2.12 – Impedância mecânica (magnitude e fase) de sete homens sentados mantendo a postura de um motorista sem o apoio nas costas, obtida com uma varredura senoidal a  $1 \text{ m.s}^{-2}$  r.m.s. Fonte: Boileau e Rakheja (1998).

Holmlund e Lundström (1998) apresentam um estudo sobre a impedância mecânica do corpo humano sentado nas duas direções horizontais ( $x$  e  $y$ ). Segundo os autores, a parte real da impedância mecânica é a parcela de energia absorvida pelo corpo e a parte imaginária é a fração da energia que retorna ao sistema. Desta forma, a impedância mecânica não é apenas função da força e da velocidade, mas também da diferença de fase entre elas. Foram feitas medições em 15 homens e 15 mulheres, varrendo as frequências entre 1,13 e 80 Hz, com várias amplitudes diferentes e nas posturas “ereto” e “relaxado”. Os resultados mostraram que o gênero, a postura, o nível e a direção afetam a impedância mecânica do corpo.

Holmlund *et al.* (2000) apresentam outro estudo experimental, desta vez com o objetivo de caracterizar a impedância mecânica do corpo de uma pessoa sentada na direção vertical. Foram analisadas variáveis como o nível de vibração, a frequência, o gênero, o peso do corpo e a postura. Os resultados das medições (Figura 2.13) mostram, como esperado, que a impedância mecânica cresce até um primeiro pico na faixa dos 4 a 6 Hz, e, para a maioria das pessoas, aparece um segundo e um terceiro pico, respectivamente, em 8-12 Hz e em 50-70 Hz.

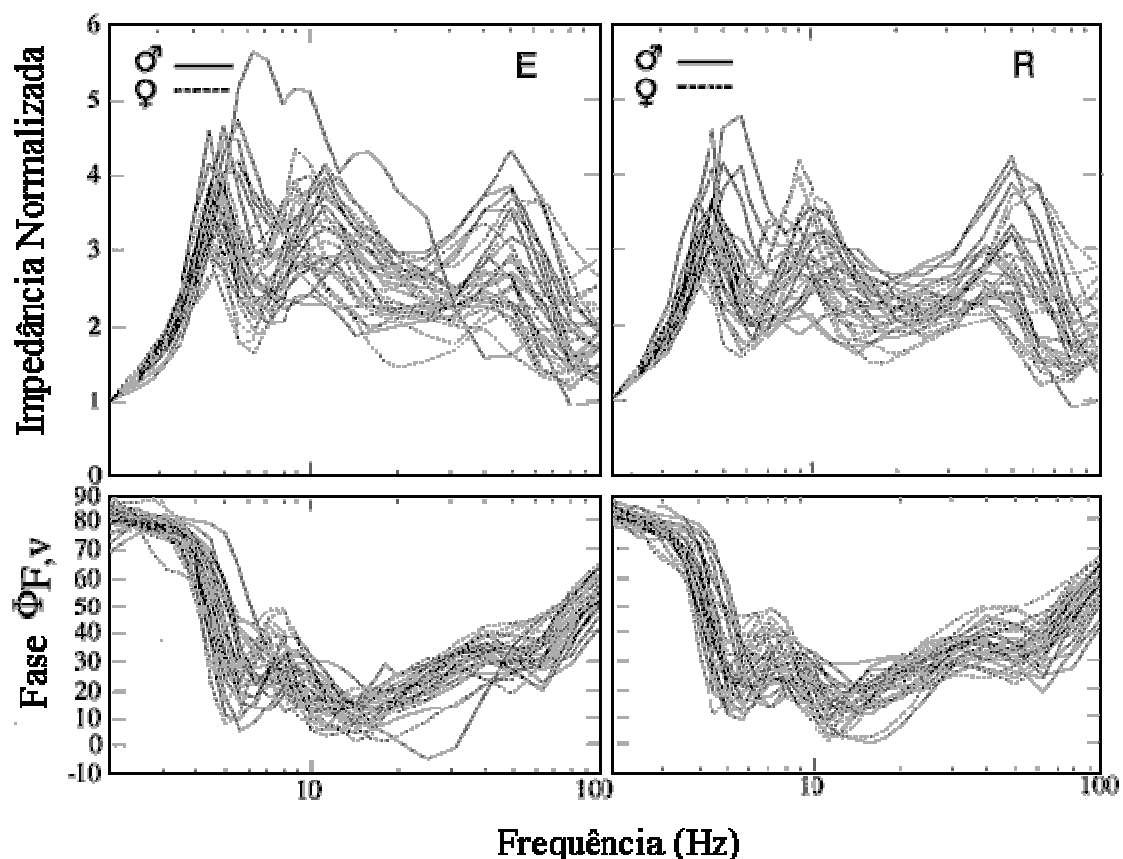


Figura 2.13 – Curvas de impedância (magnitude e fase) de 15 homens e 15 mulheres medidas em postura ereta (E) e relaxada (R) por Holmlund *et al.* (2000).

Grande variabilidade na impedância mecânica de indivíduos diferentes foi detectada nas frequências acima de 4 Hz. O comportamento geral da impedância mecânica apresenta pequenas

diferenças entre homens e mulheres. A faixa em que ocorre o primeiro pico é um pouco mais larga para as mulheres, e o segundo pico parece um pouco mais pronunciado para elas, chegando a ser maior do que o primeiro. Estas diferenças, porém, não ficam evidentes em uma análise estatística. Foi detectada uma tendência para a diminuição de impedância mecânica com o aumento da magnitude de vibração, na faixa entre 5 e 20 Hz.

Os autores afirmam que a impedância mecânica de qualquer pessoa pode ser estimada multiplicando-se os valores médios da impedância normalizada pela massa total da pessoa e por um fator de compensação  $k$  ( $k = 8,7$ ), cujo valor está relacionado com a parcela da massa do corpo que é movimentada quando os pés estão apoiados e com a forma utilizada para normalizar a impedância mecânica (dividir pelo seu valor em 2 Hz).

Os fatores pesquisados influenciam a impedância mecânica do corpo humano. Foi feita uma comparação com resultados de outros trabalhos, que mostrou uma grande variabilidade nos dados de impedância mecânica publicados. Diferenças nos procedimentos experimentais podem, em parte, explicar estas diferenças nos resultados, mas fica indicada a necessidade de mais estudos experimentais nesta área.

Holmlund e Lundström (2001) compararam dados de impedância mecânica de pessoas sentadas obtidos em estudos de laboratório, com excitação uniaxial, e dados medidos em um veículo em movimento, no qual a vibração é multiaxial, com a intenção de verificar a validade dos procedimentos experimentais utilizados em laboratórios. Os experimentos em laboratório envolveram 15 homens e 15 mulheres, nos quais foi medida a impedância mecânica em três direções ortogonais (vertical, lateral e frontal), com vários níveis de aceleração entre 0,25 e 1,4  $\text{m.s}^{-2}$  r.m.s. e com duas posturas diferentes (definidas como ereta e relaxada). Para as medições no veículo, foi adaptado um banco rígido em um local próximo ao eixo traseiro de um mini-ônibus de oito lugares. Apenas três homens participaram destas medições.

A Figura 2.14 mostra o resultado obtido com um dos homens que participaram de ambas as medições. É possível observar diferenças expressivas, principalmente no eixo x, entre a impedância mecânica oriunda da excitação uniaxial e da multiaxial. Segundo os autores, estes resultados indicam que o comportamento biodinâmico do corpo humano em uma determinada direção pode ser afetado pela presença de movimentos em outras direções, sugerindo a necessidade de que os modelos biodinâmicos e as normas de exposição sejam sensíveis à presença de vibração multiaxial.

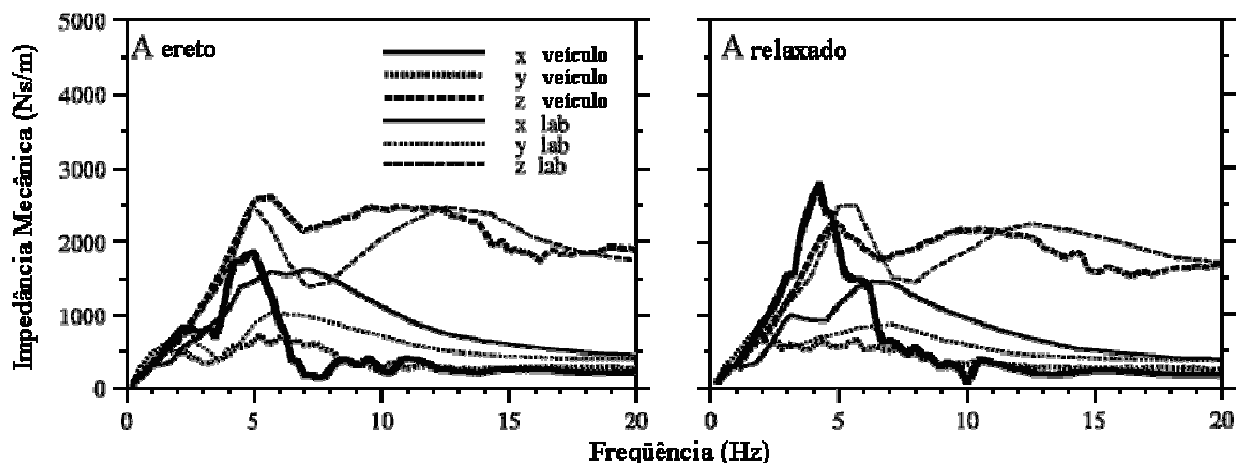


Figura 2.14 – Comparação entre os dados de impedância mecânica medidos em laboratório com excitação uniaxial e em um veículo com excitação multiaxial. Fonte: Holmlund e Lundström (2001).

#### 2.2.4 Estudos sobre potência absorvida

Griffin (1990) afirma que grande parte do interesse na potência absorvida como uma medida da resposta humana à vibração é devido a publicações de Pradko em 1965 e 1966, Lee e Pradko em 1968 e Janeway em 1975. Quando uma força senoidal é aplicada a um sistema puramente elástico (uma mola) ou inercial (uma massa), o trabalho feito ao longo de um ciclo é zero, e a energia do sistema é constante. A presença de amortecimento no sistema, porém, produz uma dissipação de energia que é proporcional ao seno do ângulo de fase entre a força e a posição. Em sistemas dinâmicos complexos, com inércia, rigidez e amortecimento (como o corpo humano), a potência absorvida será uma função da frequência ou da composição espectral da excitação.

Mansfield e Griffin (1998) afirmam que os demais parâmetros da resposta dinâmica do corpo humano fornecem uma indicação geral da importância da frequência da vibração, porém não podem ser utilizados para avaliar os efeitos do aumento da magnitude da vibração ou do tempo de exposição. Estes autores atribuem à potência absorvida a capacidade de incluir, em uma medição da resposta dinâmica do corpo, os efeitos da magnitude e da duração da vibração, além do efeito da frequência. Esta característica faz da potência absorvida um parâmetro biodinâmico que pode ser utilizado diretamente em normas de avaliação da exposição à vibração. Este conceito é discutido em artigos que serão citados a seguir.

Lundström, Holmlund e Lindberg (1998) propõem uma maneira de avaliar os efeitos da vibração no corpo humano baseada no conceito da potência absorvida. Os autores citam o estudo de Janeway, publicado em 1975, que sustenta a utilização deste conceito em normas de avaliação de vibração. Foi desenvolvido um trabalho experimental, cujos resultados foram apresentados

em gráficos da potência absorvida normalizada, definida como a razão da potência absorvida pelo peso estático da pessoa sentada.

Um resumo dos resultados é apresentado na Figura 2.15. Foram encontradas grandes variações nos resultados em consequência de variações na massa dos indivíduos, razão pela qual foi feita a normalização citada acima. Os resultados também indicam maior potência absorvida em mulheres (talvez por causa do maior percentual de gordura no corpo). O pico de potência absorvida fica na faixa dos 4-6 Hz, em concordância com outros parâmetros biomecânicos.

Uma discussão deixa em aberto se somente a parcela absorvida da energia da vibração está relacionada às suas possíveis consequências ou se deve ser considerada toda a energia nas avaliações de exposição à vibração. Também é feita uma comparação da potência absorvida em função da frequência com a curva de ponderação  $W_k$  da ISO 2631. A comparação sugere que a norma poderia estar subestimando os efeitos da vibração abaixo dos 6 Hz e superestimando estes efeitos acima desta frequência.

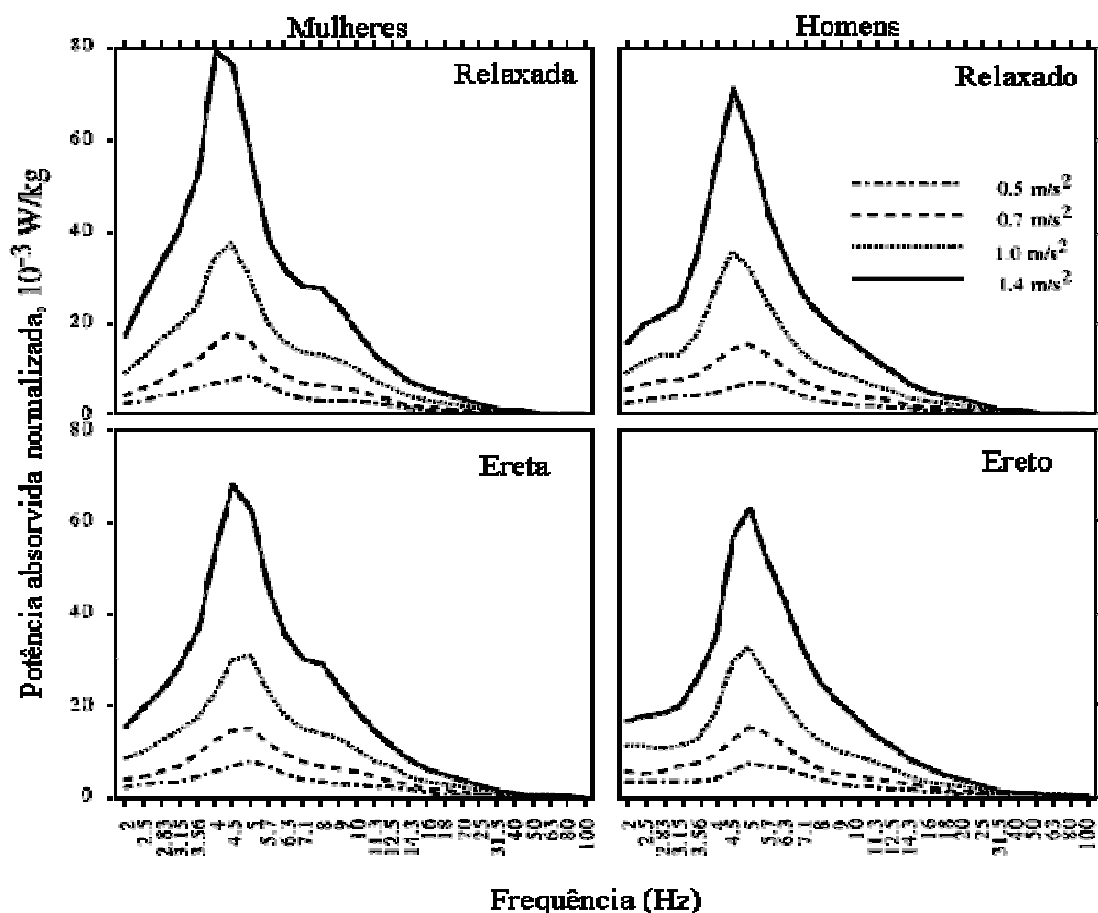


Figura 2.15 – Valores médios da potência absorvida medida em 15 mulheres e 15 homens.  
Fonte: Lundström *et al.* (1998).

Os autores editam a extensão do trabalho no mesmo ano - Lundström, Holmlund e Lindberg (1998<sup>b</sup>) - incluindo resultados para duas direções no plano horizontal. O

comportamento da potência absorvida nestas direções é semelhante, porém as duas diferem da direção vertical. Nenhuma conclusão ou observação nova é acrescentada.

Mansfield e Griffin (1998) apresentam outro estudo experimental sobre a potência absorvida, com a intenção de verificar a eficácia deste parâmetro biomecânico para avaliar a severidade da vibração de corpo inteiro. Os autores definem a potência absorvida normalizada dividindo a potência absorvida pela densidade espectral da aceleração medida. Nos experimentos, não foi feito o controle rigoroso da postura dos indivíduos, pois já fora observado em experimentos anteriores que as variações entre indivíduos diferentes eram maiores do que as conseqüentes de pequenas alterações na postura. Na Figura 2.16a aparecem as curvas de potência absorvida normalizada para as várias amplitudes testadas.

As curvas de potência absorvida normalizada encontradas são comparadas com as curvas de ponderação das normas vigentes de avaliação de efeitos de vibração (Figura 2.16b). Foi observada boa concordância em baixas frequências (entre 2 e 5 Hz), porém, para frequências acima disso, a potência absorvida parece subestimar os efeitos da vibração, em relação às normas. Considerando que a tendência dos resultados das pesquisas atuais indica que as normas já subestimam o efeito de vibrações nesta faixa de frequência, Mansfield e Griffin descartam o uso da potência absorvida para estimar o efeito da vibração no corpo inteiro no lugar das curvas de ponderação da aceleração utilizadas atualmente.

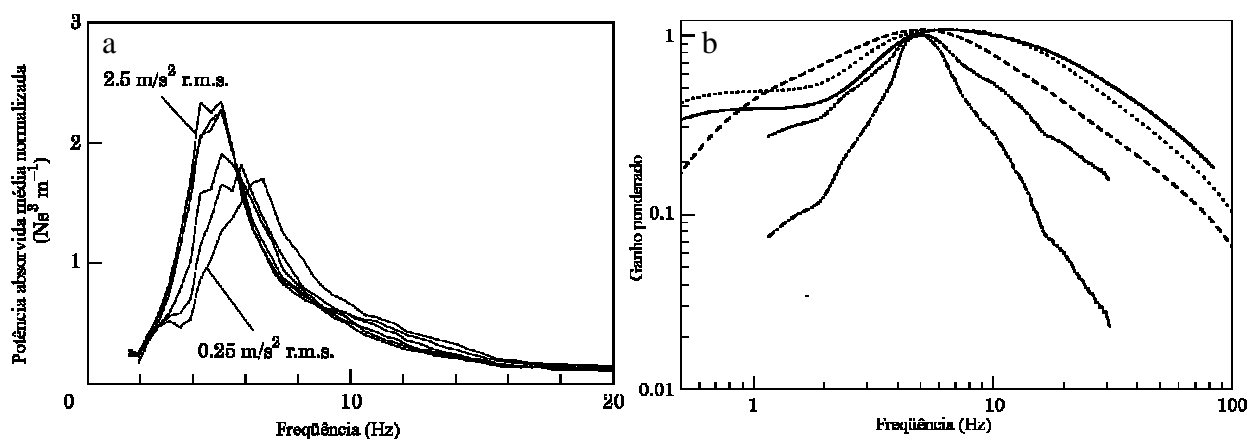


Figura 2.16 – Curvas de potência absorvida normalizada em função da frequência, em diferentes amplitudes de excitação, obtidas por Mansfield e Griffin (1998), e comparação da potência absorvida com as curvas de ponderação das ISO 2631 e BS 6841. (---) ISO 2631 (Wg), (—) BS 6841 (Wb), (.-.-) ISO 2631 (Wk), (—) potência absorvida, (---) raiz quadrada da potência absorvida. Fonte: Mansfield e Griffin (1998)

Outra tentativa de utilizar a potência absorvida para avaliar a exposição humana à vibração foi feita por Mansfield *et al.* (2000). Foi apresentado um estudo experimental com uma comparação entre os métodos de avaliação propostos nas normas BS6841 e ISO2631-1 (1997) e o conceito de potência absorvida com a avaliação subjetiva da vibração, feita por pessoas



expostas à vibração na forma de ruído aleatório, choques repetitivos e combinação de ambos em várias amplitudes. No total, foram aplicados cinco tipos de excitação em três amplitudes diferentes, totalizando 15 excitações. Treze análises foram feitas com cada sinal: os valores r.m.s. (uma medida do valor médio da vibração), VDV (valor dose de vibração, uma medida de quantidade total de energia vibratória a que o corpo é exposto – o valor cresce com o tempo de exposição) e MTVV (máximo valor de vibração transiente, uma medida do pico de aceleração a que o corpo é exposto) com quatro condições de ponderação diferentes mais a potência absorvida (as definições mais completas para valor r.m.s., VDV e MTVV são apresentadas na seção 3.1).

Os valores obtidos com todos os métodos utilizados apresentaram correlação positiva com o desconforto percebido. Foram encontradas algumas diferenças entre os escores apresentados por homens e mulheres. As maiores correlações entre magnitude e desconforto foram encontradas com o uso da potência absorvida e o VDV, e as mais baixas com o MTVV e com o uso da ponderação DRI (índice de resposta dinâmica – ver item 3.1). As diferentes curvas de ponderação tiveram pouca influência nos resultados obtidos com o VDV. Para a análise com o r.m.s., a pior correlação foi encontrada sem o uso de ponderação e a melhor com a ponderação DRI. Para vibração aleatória e combinada, as maiores correlações foram encontradas com o uso da potência absorvida. Para choques, a melhor correlação foi obtida com o r.m.s.

A grande limitação, segundo os autores, para a utilização da potência absorvida na avaliação de postos de trabalho é a dificuldade de medição, pois é necessário, além da aceleração, medir a força no ponto de entrada de vibração. Os autores sugerem a necessidade de realizar experimentos para vibrações em outras direções. Também é sugerida a revisão dos métodos de avaliação da norma ISO 2631-1 (1997), consistindo na retirada do MTVV e a reavaliação (redução) do fator de pico recomendado para utilização do VDV.

## 2.2.5 Estudos contemplando mais de um parâmetro biodinâmico

Enquanto os estudos sobre um único parâmetro do comportamento dinâmico do corpo humano procuram, em geral, aprofundar o conhecimento sobre algum aspecto daquele parâmetro, os trabalhos sobre mais de um parâmetro podem, além de fazer o mesmo, procurar uma visão mais completa sobre o comportamento dinâmico do corpo, comparando observações diferentes e buscando explicações que sejam coerentes com mais de um tipo de observação.

Donati e Bonthoux (1983) trazem um estudo experimental sobre o comportamento biodinâmico do corpo humano sentado submetido à vibração na direção vertical. Os parâmetros biomecânicos medidos foram a transmissibilidade do assento ao tórax, a impedância mecânica e

a potência absorvida. Durante as medições, os pés e as mãos foram apoiados sobre superfícies que se movimentavam junto com o resto do sistema. Os experimentos foram realizados com dois tipos de estímulo: varredura senoidal e excitação aleatória, ambos na faixa de 1 a 10 Hz. Não foram encontradas diferenças significativas entre os resultados obtidos com os dois tipos de excitação. Os valores médios da transmissibilidade são ilustrados na Figura 2.17, e os da impedância mecânica na Figura 2.18.

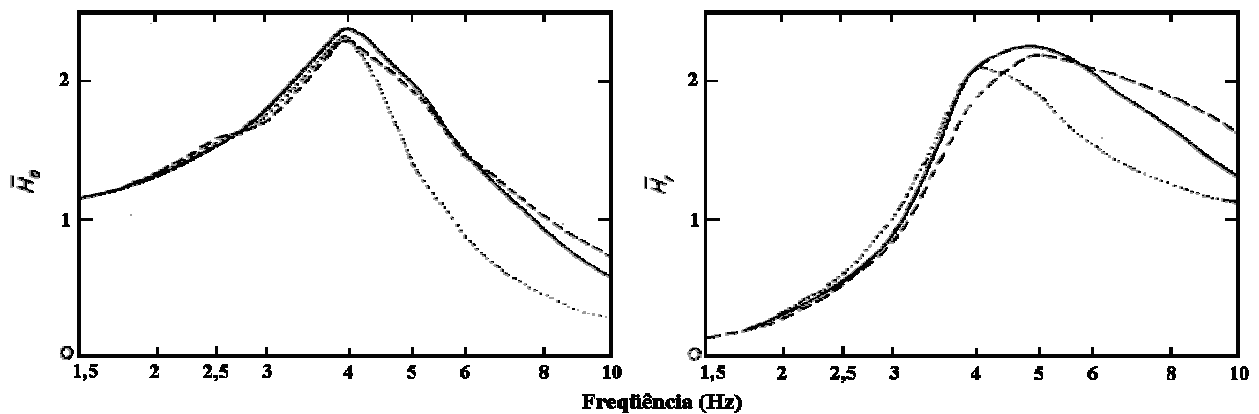


Figura 2.17 – Curvas de transmissibilidade (magnitude e fase) do assento ao tórax medidas por Donati e Bonthoux com (\_\_\_\_) varredura senoidal e (\_\_\_\_) excitação aleatória (direção vertical,  $1,6 \text{ m.s}^{-2}$ , 1-10 Hz), (.....) resultado de um modelo de 1 GDL com frequência natural de 4 Hz e índice de amortecimento de 0,24.

Os autores afirmam que a impedância mecânica é uma descrição mais completa do comportamento biodinâmico do que a transmissibilidade, justificando que esta última considera apenas o segmento do corpo que fica entre os pontos considerados. Um modelo de 1 GDL (grau de liberdade) é considerado suficiente para descrever as curvas de transmissibilidade, enquanto a impedância mecânica exige um modelo de 2 GDL, em função de apresentar mais de uma ressonância na faixa considerada. As curvas de modelos ajustados aos dados medidos também são apresentadas na Figura 2.17 e na Figura 2.18.

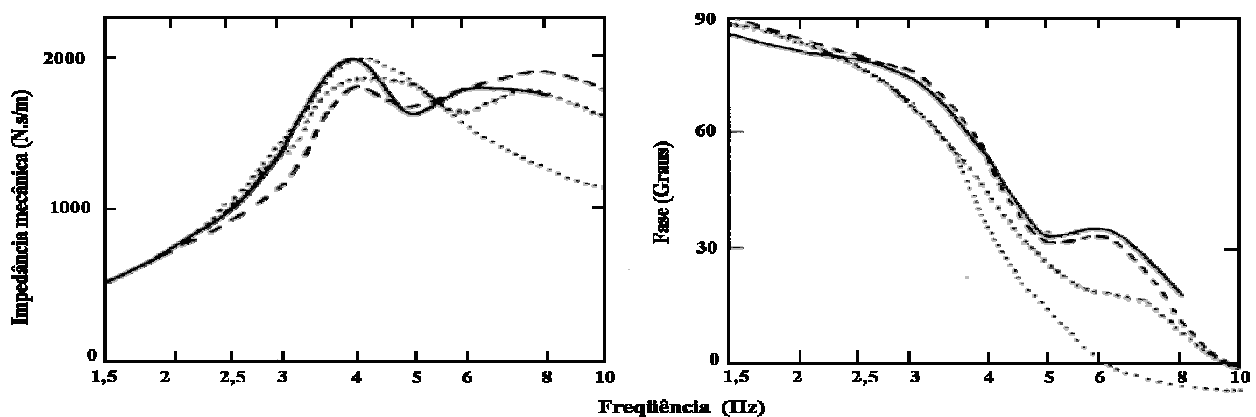


Figura 2.18 – Curvas de impedância mecânica (magnitude e fase) medidas por Donati e Bonthoux, com (\_\_\_\_) varredura senoidal e (\_\_\_\_) excitação aleatória (direção vertical,  $1,6 \text{ m.s}^{-2}$ , 1-10 Hz). (....) resposta de um modelo de um GDL e (+++++) resposta de um modelo de dois GDL.

Os valores da transmissibilidade entre o assento e o tórax medidos neste trabalho são comparados com os medidos entre o assento e a cabeça em outros trabalhos. Um gráfico comparativo mostra que as magnitudes da transmissibilidade são maiores entre o assento e o tórax. As discussões e conclusões apresentadas não fazem referência aos dados de potência absorvida. Segundo os autores, a semelhança entre os resultados obtidos com tipos diferentes de excitação (senoidal e aleatória) indica que, na faixa de condições consideradas, o corpo humano pode ser representado por um sistema linear.

Mansfield e Griffin (2000) apresentam um estudo sobre as características não lineares da massa aparente e da transmissibilidade do corpo humano sentado exposto à vibração vertical. Eles expõem doze pessoas a seis níveis de vibração entre 0,25 e 2,5  $\text{m.s}^{-2}$  r.m.s. e medem a força no ponto de entrada de vibração e a aceleração neste ponto e em vários outros pontos da parte inferior da coluna, da pélvis e do abdômen. Além disso, em alguns pontos a aceleração foi medida na direção vertical e horizontal. Não foi feito controle rigoroso da postura durante as medições, para o quê a justificativa foi considerar o efeito da variação da postura menor do que a variabilidade entre pessoas.

As medições foram feitas com acelerômetros colados à pele com fitas adesivas. Foi utilizado um método semelhante ao proposto por Kitazaki e Griffin (1995) (ver item 3.2) para fazer a correspondência destes valores para os valores que seriam medidos diretamente no osso. Os valores médios da massa aparente são apresentados na Figura 2.19.

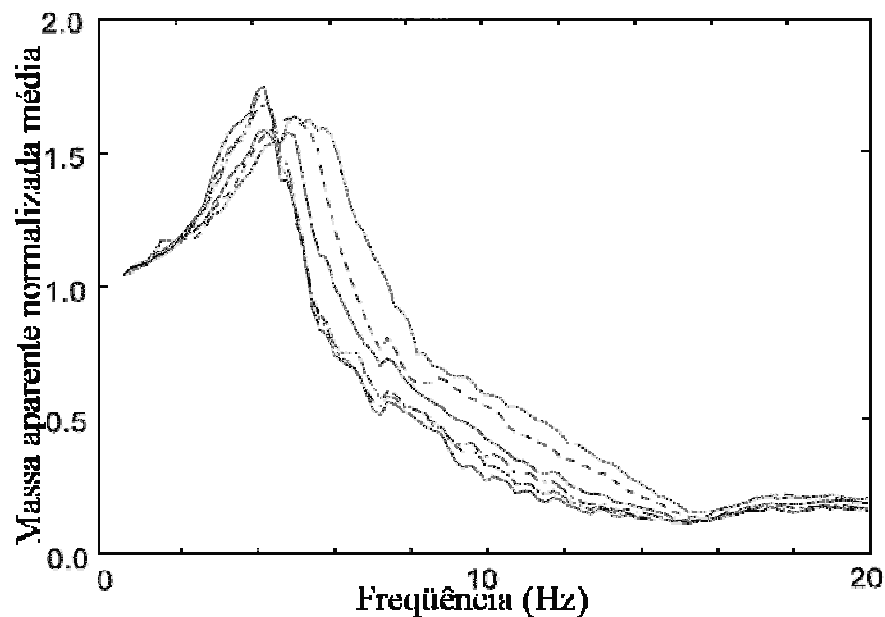


Figura 2.19 – Massa aparente normalizada média de 12 pessoas medidas a: (....) 0,25; (...) 0,5; ( \_ \_ ) 1,0; ( \_ \_ \_ ) 1,5; ( \_ \_ \_ \_ ) 2,0 e ( \_ ) 2,5  $\text{m.s}^{-2}$  r.m.s. Fonte: Mansfield e Griffin (2000).

O comportamento geral observado em todas as medições foi a diminuição da frequência de ressonância com o aumento da magnitude da vibração. A análise dos dados leva à conclusão

de que os mecanismos que influenciam a massa aparente são os mesmos que influenciam a transmissibilidade para a pélvis e para a espinha. Também é sugerido que as mudanças na massa aparente não podem ser atribuídas somente a mudanças na resposta das vísceras. É provável que uma combinação complicada de fatores seja responsável pelos efeitos não lineares dos parâmetros biomecânicos avaliados.

Boileau *et al.* (1998) buscaram na bibliografia dados de transmissibilidade, massa aparente e impedância mecânica do corpo humano na direção vertical. Eles relatam a existência de grande variabilidade nas condições em que foram levantadas as informações destes parâmetros biodinâmicos, resultando em consideráveis discrepâncias entre os resultados obtidos por autores diferentes. Os critérios utilizados para seleção dos dados e os gráficos contendo a média dos valores encontrados já foram apresentados neste texto.

A partir dos dados assim selecionados, é definida uma faixa de valores mais prováveis de magnitude e fase para a transmissibilidade do assento à cabeça e para a impedância mecânica, e de magnitude apenas para a massa aparente (os autores argumentam que a fase da massa aparente é, por definição, igual à da impedância mecânica defasada de 90°). A faixa de frequências considerada é entre 0,5 e 20 Hz. É destacado que estes valores devem ser considerados para as situações que atendam às condições específicas definidas na seleção dos dados utilizados (postura ereta, sem encosto, pés apoiados sobre uma superfície que vibra – exceto para a transmissibilidade, amplitude da vibração abaixo dos 5 m.s<sup>-2</sup> r.m.s. senoidal ou aleatória, pessoas pesando entre 43 e 94 kg e vibração na direção vertical).

A Tabela II.1, a Tabela II.2 e a Tabela II.3 apresentam, respectivamente, os valores idealizados de impedância mecânica, massa aparente e transmissibilidade encontrados neste estudo. Os valores da magnitude (normalizada, no caso da massa aparente e da impedância mecânica) destes três parâmetros biodinâmicos são resumidos na Figura 2.20.

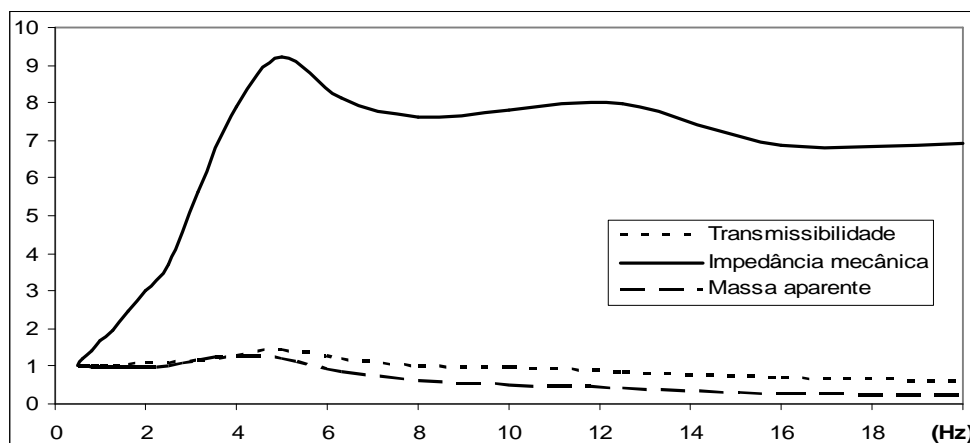


Figura 2.20 – Valores de transmissibilidade, impedância mecânica normalizada e massa aparente normalizada baseados nos dados obtidos por Boileau *et al.* (1998).

Matsumoto e Griffin (1998) apresentam um estudo experimental sobre o comportamento dinâmico (massa aparente e transmissibilidade) do corpo humano em pé. O estudo inclui a avaliação de efeitos de postura e magnitude da vibração. As medições foram feitas com acelerômetros colados à pele, e foi utilizado o método de correção proposto por Kitazaki e Griffin (1995) (ver item 3.2). Foram utilizados vários pontos de medição ao longo da coluna, pélvis e pernas para as medições de transmissibilidade.

Os dados de massa aparente mostram uma tendência para a diminuição da frequência de ressonância com o aumento da magnitude da vibração na entrada. A mesma tendência foi encontrada na transmissibilidade para a parte mais baixa da coluna e a pélvis. A frequência de ressonância da massa aparente de pessoas em pé em postura normal ficou na mesma faixa da medida para pessoas sentadas em outros estudos. Foram detectadas diferenças na massa aparente e na transmissibilidade em função da variação da postura adotada (pernas dobradas e apoiado em uma única perna).

Matsumoto e Griffin (2000) fazem uma comparação dos parâmetros biomecânicos (massa aparente e transmissibilidade para várias partes do corpo) de pessoas sentadas com os mesmos parâmetros obtidos para pessoas em pé. Foram feitas medições com 8 homens expostos à vibração vertical. Os sensores tri-axiais foram montados sobre bases de madeira balsa e fixados ao corpo com fita e pasta adesiva. Os sinais adquiridos foram tratados para minimizar o efeito da medição na pele, reduzir o efeito da inclinação da superfície do corpo e estimar os movimentos no centro das vértebras a partir das medições externas.

Os dados de massa aparente mostraram a primeira ressonância com frequência um pouco mais alta e módulo um pouco mais baixo para indivíduos em pé. O fato das pernas serem parte do caminho de transmissão da vibração na posição em pé, e uma massa a mais na posição sentado, pode ser uma explicação para este resultado. Para frequências acima de 10 Hz, o módulo da massa aparente é sempre maior para pessoas em pé.

Para a transmissibilidade, as maiores diferenças entre indivíduos em pé e sentados foram encontradas na parte inferior da coluna. O deslocamento entre vértebras estimado resultou significativamente maior, para a região lombar, na posição sentado.

As diferenças encontradas na massa aparente indicam que, se o corpo for considerado como um sistema de 1 GDL, a posição em pé tem maior amortecimento do que a posição sentado. A diferença na frequência da primeira ressonância pode ser menor do que a diferença encontrada entre pessoas sentadas em diferentes posturas. Os autores discutem as diferenças na geometria (ângulo da pélvis e curvatura da coluna) e na atividade muscular que ocorrem na

região lombar entre a posição sentado e em pé, e as possíveis conseqüências disso nos parâmetros biomecânicos, em especial a transmissibilidade.

Matsumoto e Griffin (1998<sup>b</sup>) discutem, baseando-se em informações e opiniões de diversos autores, os mecanismos associados à principal ressonância do corpo humano submetido à vibração vertical, que aparece sempre na faixa dos 5 Hz, independentemente do tipo de parâmetro utilizado para avaliar a vibração. É apresentado um trabalho experimental desenvolvido para medir o movimento da parte superior do corpo com medições em locais diferentes dos utilizados em trabalhos anteriores e identificar os mecanismos associados à ressonância observada na massa aparente de um corpo humano sentado.

No artigo, está descrita a montagem feita para fixar os acelerômetros à coluna, de maneira a permitir estimar a aceleração no centro da vértebra a partir de medições feitas na superfície do corpo, e também para permitir que o movimento de rotação do tronco seja medido. Os dados são utilizados para estimar o movimento de cada ponto medido quando a excitação acontece na freqüência de ressonância da massa aparente.

Os autores concluem que, aparentemente, os movimentos da coluna na freqüência de ressonância da massa aparente não são puramente axiais, e os movimentos de rotação no plano sagital (inclinação da coluna) podem ser dominantes. Também é colocada a hipótese de que a ressonância em 5 Hz observada em tantas medições pode ser associada a mais de um modo de vibração, cujos picos são confundidos devido ao alto amortecimento dos tecidos do corpo.

Wu *et al.* (1999) analisam a relação entre os três parâmetros mais utilizados atualmente para descrever o comportamento biodinâmico do corpo humano sentado: impedância mecânica, massa aparente e transmissibilidade do assento à cabeça. Os benefícios e as limitações de cada uma das duas funções que relacionam força e movimento no ponto de entrada de vibração (impedância mecânica e massa aparente) não haviam sido comentadas em publicações, segundo os autores.

Os autores citam um trabalho anterior (Boileau *et al.*, 1998) o qual mostra que, sob condições experimentais semelhantes, a variabilidade da freqüência de ressonância da massa aparente é menor do que a encontrada nos dados de impedância mecânica. Uma análise de sensibilidade, feita com alguns modelos retirados da literatura, mostrou que freqüência de ressonância da impedância mecânica é mais sensível à variação nos parâmetros dos modelos (massa, rigidez e amortecimento) do que a da massa aparente, evidenciando uma vantagem desta última para alguns tipos de análise de dados biomecânicos. Além disso, o cálculo da massa aparente a partir de dados medidos requer apenas um trabalho de cancelamento de massa,

enquanto a impedância mecânica exige ainda o cálculo da velocidade através da integração dos dados de aceleração.

Apesar de não haver relação por definição, Wu *et al.* observam boa correlação entre dados medidos de massa aparente com a transmissibilidade. Uma análise realizada com os mesmos modelos utilizados anteriormente confirma esta observação, resultando em mais um indicativo de que a massa aparente é um parâmetro mais adequado para descrever as características biodinâmicas do corpo humano do que a impedância mecânica.

Mansfield *et al.* (2001) comparam dados de massa aparente e potência absorvida medidos com vibração aleatória aplicada com e sem a presença de choques (impactos) sucessivos. O objetivo era verificar o efeito da presença de impactos no valor destes parâmetros do comportamento dinâmico do corpo. Mansfield cita a pesquisa feita por Sandover (1998), na qual ele pergunta a pesquisadores e especialistas da área se a presença de eventos de alta aceleração (impactos) aumenta o risco que a vibração representa para a saúde. Quase todos os pesquisadores responderam que sim (apenas um disse não ter certeza e nenhum disse que não).

Os autores destacam a possibilidade da potência absorvida ser utilizada como uma forma de se estimar a severidade da exposição a uma determinada vibração, uma vez que ela, ao contrário dos outros parâmetros biodinâmicos, é como uma medida de dose, pois seu valor está relacionado com a magnitude e o tempo de exposição (ver capítulo 3.6). Em função disso, Mansfield espera que, se a potência absorvida for proporcional ao risco à saúde, e se de fato os impactos são um fator de risco, o valor da potência absorvida deve ser sensível à presença de impactos.

Mansfield mediu a massa aparente e potência absorvida de 11 homens e 13 mulheres, aplicando vibração na direção vertical com 5 tipos de formas de onda diferentes, cada uma em três intensidades diferentes entre 0,5 e 1,5 m.s<sup>-2</sup> r.m.s., durante 20 s. Os tipos de estímulo incluíam vibração aleatória sem presença de choques, choques igualmente espaçados, choques com intervalo de tempo variável e misturas dos tipos anteriores. A faixa de frequência utilizada foi entre 2 e 20 Hz. Os resultados confirmaram alguns efeitos de não linearidade observados anteriormente (diminuição da frequência de ressonância como o aumento da magnitude) para os dois parâmetros biodinâmicos estudados. A potência absorvida total teve os maiores valores com a excitação composta apenas por impactos e os menores valores para excitação aleatória sem impactos. Não são apresentadas conclusões a respeito da aplicabilidade do conceito de potência absorvida para medir os efeitos da vibração sobre o corpo humano.

### 2.3 Modelos biodinâmicos

Modelar, segundo Griffin (2001), pode ser visto como o ato de fazer uma ou mais hipóteses. Uma vez definido um modelo (feitas as hipóteses), este será capaz de fazer um conjunto de predições, que devem ser verificáveis com dados experimentais. O primeiro passo no desenvolvimento de um modelo é identificar as variáveis relevantes do problema em questão. Estas consistem nas informações que o modelo deve predizer (variáveis dependentes) e nos dados necessários para fazer estas predições (variáveis independentes).

Um modelo biodinâmico deve ser uma representação confiável de algum aspecto de como o corpo responde a uma força ou movimento (Griffin, 2001). O desenvolvimento dos modelos matemáticos (ou de engenharia) do comportamento dinâmico do corpo humano vem acontecendo paralelamente ao desenvolvimento do próprio conhecimento a respeito de como o corpo humano se move. Von Gierke (1971) associa o enfoque no desenvolvimento de modelos biodinâmicos à necessidade de se descrever quantitativamente os processos físicos e mecânicos envolvidos na questão da exposição humana à vibração. A intensificação do enfoque quantitativo foi, segundo o autor, consequência do progresso do conhecimento na biodinâmica, o qual foi impulsionado, entre outros, pelo desenvolvimento de ferramentas de informática e de instrumentação.

Ao longo da história da biodinâmica, vários tipos de modelos do corpo humano vêm sendo testados e aperfeiçoados. Pode ser encontrada, nos trabalhos sobre o assunto, uma série de razões para o interesse no desenvolvimento destes modelos. A Tabela 2.2, apresentada por Griffin (2001), lista algumas das possíveis aplicações para um modelo do comportamento dinâmico do corpo.

Tabela 2.2 – Algumas aplicações de modelos biodinâmicos. Fonte: Griffin (2001)

---

Representar o conhecimento sobre a natureza dos movimentos do corpo
Prever a influência de variáveis que afetam a resposta biodinâmica
Oferecer um método conveniente para apresentar dados experimentais biodinâmicos médios
Prever movimentos e forças causadas por situações demasiadamente numerosas e variadas para determinação experimental
Prever movimentos e forças causadas por situações demasiadamente perigosas para determinação experimental
Fornecer as informações necessárias para a otimização de sistemas de isolamentos e a dinâmica de outros sistemas acoplados ao corpo
Determinar condições de impedância padrão para o teste de vibração de sistemas usados por seres humanos

---

Existiram no passado, e talvez ainda estejam presentes em alguns pesquisadores atuais, dúvidas sobre a validade do enfoque na criação de modelos para descrever a dinâmica do corpo humano. Von Gierke (1971) menciona a existência desta controvérsia em sua época, fomentada



pela simplicidade dos modelos existentes, quando comparados a organismos vivos. Seu contra argumento é o de que, a longo prazo, esta é a única abordagem com perspectiva de progresso real.

O grande número de publicações neste tema leva a crer que, atualmente, não se discute mais se os modelos são úteis ou não, mas sim qual a sua utilidade, quais as suas limitações e quais são as perspectivas. Tregoubov (2000) coloca que os modelos têm sido, durante as últimas décadas, o principal instrumento na busca de uma solução para o problema da exposição humana à vibração. Um exemplo disso é a recém publicada parte 5 da norma ISO 2631, que utiliza modelos para, a partir de dados de aceleração medidos no ponto de entrada da vibração, estimar as acelerações na região lombar. Estas estimativas são utilizadas no processo de avaliação da severidade da exposição àquela vibração.

Em uma consideração sobre o tema, Griffin (1990) afirma que muitos autores da área da biodinâmica têm como objetivo final o desenvolvimento de um modelo de engenharia da resposta mecânica do corpo. Ele faz um alerta, porém, para o fato de que conhecer os movimentos e respostas mecânicas a forças externas do corpo é apenas um passo na determinação dos efeitos psicológicos e do processo de percepção de um determinado movimento.

Von Gierke (1971) fez uma classificação os modelos então existentes. Esta classificação foi feita segundo dois pontos de vista: qual o propósito do modelo e qual parte, órgão, função ou resposta está sendo modelada. A classificação segundo objetivos dividiu os modelos em tentativas de (a) entender os processos patológicos básicos, disfunções fisiológicas ou anatômicas e as várias respostas psicológicas observadas em várias solicitações mecânicas, (b) extrapolar dados experimentais para situações não testadas, (c) obter informações para o *design* de locais otimizados para proteção e desempenho e (d) avaliar a validade de testes em animais ou bonecos.

A classificação de Von Gierke sob o ponto de vista das propriedades ou subsistemas modelados conduz a quatro grupos distintos. Os modelos cinemáticos representam o corpo através de massas rígidas com as propriedades de inércia e formas geométricas adequadas ligadas por juntas cujas características de mobilidade são determinadas experimentalmente. Suas aplicações principais são para a avaliação de espaços e movimentos e para a estimativa do efeito de sistemas de absorção de energia. Os modelos de resposta total do corpo permitem uma visão geral do seu movimento, e são compostos por vários subsistemas representando partes específicas do corpo. O autor cita várias características e aplicações e sugere que a evolução destes modelos passa pela consideração de várias direções simultâneas e a inclusão de não

linearidades. Os modelos de subsistemas são desenvolvidos para representar com maior exatidão comportamentos em locais específicos do corpo, aplicáveis, por exemplo, à simulação de processos que possam provocar danos à cabeça, ao pescoço ou à coluna. O quarto tipo de modelo citado visa descrever as propriedades dos tecidos, como os ossos ou a pele. Este tipo de modelo se utilizava com frequência de medições feitas em animais, o que exigia evoluções nas técnicas de análise de escala para serem aplicáveis aos seres humanos.

Griffin (2001) apresentou uma classificação segundo objetivos diferente da apresentada por Von Gierke, separando os modelos biodinâmicos em três grupos básicos:

(i) Um *modelo mecanicista* é derivado diretamente das leis da física e do conhecimento sobre as propriedades dos tecidos humanos. Não existe, atualmente, conhecimento suficiente dos mecanismos associados às respostas biodinâmicas para o desenvolvimento de modelos puramente mecanicistas.

(ii) Um *modelo quantitativo* representa alguma relação tipo entrada-saída, como os parâmetros do movimento do corpo apresentados anteriormente, sem se preocupar em descrever os mecanismos que relacionam entrada e saída.

(iii) Um *modelo de efeitos* deve oferecer previsões dos efeitos do movimento sobre a saúde, conforto e performance humanos. Eles devem ser quantitativos e podem ser parcialmente mecanicistas. Estes modelos poderiam substituir as normas de exposição para a avaliação de um determinado local de trabalho, porém existem muitas dúvidas a respeito de sua aplicabilidade no estágio atual de conhecimento.

Comparando-se as classificações de Griffin e Von Gierke, pode-se dizer que os grupos (a), (b) e (c) de Von Gierke caem no grupo (i) de Griffin, e os grupos (d) e (e) podem conter modelos de qualquer um dos grupos definidos por Griffin.

Em uma análise sobre o desenvolvimento de modelos biodinâmicos, Pankoke *et al.* (2001) dividem os modelos existentes em dois tipos: fenomenológicos e anatômicos. Os modelos fenomenológicos representam uma determinada propriedade dinâmica da estrutura (como impedância mecânica ou transmissibilidade). Eles não necessariamente representam as características geométricas do corpo, e não podem fornecer nenhuma informação além dos dados nos quais são baseados. Seus parâmetros são identificados para representar os dados medidos. O processo de identificação utiliza combinações de algoritmos genéticos e de gradientes. Sua utilidade maior está em representar o corpo humano em simulações envolvendo a interação entre o corpo e um ambiente (projeto de automóveis, assentos, etc.). Pode-se dizer que este tipo de modelo corresponde ao que Griffin chama de modelos quantitativos.

Os modelos anatômicos reproduzem características geométricas e inerciais do corpo humano, e têm como objetivo prever informações que não podem ser medidas diretamente, mas podem ser validadas indiretamente por sua relação com dados que podem ser medidos. As leis constitutivas destes modelos devem aproximar o comportamento dos materiais reais. Para que seja possível prever, por exemplo, as cargas que ocorrem na coluna durante exposição à vibração, é necessário que o modelo represente as deformações relativas da coluna lombar. Esta definição pode ser associada ao que Griffin classifica como modelos mecanicistas.

A maior parte dos modelos biodinâmicos publicados até hoje pode ser encaixada na categoria de modelo quantitativo ou fenomenológico. Os parâmetros destes modelos são ajustados para descrever um comportamento medido, como as funções de transferência definidas na seção anterior deste trabalho (transmissibilidade, massa aparente, impedância mecânica ou potência absorvida), e não derivados de princípios físicos e das propriedades dos materiais envolvidos no problema.

Griffin (2001) e Pankoke *et al.* (2001) expressam a mesma opinião de que os modelos quantitativos (ou fenomenológicos) atuais não têm poder preditivo para situações diferentes daquelas para a qual foram desenvolvidos. Porém, a evolução destes modelos, segundo Griffin, poderá levá-los a convergência com os modelos mecanicistas. Como os modelos atuais se aplicam a situações bem específicas, existe espaço para a criação de uma infinidade de modelos que, embora pareçam similares, não podem ser considerados redundantes.

Griffin afirma ainda que não se pode esperar que um modelo funcione de forma sempre idêntica ao sistema que ele representa. Os modelos representam algumas características dos sistemas, as quais devem 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.

Tabela 2.3 – Alguns problemas no desenvolvimento de modelos biodinâmicos. Fonte: Griffin (2001)

Complexidade na estrutura e propriedades do corpo
Dificuldades nas medições de movimentos e forças no corpo
Não-linearidades no sistema
Controle muscular voluntário e involuntário sobre a postura do corpo
Dificuldades na obtenção de dados empíricos das propriedades dos tecidos do corpo
O entendimento incompleto das formas de movimento do corpo

A Tabela 2.3 mostra um resumo feito por Griffin dos principais obstáculos ao desenvolvimento de modelos biodinâmicos. Estas dificuldades tornam remota a perspectiva imediata de obtenção de um modelo de engenharia completo das respostas dinâmicas do corpo. Griffin conclui que os modelos mais úteis, no atual estágio de desenvolvimento da área, serão os

mais simples que descrevam adequadamente uma determinada característica. Estes modelos vão se destinar a representar as respostas de uma determinada população em uma determinada faixa de condições.

Além da já referenciada importância da escolha e da especificação das variáveis (dependentes e independentes) de um modelo, Griffin destaca também a importância da definição clara da faixa de valores a que o modelo se aplica. Normalmente, será mais útil que as variáveis independentes (entrada do modelo) sejam aquelas com maior influência nas variáveis dependentes (ou saída do modelo). As condições para as quais o modelo foi definido (como local e forma de fixação de sensores) devem estar suficientemente claras para que a margem de interpretação destas condições não tenha efeito significativo sobre a resposta. Se alguma variável importante não pode ser controlada, alguma restrição deve ser aplicada.

Outra questão abordada por Griffin é a da modelagem da grande variabilidade entre pessoas diferentes e em uma mesma pessoa em medições diferentes. Normalmente, os modelos são desenvolvidos para representar valores médios de um grupo de pessoas, mas estes valores podem não apresentar semelhanças com um comportamento individual qualquer. O autor também ressalta a escassez de dados experimentais publicados de impedância ou transmissibilidade individuais, e afirma que as poucas informações disponíveis foram medidas em alguns poucos laboratórios que fazem experimentos em biodinâmica.

Tregoubov (2000) analisa a questão da existência (e unicidade) dos modelos biodinâmicos, em um artigo em que tenta definir uma base para a criação de uma teoria para o desenvolvimento destes modelos. Ele afirma que existem duas formas de se desenvolver um modelo. A primeira consiste em compor todo o modelo a partir de elementos cujas propriedades mecânicas são bem conhecidas. Modelos biodinâmicos construídos desta forma têm estrutura análoga a do corpo humano, e correspondem aos que Griffin (2001) classifica como mecanicistas, e Pankoke *et al.* (2001) como anatômicos. Para Tregoubov, as maiores dificuldades para desenvolver este tipo de modelo do corpo humano são a complexidade e a impossibilidade prática de determinar as propriedades dos materiais de interesse (tecidos do corpo humano).

A outra forma de desenvolver os modelos é a partir de investigações experimentais das propriedades dinâmicas do corpo, nas quais são determinadas relações do tipo entrada-saída (Griffin chamou estes modelos de quantitativos, e Pankoke de fenomenológicos). O método é chamado por Tregoubov de “caixa preta”, e a relação entrada-saída é, em última análise, o modelo. Se a relação tem representação matemática, como uma função de transferência, o modelo é chamado matemático.

Tregoubov afirma ainda que a relação entrada-saída não é condição suficiente para a determinação do modelo, e que é necessário alguma informação adicional. A maior parte dos autores utiliza a condição de que a massa total do modelo deve ser igual à massa total do corpo humano. Informações além destas são normalmente baseadas na intuição do autor ou em evidências circunstanciais.

Para passar do modelo matemático para um modelo mecânico, é necessário entrar na “caixa preta” e determinar a estrutura do modelo e as propriedades de seus elementos. Esta transformação ocorre em dois estágios, sendo o primeiro a determinação da classe de sistemas mecânicos na qual o modelo deve ser procurado, e o segundo a determinação do modelo na classe escolhida. É para este processo que Tregoubov defende a necessidade de se estabelecer uma teoria bem fundamentada. A identificação da classe de sistemas mecânicos em que o modelo será encaixado deve ser baseada em evidências experimentais. A teoria deverá informar ainda como determinar um conjunto de parâmetros para a estrutura e que informação experimental é necessária para determinar estes parâmetros.

Como ponto de partida para a elaboração desta teoria, o autor define algumas hipóteses necessárias para que um modelo seja fundamentado em informações objetivas e não na intuição. São elas: (1) o modelo deve ser linear elástico (pois seus parâmetros serão obtidos a partir de funções de transferência que, por definição, se aplicam a sistemas lineares), (2) o modelo mecânico deve ter uma estrutura em série, (3) o número de GDL deve ser igual ao número de picos característicos da magnitude da resposta em frequência, (4) o número de massas é igual ao de GDL, e (5) as massas são conectadas com um número mínimo de elementos deformáveis. Além disso, o modelo do corpo humano deve reproduzir os dados experimentais e os seus parâmetros devem ser únicos (unicidade da solução).

Tregoubov afirma que, se uma função de transferência experimental do corpo humano pode ser expressa, dentro da margem de erro desejada, através da razão de dois polinômios,

$$H(p) = \frac{\sum_{i=0}^n a_i p^i}{\sum_{i=0}^m d_i p^i}$$

onde  $n$  é o número de GDL,  $\alpha_0 = \delta_0$  e  $\alpha_1 = \delta_1$ , então existe um modelo mecânico daquele corpo humano dentro das hipóteses citadas acima.

A questão da unicidade da solução é analisada a partir do exemplo de um modelo de dois GDL, criado para descrever uma função de transferência com dois picos de ressonância. Para este caso, é demonstrado que existem dois conjuntos de parâmetros (ou seja, dois modelos diferentes) com a mesma função de transferência. Aplicados, por exemplo, ao cálculo de um

sistema de proteção contra a vibração, os modelos levam a resultados bem diferentes, o que indica a necessidade de se definir qual o modelo que corresponde ao corpo humano. Para tanto, são necessárias características experimentais adicionais do corpo humano. Para o sistema de 2 GDL, a medição da impedância mecânica é suficiente para garantir a unicidade da solução.

Além disso, a utilização dos dados de impedância mecânica permite modificar a hipótese (4), possibilitando a adição de uma massa ligada à base vibrante, e eliminar a hipótese (5), permitindo elementos deformáveis ligando uma massa a outras que não as vizinhas. Estas alterações aumentam as possibilidades de se reproduzir dados experimentais, e segue garantida a condição de unicidade da solução do caso de um modelo de 2 GDL.

Este trabalho de Tregoubov não define uma teoria completa de identificação de modelos biodinâmicos, mas é considerado pelo próprio autor um primeiro passo neste sentido.

Uma busca na literatura sobre este assunto revelará uma grande quantidade de modelos já publicada. Apesar disso, e como já foi destacado, é muito difícil encontrar modelos que possam ser considerados totalmente redundantes. Isso ocorre, principalmente, em função do pobre entendimento atual dos mecanismos associados ao comportamento dinâmico do corpo humano, o que leva a modelos aplicáveis a situações extremamente específicas.

Serão apresentados, nas próximas páginas, alguns exemplos de modelos biodinâmicos publicados. Os modelos serão divididos em dois tipos: modelos de parâmetros discretos e modelos de parâmetros distribuídos. Cho e Yoon (2001) afirmam que os modelos de parâmetros discretos representam o corpo humano por alguns corpos rígidos, molas e amortecedores. Em contrapartida, modelos de parâmetros distribuídos podem, por exemplo, representar a coluna vertebral através de uma estrutura em camadas, com elementos rígidos representando os corpos vertebrais, e elementos deformáveis representando os discos intervertebrais (elementos finitos). Pode-se dizer que os modelos de parâmetros discretos são os quantitativos ou fenomenológicos, enquanto os modelos que envolvem parâmetros distribuídos ou elementos finitos tentam aproximar a geometria do corpo e exigem que se conheçam as leis constitutivas do material, fazendo destes, modelos mecanicistas ou anatômicos.

### 2.3.1 Modelos de parâmetros discretos

Um estudo apresentado por Coermann em 1962 demonstrou que a resposta dinâmica do corpo humano desvia-se consideravelmente de uma massa rígida em frequências acima de 2 Hz (*apud* Boileau e Ralheja, 1998). Neste estudo, Coermann propôs o modelo de 1 GDL, ilustrado na Figura 2.21, para representar o movimento do corpo humano na direção vertical. O modelo possui rigidez ( $k$ ) de  $131181 \text{ N.m}^{-1}$ , índice de amortecimento ( $\zeta$ ) de 0,57 e massa ( $m$ ) de 83,72

kg, resultando em uma frequência natural de 6,3 Hz (*apud Wu et al.*, 1999). Este trabalho pioneiro de Coermann, que representa uma das primeiras tentativas de se desenvolver um modelo biodinâmico, é citado em muitos artigos atuais.

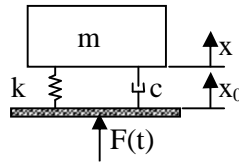


Figura 2.21 – Modelo de 1 GDL proposto por Coermann em 1962 (*apud Wu et al.* 1999).

Demić (1989) descreve o desenvolvimento de um modelo biodinâmico de 3 GDL para representar a impedância mecânica, no qual foram utilizados amortecimento linear e rigidez não linear. Seus objetivos estavam ligados aos processos de otimização computacional das características dinâmicas de veículos automotores, cuja intenção é atingir o maior nível de conforto possível. Para fazer o ajuste dos parâmetros do modelo, o autor pesquisou um grande número de dados experimentais publicados sobre impedância mecânica do corpo humano, e verificou que, na maioria, os dados são obtidos com excitação senoidal e com um pequeno número de pessoas, limitando as análises estatísticas e caracterizando a necessidade de estender as pesquisas experimentais.

A não linearidade da rigidez foi definida como a soma de um termo linear com o deslocamento a outro termo proporcional ao cubo do deslocamento. O autor diz que seus resultados foram melhores do que os obtidos com outros modelos publicados, tanto para fase quanto para magnitude.

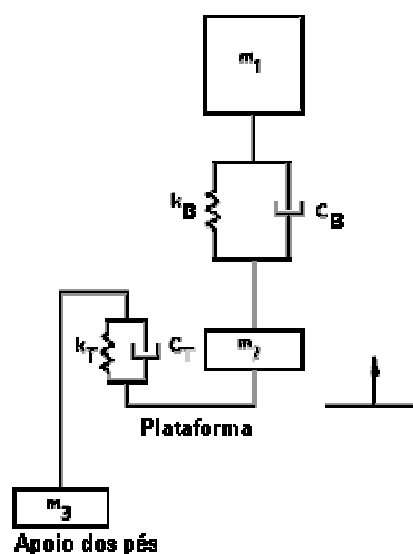


Figura 2.22 – Modelo apresentado por Fairley e Griffin (1989) para descrever os valores médios de massa aparente medidos em 60 pessoas.

Fairley e Griffin (1989) propõem um modelo para descrever os dados de massa aparente medidos por eles em 60 pessoas. O modelo de 3 GDL está ilustrado na Figura 2.22. A comparação do resultado obtido com o modelo com os dados experimentais foi ilustrada na Figura 2.9. O modelo foi ajustado aos dados experimentais minimizando a soma da diferença entre o valor médio quadrático da massa aparente medida e da calculada pelo modelo em cada frequência.

Wei e Griffin (1998) apresentam o desenvolvimento de modelos matemáticos de 1 e 2 GDL para a massa aparente do corpo humano sentado exposto à vibração. O desenvolvimento é feito com base em dados medidos anteriormente, e a dedução dos modelos é apresentada. Os autores defendem a idéia de que, no estágio atual do conhecimento sobre o movimento do corpo, não se pode justificar o desenvolvimento de modelos muito complexos. Sugerem que um modelo de 2 GDL é suficiente para descrever de forma geral o comportamento medido da massa aparente na faixa de frequência de 0 Hz até 20 Hz, pois os dados experimentais mostram somente duas ressonâncias nesta faixa.

Os valores dos parâmetros dos modelos foram definidos por ajuste às curvas experimentais, pelo método dos mínimos quadrados, com um algoritmo de otimização. Os ajustes foram feitos para a média dos dados experimentais e para os dados de cada indivíduo isoladamente. Foram feitos ajustes separadamente para dados de magnitude e de fase. Uma análise estatística dos modelos resultantes mostrou uma tendência de aumento da massa, rigidez e amortecimento com o aumento da idade nos homens.

Wei e Griffin sugerem que um modelo com mais de 2 GDL somente será necessário para explicar os movimentos do corpo responsáveis pelos valores experimentais de massa aparente e para prever transmissibilidades através do corpo. A maior vantagem do modelo de 2 GDL sobre o de 1 GDL é a representação da fase e do pico próximo da ressonância.

Boileau e Rakheja (1998) apresentam o desenvolvimento de um modelo cujo objetivo é caracterizar o comportamento do corpo de um motorista sentado, respondendo ao mesmo tempo a dados experimentais de transmissibilidade do assento à cabeça e de impedância mecânica. Para os dois parâmetros, o modelo deve responder tanto à magnitude quanto à fase. Uma revisão na literatura revelou carência de dados medidos nas condições específicas encontradas nesta atividade. Mesmo a norma ISO CD 5982 (1993), cuja intenção é definir a impedância mecânica e a transmissibilidade do corpo humano é, segundo os autores, baseada em dados com diversos tipos de postura.



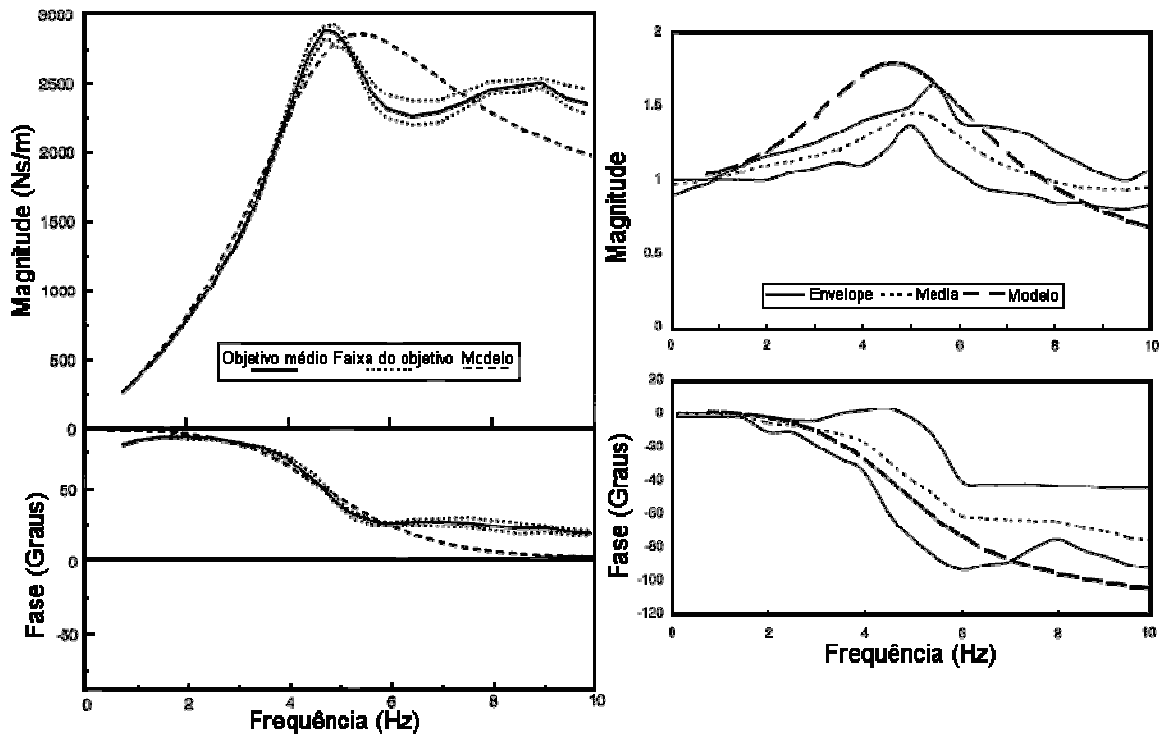


Figura 2.23 – Comparação entre os valores obtidos com um modelo e os definidos como objetivo para impedância mecânica e transmissibilidade por Boileau e Rakheja (1998).

Os dados de transmissibilidade utilizados foram retirados da literatura, porém foram realizados ensaios para obtenção de dados de impedância mecânica. Estes ensaios foram descritos na seção 2.2.3. Para o desenvolvimento do modelo, foi considerada a média de todos os experimentos realizados com a postura ereta sem apoio nas costas, com as mãos apoiadas no volante e pés apoiados no chão. Os resultados obtidos estão ilustrados na Figura 2.23.

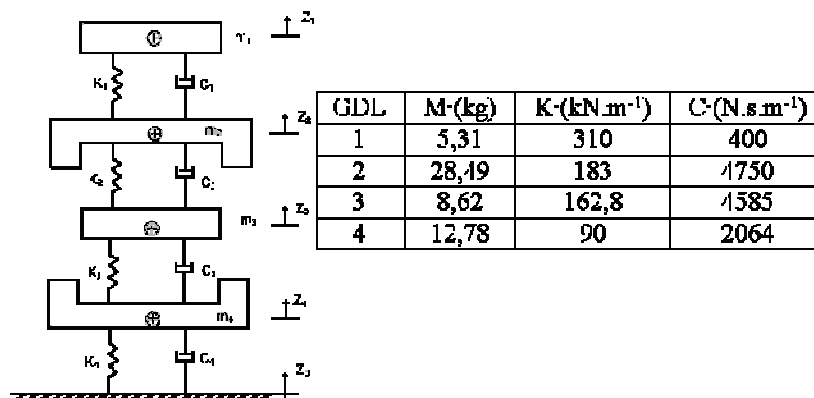


Figura 2.24 – Modelo proposto por Boileau e Rakheja (1998) e os parâmetros encontrados que melhor se ajustaram aos dados medidos.

Os parâmetros do modelo foram encontrados pela minimização da diferença da soma dos erros dos quatro parâmetros biomecânicos considerados (magnitude e fase da transmissibilidade e da impedância mecânica) entre o modelo e os dados experimentais. Foi utilizado o modelo linear com quatro GDL ilustrado na Figura 2.24. Foram impostas restrições (valores máximos e mínimos) para os valores dos parâmetros do modelo (massa, amortecimento e rigidez), obtidos a

partir de dados antropométricos publicados. Estas restrições significam que os autores relacionam cada GDL do modelo com uma determinada parte do corpo.

No processo de ajuste de curvas, a função objetivo (erro total) incluiu um fator de ponderação para cada um dos quatro termos da soma que compõe o erro total. Além disso, para cada uma das duas magnitudes, foi adicionado um fator de ponderação para ajustar o peso de uma determinada frequência. Os valores utilizados na ponderação deram maior importância para as magnitudes, além de corrigir a discrepância gerada pela diferença de escala entre as magnitudes de transmissibilidade e impedância mecânica. O modelo encontrado apresentou melhor concordância com os dados de impedância mecânica do que com os de transmissibilidade.

Smith (2000) desenvolveu um modelo de parâmetros discretos do corpo humano baseado em dados de impedância mecânica e transmissibilidade. O modelo tenta descrever as diferenças observadas no comportamento das variáveis biomecânicas medidas para pessoas com características físicas (como massa total do corpo) diferentes. Os dados de impedância mecânica foram utilizados para definir as principais frequências de ressonância do corpo, enquanto os dados de transmissibilidade foram utilizados para definir a ressonância e o acoplamento entre as regiões anatômicas representadas pelo modelo. Foram realizadas medições em várias partes do corpo (tórax, coluna, coxas e abaixo do joelho), de pessoas sentadas em um assento sem almofada e com dois tipos diferentes de almofadas. Os dados foram utilizados para aperfeiçoar um modelo de 5 GDL desenvolvido anteriormente.

O teste para este modelo foi feito ajustando-o para descrever o comportamento de duas pessoas, um homem de 75 kg e uma mulher com 56 kg, medidos com uma aceleração de  $0,59 \text{ m.s}^{-2}$  r.m.s. A maior evolução observada neste modelo em relação ao anterior foi uma melhor descrição do pico de transmissibilidade para o tórax e para a coluna. Os dados medidos sugerem um acoplamento complexo entre as estruturas anatômicas do corpo, o que somente poderá ser descrito com modelos mais evoluídos. As informações sobre o modelo não são apresentadas no artigo.

Rosen e Arcan (2003) apresentam um modelo biodinâmico desenvolvido para descrever a massa aparente de um ser humano sentado. O modelo de parâmetros discretos tem múltiplos GDL e modela as três direções (Figura 2.25). É composto por dois subsistemas, o primeiro para representar a massa aparente do corpo inteiro, e o segundo para representar a dinâmica local do conjunto pélvis/assento com interface almofadada.

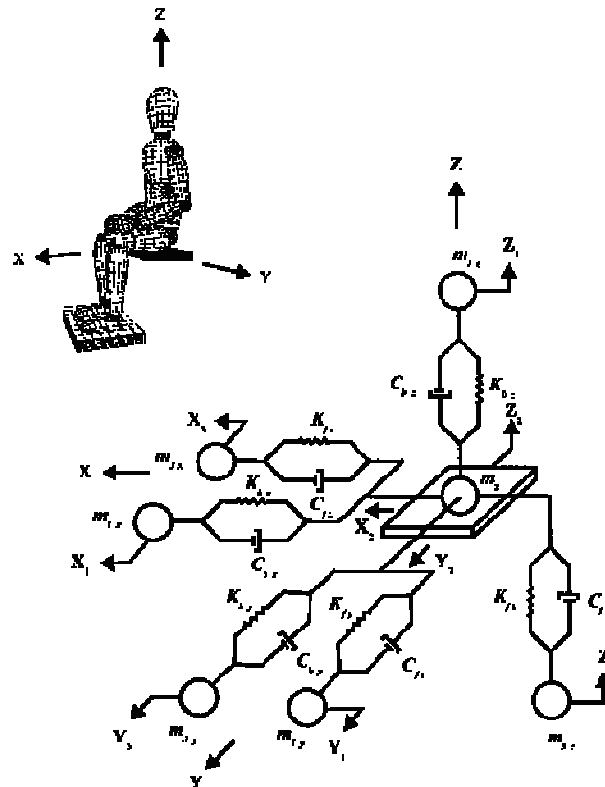


Figura 2.25 – Modelo de parâmetros discretos do corpo humano sentado com três eixos de vibração separados proposto por Rosen e Arcan (2003).

No processo de ajuste do modelo global aos dados experimentais, os valores das massas não foram alterados, e o ajuste foi feito apenas para os valores de rigidez e amortecimento. Para desenvolver o modelo local, foi feita uma medição da distribuição de pressão na interface entre um ser humano sentado e um assento rígido. A área de contato foi modelada com elementos de molas em paralelo com amortecedores, tanto para o tecido humano quanto para a almofada do assento. A modelagem foi feita de maneira a não permitir tração nos elementos, apenas compressão.

Kubo *et al.* (2001) apresentam o desenvolvimento de um modelo cuja intenção é ser capaz de reproduzir as reações físicas, psicológicas e fisiológicas de um ser humano sentado exposto a vibrações externas, classificado pelos autores como um modelo sintético do corpo humano. O comportamento físico foi medido pela transmissibilidade do assento para alguns pontos do corpo. As reações fisiológicas foram medidas pela frequência cardíaca, pressão sanguínea, taxa de respiração e quantidade de secreção de saliva. Os efeitos psicológicos foram medidos por um questionário sobre sensações ligadas ao cansaço.

Os experimentos foram realizados com excitação em frequências discretas (2, 5, 8, 11, 14, 17 e 20 Hz) com intensidade de  $0,69 \text{ m.s}^{-2}$  em períodos de 10 min. As relações entre os diferentes tipos de reação foram feitas por uma análise de regressão múltipla. A frequência cardíaca, a pressão sanguínea e a taxa de respiração aumentaram com a aplicação de uma

vibração a 5 Hz. A quantidade de secreção de saliva diminuiu nesta frequência. As reações psicológicas relacionadas ao cansaço também foram mais evidenciadas com excitação na frequência de 5 Hz.

O objetivo do modelo sintético é prever as reações físicas em um determinado ambiente vibratório e utilizar os resultados nas curvas de regressão traçadas para prever as reações fisiológicas e psicológicas do ser humano. Para tanto, foi desenvolvido um modelo mecânico bidirecional do corpo humano ilustrado na Figura 2.26, composto por massas rígidas distribuídas (representando as partes do corpo), unidas por rótulas ou elementos de rigidez e amortecimento.

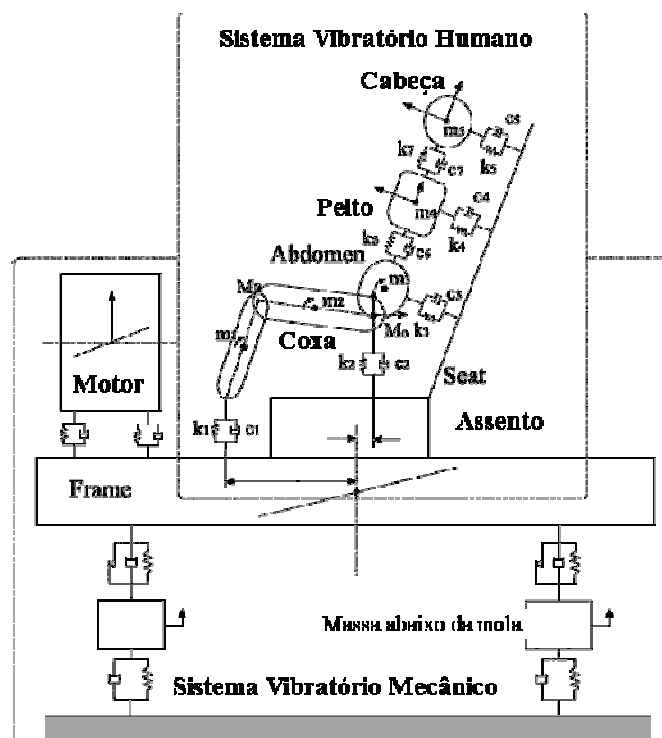


Figura 2.26 – Modelo do corpo humano sobre um automóvel, proposto por Kubo *et al.* (2001).

A determinação dos parâmetros do modelo foi feita por ajuste aos dados experimentais. Os autores apresentam um conjunto de parâmetros para cada frequência de excitação. Aparentemente, isso limita muito a aplicação do modelo, mas os autores sugerem que ele pode ser utilizado para determinar o comportamento ótimo da suspensão de um veículo para as reações psicológicas e fisiológicas do ser humano.

Cho e Yoon (2001) apresentam quatro modelos desenvolvidos a partir de dados de transmissibilidade. Destes, três são de parâmetros discretos unidirecionais, com 1, 2 e 3 GDL. O quarto modelo proposto também é de parâmetros discretos, porém é bidirecional (eixos z e x). Este modelo é constituído por três massas e tem 9 GDL (6 translações e 3 rotações).

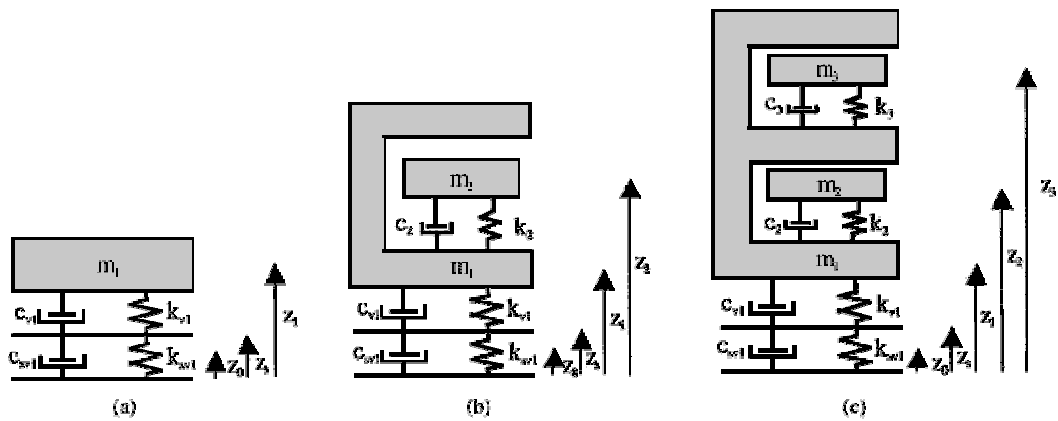


Figura 2.27 – Modelos unidirecionais de 1, 2 e 3 GDL do sistema assento-corpo humano propostos por Cho e Yoon (2001)

Os modelos unidirecionais estão representados na Figura 2.27, e o modelo bidirecional é ilustrado na Figura 2.28. Além dos dados de transmissibilidade (ver seção 2.2.1), o desenvolvimento do modelo bidirecional exigiu a determinação dos pontos de apoio e uma estimativa da posição das juntas entre as massas rígidas. A determinação do comportamento dinâmico do assento foi feita separadamente.

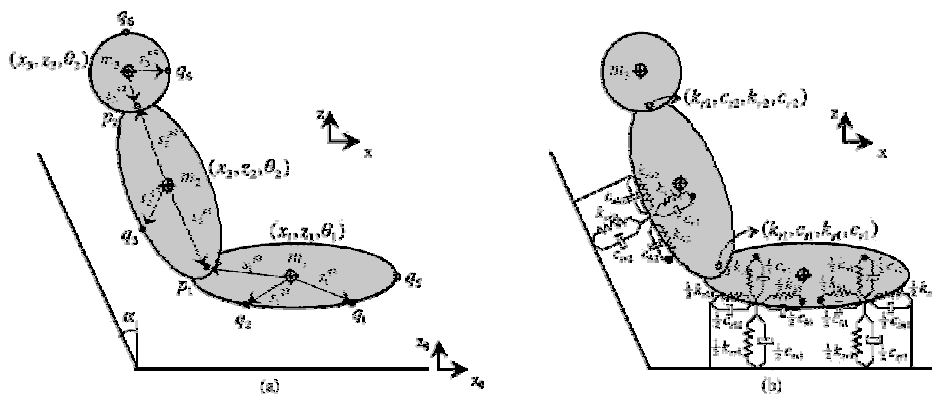


Figura 2.28 – Modelo bidirecional de 9 GDL do sistema assento-corpo humano proposto por Cho e Yoon (2001).

O valor de cada massa dos modelos foi definido a partir de dados antropométricos. Todos os demais parâmetros dos modelos foram encontrados por um processo de identificação de parâmetros, no qual foi minimizada a diferença entre as curvas de resposta dos modelos e as três curvas de transmissibilidade definidas a partir dos dados experimentais. A única restrição imposta aos parâmetros de rigidez e amortecimento foi a de terem valores positivos. O processo de identificação de parâmetros foi realizado com o uso de um algoritmo genético.

Matsumoto e Griffin (2003) apresentam o desenvolvimento de modelos para descrever a massa aparente de pessoas em pé expostas à vibração. Os autores partem de alguns modelos apresentados anteriormente e apresentam outros novos, todos com um ou dois GDL, e utilizam

técnicas de identificação de parâmetros para definir o modelo. Todos os modelos utilizados estão ilustrados na Figura 2.29.

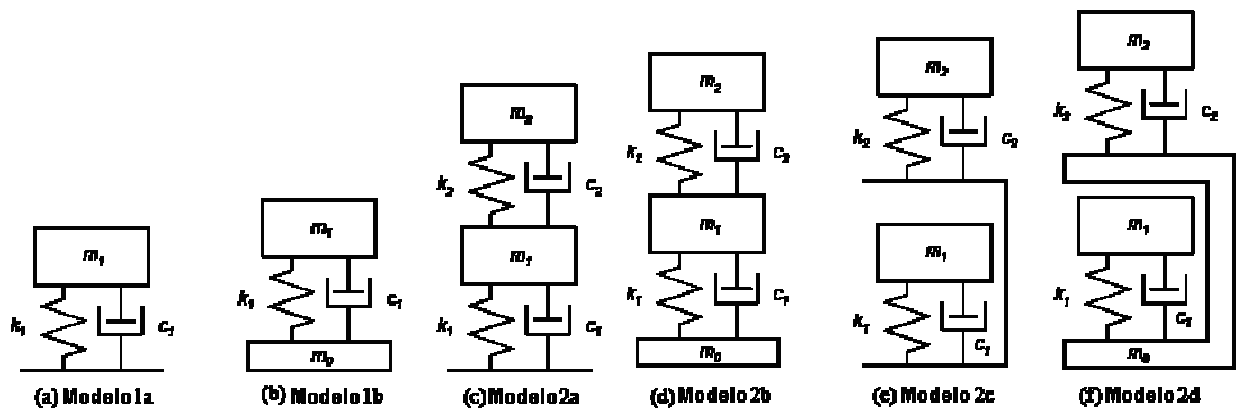


Figura 2.29 – Modelos de um e dois GDL desenvolvidos por Matsumoto e Griffin (2003).

A faixa de frequências estudada foi entre 0,5 e 30 Hz, mas a identificação de parâmetros levou em conta até 20 Hz, pois nesta faixa estão as duas possíveis ressonâncias identificadas nos dados experimentais. Alguns dos modelos testados tinham uma massa no ponto de aplicação da excitação, mas o processo de identificação de parâmetros tende a eliminar esta massa.

Os modelos de 2 GDL aproximaram melhor os dados experimentais (médias de todas as medições). Os parâmetros do modelo foram normalizados, sendo divididos pela massa, de forma que o modelo para cada indivíduo é obtido multiplicando-se os parâmetros pela sua massa.

Um outro processo de identificação de parâmetros foi feito para os dados experimentais de cada indivíduo separadamente. Estes dois estudos foram feitos para uma única amplitude de vibração em uma postura normal.

Um novo estudo explorou, utilizando os modelos que apresentaram melhor desempenho, o efeito de não linearidade caracterizado pela diminuição de frequência de ressonância com o aumento da magnitude de vibração. Os resultados mostraram uma tendência para a diminuição da rigidez dos modelos com o aumento da magnitude de vibração. O amortecimento e a massa apresentaram também alguma variação, porém de menor importância. O efeito da postura também foi testado. Para os dados medidos com as pernas flexionadas, os modelos não conseguiram descrever os dados experimentais tão bem quanto para a postura normal. Para dados medidos com o corpo sustentado por uma perna apenas, os resultados foram melhores. Os modelos de 2 GDL mostraram resultados melhores, conforme esperado. Os modelos com massa na base tiveram um desempenho nitidamente inferior, em especial para os dados da fase.

Boileau *et al.* (2002) desenvolveram um modelo unidirecional de 3 GDL cujo objetivo principal foi permitir a adaptação da massa total do corpo para descrever corretamente a impedância mecânica de pessoas com massas diferentes. Uma aplicação para este modelo seria

em testes de vibrações em assentos. Os parâmetros do modelo foram inicialmente ajustados para descrever os valores idealizados de transmissibilidade do assento à cabeça e massa aparente da norma ISO/DIS 5982:2000. Os valores da norma são referentes a um peso médio de 75 kg, dos quais 73 % (54,8 kg), aproximadamente, são sustentados pelo assento. No processo de ajuste de curvas, a massa total do modelo foi fixada dentro de uma faixa correspondente a  $\pm 4\%$  deste valor. Fora esta, a única restrição imposta aos valores dos parâmetros do modelo (incluindo cada uma das massas individualmente) foi a de que seus valores deveriam ser maiores do que zero.

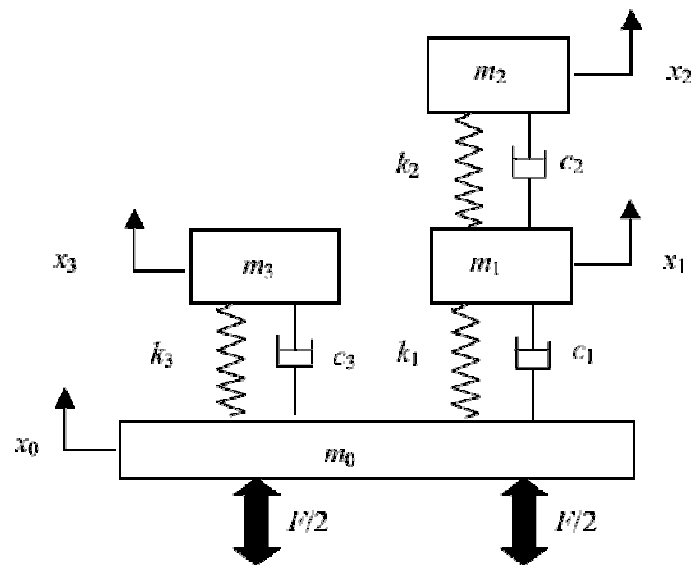


Figura 2.30 – Modelo desenvolvido por Boileau *et al.* (2002), definido para representar os dados de impedância mecânica de pessoas sentadas da norma ISO/DIS 5982:2000.

O modelo encontrado, ilustrado na Figura 2.30, foi utilizado como base para o desenvolvimento do modelo adaptável, capaz de descrever corretamente as funções biodinâmicas de ponto de entrada (massa aparente e impedância mecânica) de pessoas com massas diferentes. Uma análise da influência de cada parâmetro do modelo na sua resposta dinâmica levou os autores a fazerem a adaptação do modelo através apenas da mudança da massa  $m_3$ .

A resposta do modelo representando pessoas com massa de 55 kg e 90 kg foi comparada com as curvas da norma ISO/DIS 5982:2000, e o modelo permaneceu dentro da faixa de valores idealizados pela norma (observa-se que a alteração da massa  $m_3$  não altera os resultados do modelo para a transmissibilidade, uma vez que a cabeça é representada pela massa  $m_2$ ). A principal restrição reportada pelos autores para a validação do modelo foi a falta de dados experimentais obtidos nas condições estabelecidas.

### 2.3.2 Modelos de parâmetros distribuídos

Podem ser encontrados na literatura modelos de elementos finitos desenvolvidos para descrever o comportamento mecânico do corpo humano como um todo ou de partes específicas do corpo. Destes últimos, os mais frequentes são os que envolvem alguma parte da coluna vertebral. 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, existe muita dificuldade envolvendo a determinação destas propriedades, além de existir uma grande variabilidade entre pessoas diferentes.

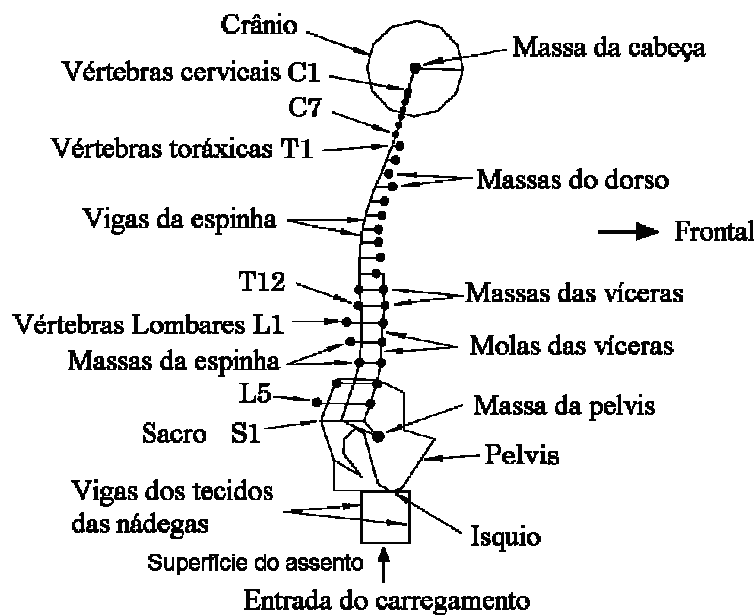


Figura 2.31 – Modelo de elementos finitos da parte superior do corpo humano proposto por Kitazaki e Griffin (1997).

Kitazaki e Griffin (1997) apresentam o desenvolvimento de um modelo bidimensional, no plano sagital, de elementos finitos do corpo humano sentado. Foi utilizado como ponto de partida um modelo anterior, adaptado para tentar descrever os modos de vibração da parte superior do corpo, medidos e publicados por Kitazaki e Griffin (1998), na faixa de frequências até 10 Hz. Além disso, o modelo deveria representar outros dados biomecânicos retirados da bibliografia.

O modelo, ilustrado na Figura 2.31, permitiu identificar sete modos de vibração na faixa considerada, que apresentaram boa concordância com os obtidos experimentalmente. Modos acima de 10 Hz não foram considerados por não haver informações experimentais suficientes para sua validação.

A mudança na frequência do principal modo de vibração desta parte do corpo, observada quando a postura do corpo é alterada (ereto, normal e curvado), foi obtida com o modelo



mudando-se as propriedades do tecido das nádegas. Isto sustenta a hipótese de que, na alteração da postura, muda a área de contato das nádegas e da coxa com o assento, fazendo com que não-linearidades nas propriedades dos tecidos destas partes do corpo mudem a frequência do movimento. O modelo sugere que o principal modo de vibração do corpo humano sentado seja um movimento de corpo inteiro, com movimentação da pélvis no sentido vertical e horizontal (para frente e para trás).

Pankoke *et al.* (1998) apresentam um modelo de elementos finitos bidimensional (plano sagital) cujo objetivo é estimar as forças que agem na parte baixa da coluna lombar quando o corpo humano sentado é exposto à vibração aplicada no assento. O modelo apresenta um maior detalhamento na discretização da região das três vértebras inferiores da coluna lombar, e representa o resto do corpo com poucos graus de liberdade (Figura 2.32). Os corpos vertebrais são tratados como elementos rígidos, ligados por elementos elásticos lineares, representando os discos intervertebrais. As molas que ligam os corpos vertebrais adjacentes têm rigidez nas duas direções consideradas (plano sagital). O amortecimento (dissipação de energia) é representado determinando-se uma taxa de amortecimento modal aos autovalores calculados. Estas taxas são definidas por identificação de parâmetros a partir de dados de transmissibilidade e impedância.

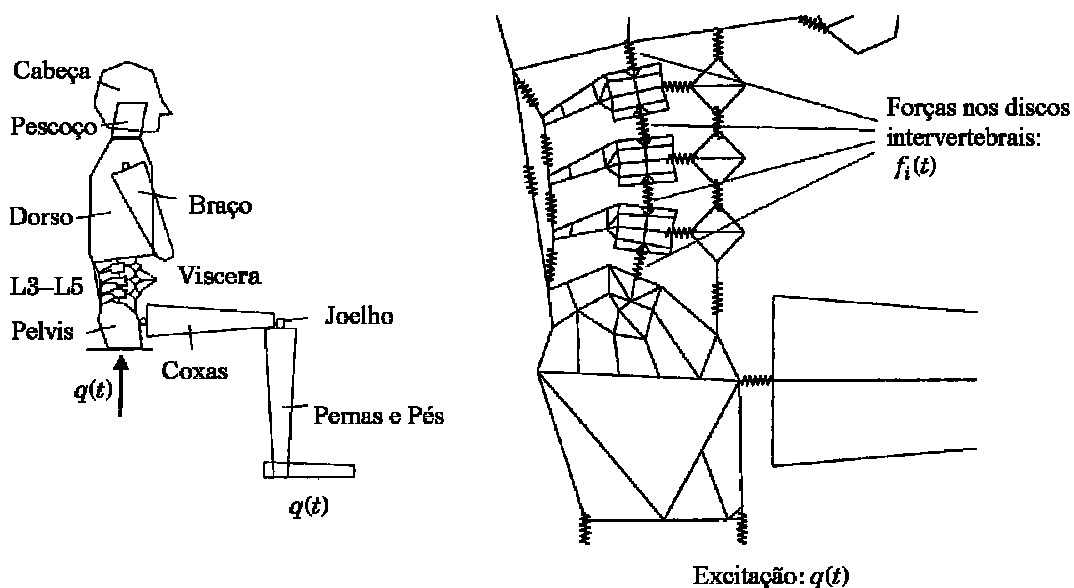


Figura 2.32 – Representação do modelo proposto por Pankoke *et al.* (1998), com destaque para o detalhamento da região lombar.

Os parâmetros do modelo foram retirados parte de dados antropométricos em literatura e parte por ajuste a comportamentos biomecânicos medidos. O modelo é ajustável para diferentes alturas, massas e posturas do corpo. Como o modelo é linear, o cálculo da força agindo nas vértebras é feito pela soma da força estática e da força dinâmica calculadas separadamente. Os autores afirmam que a validação do modelo mostrou boa concordância com parâmetros

biomecânicos (transmissibilidade e impedância mecânica) para baixas frequências ( $<5$  Hz), e que o cálculo da força no ponto de entrada de vibração (assento) mostrou grande semelhança, no domínio do tempo, com os valores experimentais. Isto, segundo os autores, mostra que a maior parte da energia do sinal de entrada está em baixas frequências, aonde o modelo mostra boa resposta para os parâmetros biomecânicos.

Pankoke *et al.* (1998) sugerem alguns caminhos para o aperfeiçoamento do modelo, como uma descrição mais detalhada da musculatura e dos ligamentos da região lombar, a expansão do modelo para três dimensões, aplicação de excitações diferentes em partes diferentes do corpo e detalhamento de um segmento maior da coluna.

Pankoke *et al.* (2001) apresentam outro modelo, mais complexo, cujo objetivo continua sendo estimar as forças que atuam na coluna vertebral de pessoas expostas à vibração a partir de dados experimentais obtidos de medições externas. A importância do desenvolvimento deste tipo de modelo é associada à dificuldade de se realizar medições diretas de esforços e deformações da estrutura interna do corpo. O modelo apresentado é classificado como anatômico, e está ilustrado na Figura 2.33.

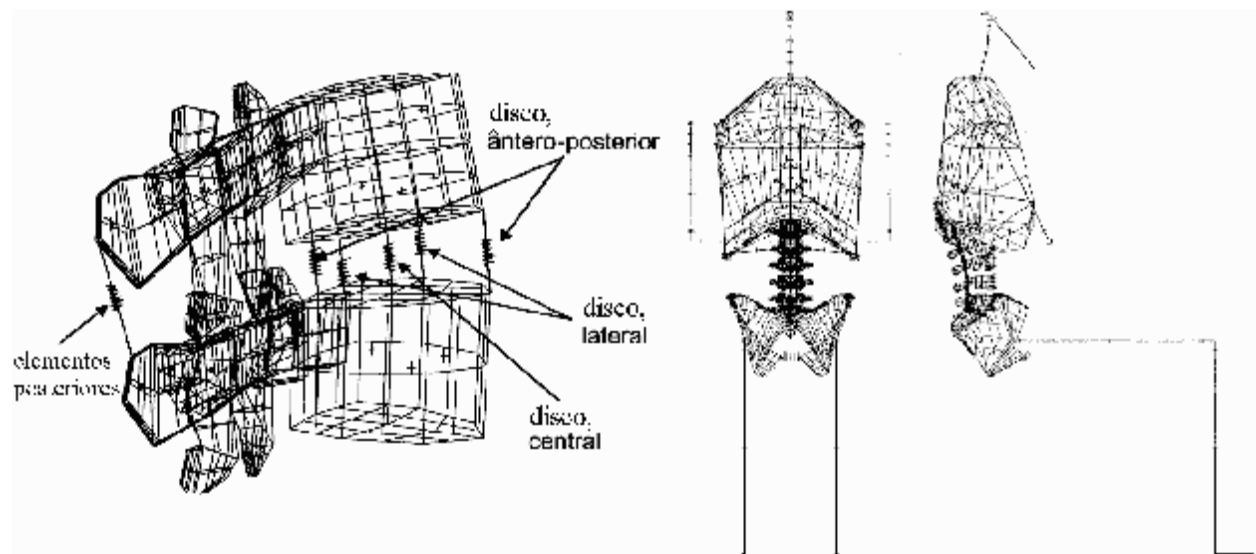


Figura 2.33 – Representação completa (à direita) e detalhamento da região da coluna lombar (esquerda) do modelo apresentado por Pankoke *et al.* (2001).

Este modelo é resultado de simplificações feitas em um modelo proposto anteriormente, cujos objetivos estavam associados à pesquisa, mas não a aplicações gerais. A simplificação foi feita para viabilizar o tempo de processamento, através da redução do número de elementos e da linearização. No modelo simplificado, por limitações do software, não foi possível colocar a dissipação local de energia. O modelo permite ajustes de escala (geometria e massa) para simular casos individuais.

Um obstáculo citado para o desenvolvimento deste tipo de modelo é a dificuldade da verificação dos resultados, que deve ser feita a partir de dados obtidos com medições na superfície do corpo (pele). Foi desenvolvida, ainda, uma técnica para estimar o movimento no osso a partir de dados obtidos com sensores fixados na pele, a qual difere da proposta por Kitazaki e Griffin (1995), principalmente, por utilizar um modelo com mais de um GDL para representar o sistema local formado pelo acelerômetro e os tecidos entre o osso e o sensor. O argumento apresentado para justificar a necessidade de um novo método é o de que o modelo anterior parecia ser efetivo apenas em frequências abaixo da primeira ressonância do corpo humano.

Os autores comparam o desempenho do modelo simplificado com o do modelo original, e concluem que, apesar da semelhança dos resultados, o modelo linearizado não pode ser utilizado para faixas largas de intensidades de excitação, e que seria importante modelar os efeitos dissipativos. É destacada ainda a importância da experiência do pesquisador para a correta interpretação dos resultados obtidos com modelos.

### 3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

#### 3.1 Medidas de magnitude da vibração na biodinâmica

A vibração é um movimento oscilatório que pode ser quantificado de várias formas. Uma das questões ainda discutidas na biodinâmica é qual a medida de magnitude da vibração mais adequada para descrever as relações entre uma determinada exposição e o seu efeito no corpo humano.

Os fenômenos físicos utilizados em engenharia são normalmente descritos em termos de uma amplitude em função do tempo, ou um histórico do fenômeno (Bendat e Piersol, 1980). No caso de trabalhos com vibração no corpo humano, as quantidades físicas mais utilizadas são força e aceleração.

Serão apresentadas, a seguir, as formas utilizadas atualmente para quantificar a vibração no corpo humano, e algumas definições básicas pertinentes ao tema. Neste trabalho, a aquisição e análise de sinais serão feitas em computadores. Em função disso, as definições apresentadas estarão todas na forma aplicável a sinais discretizados.

As medidas mais básicas de um sinal no tempo são a sua média, defina como

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (1)$$

e o seu desvio padrão

$$s = \left[ \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 \right]^{1/2} \quad (2)$$

Estas definições se aplicam a um sinal discretizado com N amostras, sendo  $x_i$  o valor de cada uma delas,  $i$  variando entre 1 e N. Outra característica de um sinal muito utilizada no tratamento de dados biodinâmicos é a autocorrelação

$$R_{xx}(r\Delta t) = \frac{1}{N-r} \sum_{i=1}^{N-r} x_i x_{i+r} \quad (3)$$

onde  $r$  varia de zero até N-1, e  $\Delta t$  é o intervalo de tempo entre duas amostras. Uma forma de interpretar a autocorrelação é como uma medida do quanto os eventos representados pelo sinal que ocorrem em um instante  $t$  estão correlacionados com os que ocorrem no instante  $r\Delta t$  posterior. Também é utilizada em biodinâmica a correlação entre dois sinais diferentes, conhecida como correlação cruzada

$$R_{xy}(r\Delta t) = \frac{1}{N-r} \sum_{i=1}^{N-r} x_i y_{i+r} \quad (4)$$

Uma das medidas de magnitude de um sinal mais utilizadas em análise de vibrações e em biodinâmica é o seu valor r.m.s. (sigla de *root mean square*, ou raiz da média quadrática), dado por

$$r.m.s. = \left( \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2 \right)^{1/2} \quad (5)$$

Muitos dos métodos de avaliação de exposição à vibração propostos em normas são baseados no valor r.m.s. da vibração medida. Um assunto muito discutido em biodinâmica é a validade de métodos de avaliação de vibrações baseados no valor r.m.s. do sinal. Uma razão disso é que picos de alta magnitude e de curta duração podem ter pouca influência no valor r.m.s. do sinal, mas, ao mesmo tempo, ser muito nocivos ao corpo humano. Uma tentativa de levar em conta o efeito destes picos é a utilização de métodos de quarta potência, como a r.m.q. (root mean quad), definida como:

$$r.m.q. = \left( \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^4 \right)^{1/4} \quad (6)$$

A utilização da quarta potência dá maior peso aos picos de alta magnitude, mesmo que eles tenham curta duração. A recém publicada norma ISO 2631-5 (2004) vai além, e apresenta uma medida de magnitude de vibração semelhante ao r.m.q., porém utilizando a raiz sexta da média dos valores elevados à sexta potência.

Os valores médios como o r.m.s. e o r.m.q. não levam em conta o efeito do tempo de exposição, variável fundamental na avaliação do efeito da exposição de uma pessoa à vibração. A introdução desta variável diretamente na medida de intensidade da vibração levou à criação do conceito de dose. Uma das formas deste conceito é o valor dose de vibração, ou VDV, calculado por

$$VDV = \left( \frac{T_s}{N} \sum_{i=1}^N x_i^4 \right)^{1/4} \quad (7)$$

onde  $T_s$  é o tempo de exposição em segundos.

Como a presença de picos de aceleração pode influenciar significativamente no efeito que a exposição à vibração pode ter sobre o corpo humano, uma característica importante dos sinais de vibração para a biodinâmica é o fator de pico

$$F_p = \frac{x_{\max}}{RMS} \quad (8)$$

onde  $x_{\max}$  é o maior valor sinal em questão. O fator de pico é utilizado, por exemplo, nas normas de exposição à vibração ISO 2631 (1997) e BS 6841 (1987), como critério para definir se a

avaliação da severidade da vibração pode ser feita somente com critérios baseados no valor r.m.s. ou se alguma avaliação adicional é necessária.

Um outro exemplo de aplicação para o fator de pico é encontrado na norma BS 6841, que permite estimar o VDV a partir do valor r.m.s., desde que o fator de pico não ultrapasse 6,0. Neste caso, o valor dose de vibração estimado eVDV é calculado como

$$eVDV = [(1,4 \times a)^4 \times b]^{\frac{1}{4}} \quad (9)$$

onde  $a$  é o valor r.m.s. ( $\text{m.s}^{-2}$ ) e  $b$  é a duração da exposição (em segundos).

Outra medida de magnitude da vibração utilizada na norma ISO 2631 (1997) é o máximo valor de vibração transiente MTVV, definido como

$$MTVV = \max[a_w(t_0)] \quad (10)$$

i.e, o valor máximo de  $a_w(t_0)$  do sinal medido, cuja definição é

$$a_w(t_0) = \left\{ \frac{1}{t} \int_{t_0-t}^{t_0} [a_w(t)]^2 dt \right\}^{\frac{1}{2}} \quad (11)$$

onde  $a_w(t)$  é a aceleração ponderada (ver item 3.4) e  $t$  é o tempo de integração, cujo valor recomendado na norma é 1 segundo (equivalente a constante de tempo lenta nos medidores de nível sonoro).

O DRI (sigla para a expressão em inglês de Índice de Resposta Dinâmica), foi um modelo desenvolvido para avaliar a severidade de um impacto, como o que ocorre em um piloto durante a ejeção de um assento de avião. O modelo de 1 GDL é definido de forma a ter uma frequência natural de 8,4 Hz e um índice de amortecimento de 0,224, e tem o objetivo de estimar a força máxima que age sobre a coluna para um determinado sinal de entrada.

As medidas de magnitude de vibração apresentadas até agora não permitem avaliar uma das características mais importantes da vibração para a biodinâmica, que é a sua frequência ou o seu conteúdo espectral. A sensibilidade humana à vibração é altamente dependente das frequências que estão presentes no movimento. Por esta razão, a avaliação do efeito da vibração sobre o corpo humano deve passar por uma análise do seu conteúdo espectral.

A ferramenta básica de análise espectral computacional é a transformada rápida de Fourier, conhecida por sua sigla em inglês FFT. Existe uma ferramenta mais recente de análise espectral denominada ondaletas (ou *wavelets*), cuja aplicação em biomecânica ainda não foi explorada. A FFT é um algoritmo de computador que calcula rapidamente, de forma indireta, a Transformada Discreta de Fourier, definida como

$$X(f, T) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n\Delta t) e^{-j2\pi n\Delta t} \quad (12)$$

onde  $f$  é a frequência e  $T$  é o período do sinal. O resultado é a decomposição de um sinal em seu conteúdo espectral (magnitude e fase). A utilização do sinal no domínio da frequência facilita a aplicação de filtros e curvas de ponderação em sinais digitalizados.

Outra forma de expressar o conteúdo espectral de um sinal é a densidade espectral de potência (DEP). Esta função apresenta o conteúdo espectral do sinal em termos da densidade espectral de seu valor quadrático médio (Bendat e Piersol, 1971). A DEP de um sinal é definida de forma que a sua integral entre duas frequências seja igual ao valor quadrático médio do sinal no tempo entre aquelas duas frequências. Uma das formas de se obter a DEP de um sinal é através da transformada de Fourier da função autocorrelação. Outra maneira de se encontrar a DEP é multiplicar a FFT do sinal pelo conjugado complexo da FFT do mesmo sinal.

### 3.2 Medições para biodinâmica de pessoas sentadas

A pesquisa na área da biodinâmica envolve basicamente dois tipos de medição no corpo humano. Um deles é a determinação das propriedades mecânicas dos tecidos que compõem o corpo humano (ossos, músculos, pele, tendões, etc...). Este tipo de medição é de extrema complexidade, tanto no que diz respeito à questão técnica quanto em assuntos éticos, e não será discutido em detalhes, pois não faz parte do escopo deste trabalho.

O outro tipo de medição envolve a determinação do comportamento do corpo ou de partes do corpo quando sob o efeito de vibrações mecânicas, através da medição de grandezas relacionadas ao movimento, como força e aceleração, em um ou mais locais do corpo. Uma parte importante deste trabalho envolve este tipo de medição, que será discutido nas próximas páginas.

Os cálculos da impedância mecânica, da massa aparente e da potência absorvida envolvem a medição da força e da aceleração no ponto de entrada da vibração (normalmente, no cálculo de impedância mecânica e de potência absorvida, a velocidade é obtida a partir da integração de um sinal de aceleração). Para pessoas sentadas, o principal ponto de entrada de vibração é o assento, e é necessário medir a aceleração na interface entre o assento e a pessoa. Para que a medição seja confiável, é necessário garantir que o sensor se mova com a interface e não altere as propriedades dinâmicas do assento ou do corpo humano.

Em muitos trabalhos sobre parâmetros biodinâmicos de pessoas sentadas, são utilizados assentos rígidos, normalmente uma placa plana de madeira ou metal. Neste caso, o acelerômetro pode ser fixado diretamente na placa, próximo ao ponto de apoio do corpo. Porém, quando a interface entre a pessoa e o assento é uma espuma ou uma borracha, as características deste material podem permitir que o movimento do acelerômetro seja diferente do movimento do corpo, resultando em dados que não representam o que se quer medir.

Nestes casos, normalmente é utilizada uma entre duas soluções propostas na década de 1970. Uma delas, apresentada pela SAE em 1974, é uma base circular semi-rígida com uma cavidade central com espaço para um acelerômetro (Figura 3.1 - a). A outra solução consiste em uma base rígida com a parte superior plana. A parte inferior tem um contorno que tenta comprimir o assento da forma similar às nádegas humanas (Figura 3.1 - b). Esta ferramenta foi proposta por Whitham e Griffin em 1977 (*apud* Griffin, 1990).

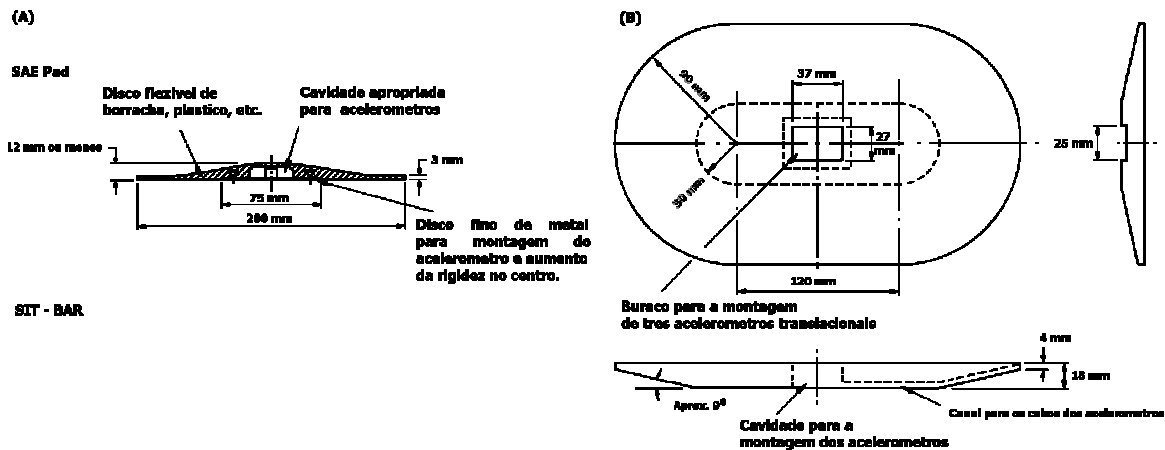


Figura 3.1 – Dispositivos utilizados para medição de aceleração na interface entre o assento e a pessoa. Adaptado de Griffin (1990).

Para as medições de força, embora existam casos de sensores colocados diretamente em contato com a pessoa (p. ex., Kitazaki e Griffin, 1998), normalmente é utilizada uma célula de carga posicionada abaixo do assento. Neste caso, o valor que a célula de carga vai medir não será apenas a força transmitida para a pessoa, mas também a necessária para mover o assento. O efeito da massa do assento deve ser removido da força medida com a célula de carga. Se, na faixa de frequências de interesse para o estudo, o assento se comportar como uma massa rígida, o efeito desta massa poderá ser removido com uma técnica chamada de cancelamento de massa.

A massa aparente de um assento rígido é igual à massa estática deste assento. Portanto, a correção para se obter a massa aparente da pessoa pode ser feita subtraindo-se da massa aparente total (pessoa e assento), a massa do assento ou a massa aparente medida do assento sem a pessoa (Matsumoto e Griffin, 1998). No caso da impedância mecânica, o cancelamento de massa é feito por compensação vetorial (Holmlund e Lundström, 1998), pois a impedância mecânica de uma massa rígida não é constante, mas é função linear da frequência. Para o cálculo da potência absorvida, Mansfield e Griffin (1998) argumentam que, se o assento é considerado rígido, não é necessário realizar qualquer correção, pois uma massa rígida não absorve energia. Já Lundström e Holmlund (1998) corrigiram o valor da força medida na célula de carga ( $F_m(t)$ ) através da equação

$$F(t) = F_m(t) - m.a(t) \quad (13)$$



mesmo tendo utilizado um assento rígido. Na equação,  $m$  é a massa do assento e  $a(t)$  é a aceleração medida no assento.

Caso a parte do assento suportada pela célula de carga não possa ser considerada uma massa rígida para o experimento em questão, a técnica tradicional de cancelamento de massa não pode ser utilizada. Donati e Bonthoux (1983), apresentam um método para eliminar o efeito de um assento não rígido no cálculo da impedância mecânica e da potência absorvida de uma pessoa sentada. O método de quatro pólos assume que o assento é um sistema linear com as características mecânicas internas desconhecidas. Se  $F_0$  e  $F$  forem as forças, respectivamente, na interface entre o sensor de força e o assento e na interface entre o assento e a pessoa, e  $\dot{x}_0$  e  $\dot{x}$  os valores das velocidades nos mesmos locais, pode-se escrever

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_0 \\ \dot{x} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A(f) & B(f) \\ C(f) & -D(f) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_0 \\ F \end{bmatrix} \quad (14)$$

de onde sai que

$$\dot{x} = C(f)F_0 - D(f)F \quad (15)$$

Se forem feitas medições sem carga no assento, então  $F=0$  e  $C(f)$  pode ser calculado (observa-se que  $C(f)$  será o inverso do valor da impedância mecânica do assento). Colocando-se uma massa rígida  $M$  conhecida no assento, resulta que  $F=Mj\omega\dot{x}$ . Realizando-se novas medições com esta massa, uma vez que  $C(f)$  já foi calculado, é possível utilizar a mesma equação para calcular  $D(f)$ . Assim, pode-se estimar a força na interface entre a pessoa e o assento por

$$F = \frac{C(f)F_0 - \dot{x}}{D(f)} \quad (16)$$

Todo o procedimento exige apenas a medição da força na base do assento e da velocidade na interface entre o assento e a pessoa. Uma vez conhecida a força na interface entre o assento e a pessoa, todos os parâmetros que dependem dela (impedância mecânica, potência absorvida e massa aparente) podem ser calculados. (É interessante lembrar que, em geral, a velocidade utilizada em trabalhos com biodinâmica é obtida a partir da integração de um sinal de aceleração. Assim, os dados necessários para o cálculo da massa aparente também já estarão disponíveis.).

O cálculo da transmissibilidade envolve a medição da aceleração em dois ou mais pontos diferentes do corpo. Em biodinâmica de pessoas sentadas, é muito comum que um dos pontos seja o assento (local da entrada da vibração no corpo). A colocação do acelerômetro é feita da mesma forma que a descrita para os cálculos de massa aparente, impedância mecânica e potência absorvida. A colocação de acelerômetros em outras partes do corpo exige uma discussão adicional, que será apresentada a seguir.

A estrutura óssea é a principal via de transmissão do movimento entre as partes do corpo. Já foram referidos os problemas de saúde ocupacional relacionados à região lombar da coluna vertebral. É altamente desejável, do ponto de vista de estudos patológicos, conhecer as forças e as deformações que acontecem diretamente nos ossos. Porém, a colocação de sensores diretamente na estrutura óssea é um procedimento invasivo, e constitui um problema ético, sendo inclusive proibido em muitos países. Além disso, exigiria um procedimento cirúrgico com uso de anestesia local, e existem questionamentos a respeito do efeito da anestesia no comportamento dos tecidos, em especial na atividade muscular, e as conseqüências disto nos valores medidos desta forma.

Os dentes são a única parte rígida do corpo ligada diretamente à estrutura óssea que pode ser acessada sem um procedimento invasivo. Esta possibilidade é muito explorada por pesquisadores da área para definir a transmissibilidade do assento à cabeça. As medições são feitas através de um dispositivo conhecido como *bite-bar*, ilustrado na Figura 3.2. Este dispositivo permite medir o movimento da cabeça em seis eixos (três translações e três rotações).

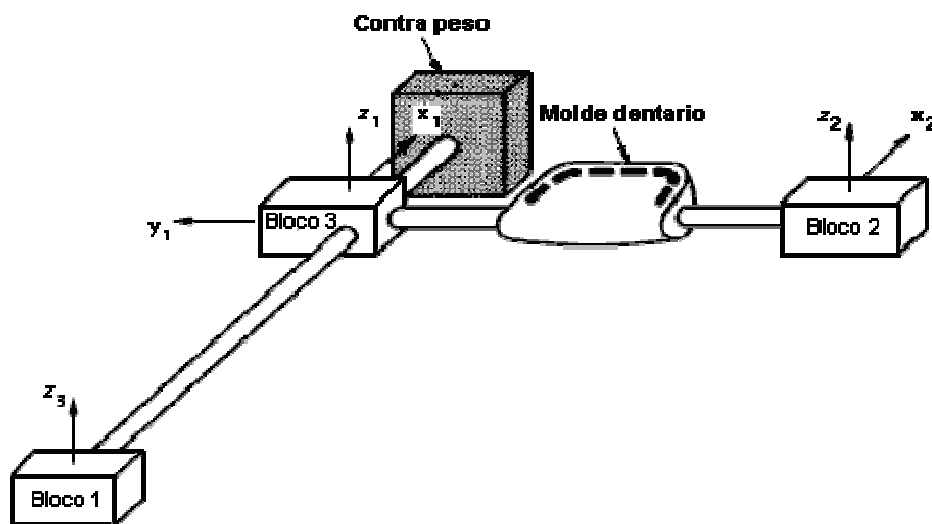


Figura 3.2 – Esquema do dispositivo (*bite-bar*) utilizado para medir o movimento da cabeça em seis direções (três translações e três rotações) com os sensores apoiados diretamente nos dentes.

Fonte: Griffin (1990).

A forma mais simples, porém, de realizar medições de vibração em pontos do corpo é fixar acelerômetros diretamente na pele. A validade e as limitações deste procedimento têm sido discutida. Kitazaki e Griffin (1995) propõem um método para permitir estimar a vibração no osso (coluna vertebral) e nas vísceras através de dados medidos na pele, utilizando um modelo matemático linear de 1 GDL para simular o comportamento do sistema acelerômetro - tecido local. Os parâmetros do modelo (frequência natural e amortecimento) foram obtidos medindo-se a vibração livre da montagem dos acelerômetros fixada à pele com fita adesiva dupla face.

Para testar o método, foram feitas correções nos dados medidos com montagens de acelerômetros com massas diferentes. Foram encontrados bons resultados para a direção vertical na vértebra L3 e na parede abdominal. Para a vibração na direção horizontal da vértebra L3 induzida por uma vibração vertical no assento, não foi constatada a necessidade de utilização de métodos de correção para a faixa de frequências utilizada (0.5 – 35 Hz). Foi encontrada grande variabilidade dos parâmetros do modelo entre pessoas diferentes e entre locais diferentes em uma mesma pessoa, o que demonstra a necessidade de se encontrar os parâmetros do modelo para cada pessoa em que forem feitos experimentos. Várias publicações posteriores utilizaram este método para corrigir dados medidos com acelerômetros fixados na pele.

Pankoke *et al.* (2001) propõem um método similar, porém permitem que o modelo do sistema local tenha mais de 1 GDL. Não é reportada nenhuma verificação do procedimento nem comparação com os resultados obtidos com o modelo de 1 GDL de Kitazaki e Griffin.

### 3.3 Sistema de coordenadas

O resultado da interação da vibração mecânica com o corpo humano é também função da direção do movimento do corpo. A fim de uniformizar a linguagem e facilitar a comunicação nas pesquisas sobre o tema, foram criados sistemas de coordenadas padronizados. A norma ISO 2631, até a revisão de 1985, definia um sistema de coordenadas ortogonais com origem no coração e que girava com o corpo. Griffin (1990) desaprova este sistema, argumentando que o coração não é uma origem bem definida para um sistema de coordenadas anatômico e que tampouco é um local conveniente para a realização de medições de vibração.

A edição da norma ISO 2631 de 1997 passou a adotar um sistema de coordenadas basicêntrico para o trabalho com vibração de corpo inteiro. Este sistema é definido com origem nas superfícies vibrantes em contato com o corpo, e é apresentado na Figura 3.3. Os eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$  são referentes à vibração translacional, e os eixos  $r_x$ ,  $r_y$  e  $r_z$  à vibração rotacional.

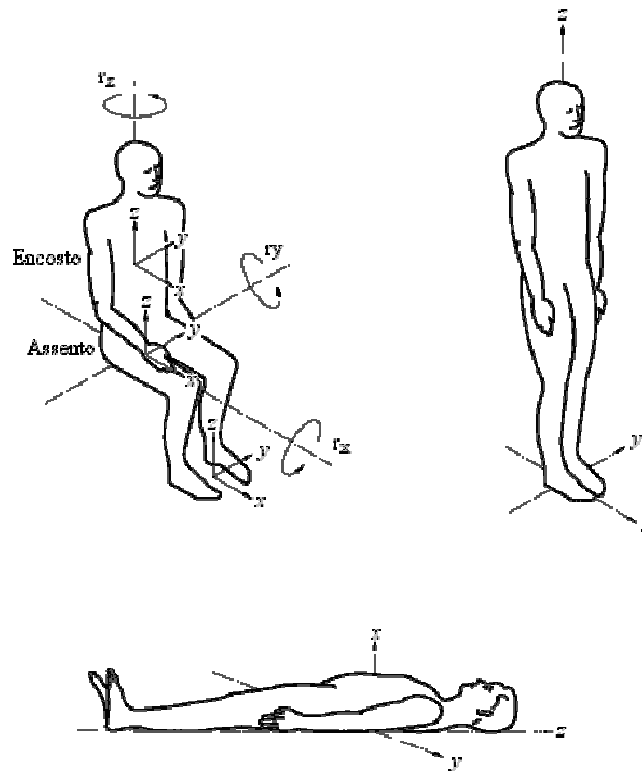


Figura 3.3 – Sistema de coordenadas para o corpo humano. Fonte: ISO 2631-1, 1997.

### 3.4 Curvas de ponderação

Já foi mencionado que a resposta do corpo humano à vibração é uma função da frequência do movimento. É natural, portanto, imaginar que movimentos com conteúdo espectral diferentes possam ter efeitos diferentes sobre o corpo. A faixa de frequências a que estão associados os efeitos da vibração do corpo inteiro na saúde, nas atividades e no conforto é entre 0,5 e 100 Hz (Griffin, 1990). A variação da reação mecânica do corpo em função da frequência pode ser observada nas curvas obtidas em trabalhos experimentais sobre os parâmetros biodinâmicos do corpo. Outros trabalhos exploraram o efeito da frequência na sensação subjetiva da vibração, determinando o limiar de sensibilidade (nível mínimo necessário para que a vibração seja percebida) em cada frequência, ou o nível necessário para que a vibração produza a mesma “sensação” em frequências diferentes.

As formas diretas de quantificar o movimento oscilatório, baseadas no valor r.m.s. ou no conceito de dose, não levam em conta os possíveis efeitos da frequência. Sinais medidos de vibração com conteúdo espectral diferentes podem ter valores idênticos para todos os parâmetros descritos anteriormente (média, r.m.s., VDV, etc...), e, no entanto, seu efeito sobre o corpo humano pode ser completamente diferente. Este fato torna os valores obtidos inúteis para a biodinâmica, que necessita trabalhar com valores que relacionem magnitude de vibração com efeitos sobre o corpo humano.

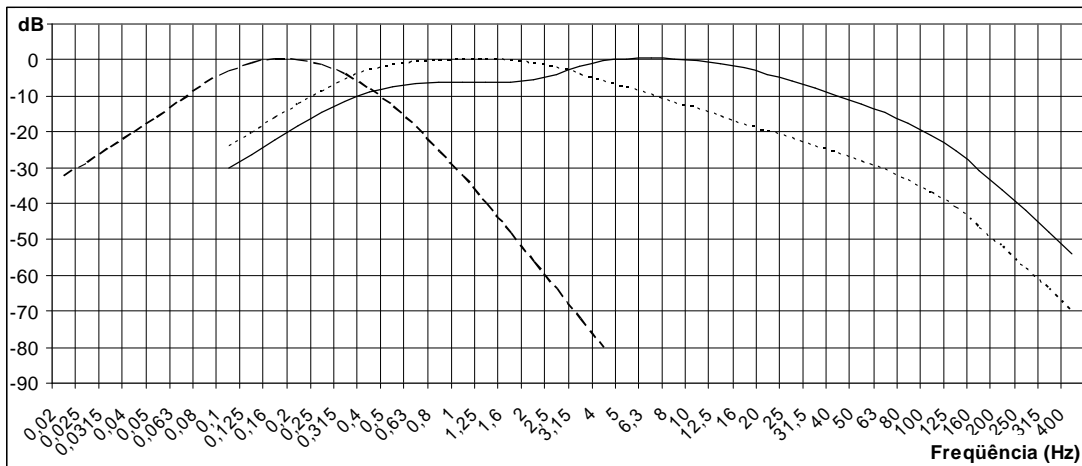


Figura 3.4 - Principais curvas de ponderação da norma ISO 2631 – 1997. (\_\_\_\_)  $W_k$ ; (.....)  $W_d$ ; ( \_ \_ \_ \_ )  $W_f$ .

Para corrigir este problema, foram idealizadas as curvas de ponderação para as medições de movimento oscilatório do corpo. Estas curvas são função da frequência, e são utilizadas como um fator que dá pesos diferentes para movimentos com frequência diferente. O desenvolvimento destas curvas, porém, não constitui uma tarefa trivial, e ainda existem dúvidas sobre o formato das curvas utilizadas atualmente.

A Figura 3.4 apresenta as principais curvas de ponderação utilizadas na norma ISO 2631 – 1997. A curva  $W_k$  serve para ponderar vibrações medidas na direção vertical ( $z$  para pessoas sentadas ou em pé e  $x$  para pessoas deitadas). A curva  $W_d$  deve ser utilizada para as direções horizontais ( $x$  e  $y$  para pessoas sentadas ou em pé e  $y$  e  $z$  para as pessoas deitadas). A Curva  $W_f$  é utilizada para enjôo relacionado ao movimento.

A norma apresenta ainda algumas curvas adicionais (Figura 3.5). A curva  $W_c$  é utilizada para medições no encosto do assento, a  $W_e$  é para medições de vibração rotacional e a  $W_j$  é para medições de vibração sob a cabeça de pessoas deitadas.

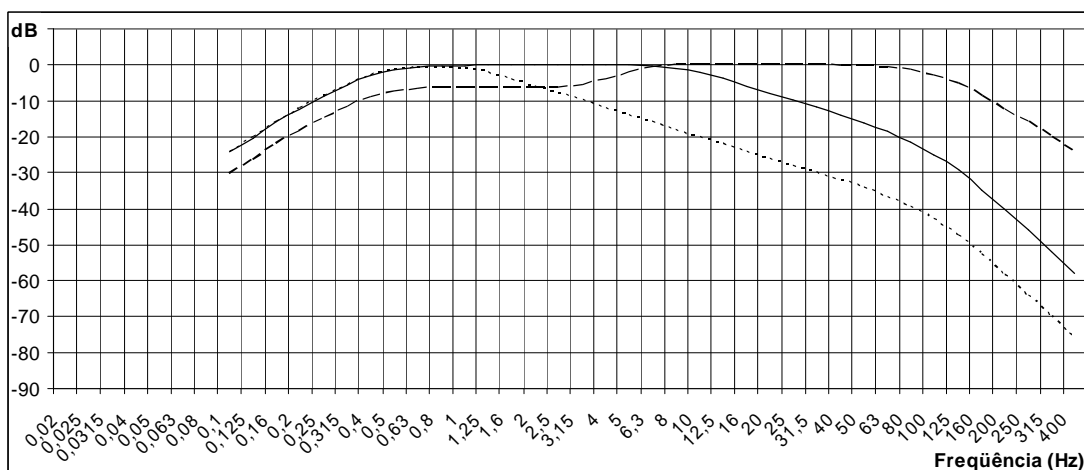


Figura 3.5 – Curvas de ponderação adicionais da norma ISO 2631 – 1997. (\_\_\_\_)  $W_c$ ; (.....)  $W_e$ ; ( \_ \_ \_ \_ )  $W_j$ .

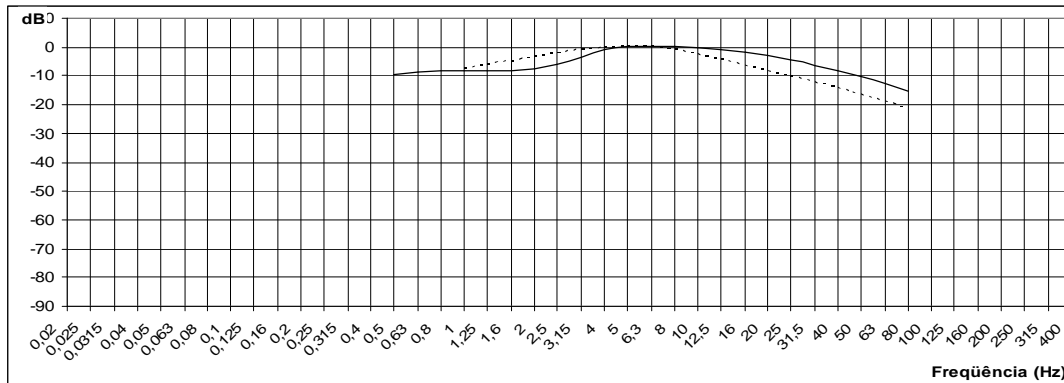


Figura 3.6 – Curvas de ponderação  $W_d$  (\_\_\_\_) e  $W_g$  (.....) da norma britânica BS 6841 (1987).

Além das curvas de ponderação da ISO, também têm aceitação internacional as curvas de ponderação propostas pela norma britânica BS 6841 (1987). Para a direção horizontal, a norma britânica utiliza a mesma curva de ponderação  $W_d$  utilizada na norma ISO, em todos os níveis de avaliação (saúde, interferência nas atividades e conforto). Para a direção vertical, a BS 6841 utiliza a curva de ponderação  $W_b$ , para tratar de avaliações de efeitos sobre saúde e conforto, e  $W_g$  para avaliações sobre a interferência com atividades. Estas duas curvas são mostradas na Figura 3.6.

### 3.5 Efeitos da vibração

De acordo com Griffin (1990), os efeitos de fatores externos sobre o ser humano são normalmente divididos em três grupos (ou níveis): interferência com o conforto, interferência com as atividades e interferência com a saúde. Griffin sugere que, na questão da vibração, pode-se considerar ainda outros dois grupos: limiares de percepção e ocorrência de enjôo (aparentemente, porém, ambos podem ser encaixados em algum dos grupos anteriores). Esta divisão pressupõe, por exemplo, que uma interferência externa que causa desconforto não necessariamente resulta em perda de desempenho ou representa um risco à saúde.

Assim, a análise do efeito de um fator externo deve estabelecer que nível de interferência está sendo avaliado. As diferenças não se restringem, necessariamente, à intensidade do fator em questão. Outras características, como duração e conteúdo espectral (no caso da vibração) também podem se comportar (e se combinar) de forma diferente para cada tipo de interferência. Quando comportamentos diferentes forem verificados, os critérios estabelecidos para avaliar o grau de interferência do fator externo sobre o ser humano deve refletir estas diferenças.

Além de explorar o grau de interferência, também é importante analisar as várias formas em que um fator externo pode interferir com o ser humano. É possível analisar a questão da resposta humana à vibração a partir de vários enfoques diferentes. Griffin (1990), apresenta uma lista de aspectos que podem ser explorados neste contexto (Tabela 3.1).

Tabela 3.1 – Alguns aspectos estudados da resposta humana à vibração. Fonte: Griffin (1990).

<i>Efeitos subjetivos</i>	<i>Efeitos na atividade</i>
Limiare absolutos	Visão
Equivalência subjetiva	Audição
Ordem subjetiva	Tato
Igualdade de intervalos	Propriocepção
Igualdade de razão	Função vestibular
Classificação de estímulo	Performance psicomotora
Julgamentos entre modalidades	Performance cognitiva
Limiare diferenciais	Vigilância
<i>Efeitos fisiológicos</i>	<i>Biodinâmica</i>
Esqueleto	Impedância do corpo
Músculos	Impedância da mão
Nervos	Transmissibilidade do corpo
Cardiovascular	Movimentos da cabeça
Respiratório	Movimentos da mão
Sistema nervoso central	Movimentos dos órgãos
Endocrinológico / metabólico	Energia absorvida

Um dos principais objetivos de se dominar os vários aspectos de como a vibração interfere no ser humano é estabelecer se um determinado movimento vai interferir e qual é a extensão desta interferência (relação causa – efeito). Muitas pesquisas já foram feitas no sentido de estabelecer as relações quantitativas entre a vibração e seus efeitos no corpo humano, explorando desde os limiars de percepção até os limites de resistência do corpo a um único impacto, como o que ocorre durante a ejeção do assento do piloto de um avião militar.

Porém, assim como muitos dos temas relativos à exposição humana à vibração, a questão das relações causais ainda constitui um tema sobre o qual existem muitas dúvidas. Além das inúmeras variáveis e combinações de variáveis que devem ser exploradas, uma das maiores dificuldades das pesquisas nesta área é separar o efeito da vibração do efeito de outros fatores que também podem ser a causa dos mesmos distúrbios potencialmente relacionados à vibração.

Estas dificuldades podem ser ilustradas com o exemplo de um dos problemas de saúde mais freqüentemente associado com a exposição à vibração: as dores na região lombar. Segundo Wikström, Kjellberg e Landström (1994), nem esta relação entre exposição e efeito está claramente definida (normalmente, problemas na região lombar são designados pela sigla LBP, referente à expressão em inglês *low back pain*). Sua revisão da literatura até 1994, sobre epidemiologia na questão da exposição humana à vibração, mostrava que muitos problemas nas costas são evidentemente mais comuns entre motoristas do que em outros trabalhadores, mas ainda não era possível estabelecer relação quantitativa entre exposição à vibração e efeito. A dificuldade mais importante está em separar o efeito da vibração de outros fatores ambientais, como ficar por tempo prolongado na posição sentado ou em posturas inadequadas, fumar, etc.

Uma outra revisão da literatura sobre a relação epidemiológica entre vibração e dores nas costas, apresentada por Bovenzi e Hulshof (1999), inclui publicações entre 1986 e 1997. Os autores afirmam que ainda não existiam evidências suficientes para se estabelecer uma relação clara entre exposição à vibração e a ocorrência de LBP.

Os conhecimentos adquiridos sobre os efeitos da vibração no corpo humano ao longo dos anos encorajaram a criação de normas para a avaliação de exposição. Os métodos e valores propostos nas principais normas sobre vibração no corpo inteiro são alvo de contestação e críticas freqüentes. Griffin (1998) compara duas das mais importantes normas de vibração do corpo inteiro vigentes (a ISO 2631-1 – 1997 e a BS-6841 - 1987), e a antiga versão da norma ISO 2631-1 (1974, 1985). No artigo, muitas críticas são feitas à nova versão da norma ISO, e fica evidente a opinião do autor sobre a necessidade de aperfeiçoamento das normas de medição e avaliação da exposição humana à vibração. Mansfield *et al.* (2000) também contestam as normas vigentes, e analisam um método de avaliação baseado na potência absorvida como alternativa aos métodos propostos nas normas (ver seção 2.2.4). Os dois trabalhos citados consideram a versão de 1997 da norma ISO 2631-1 confusa e de difícil interpretação, e recomendam a aplicação dos métodos propostos na norma britânica BS-6841.

### 3.6 Parâmetros do comportamento dinâmico do corpo

Uma revisão bibliográfica sobre a caracterização do comportamento dinâmico do corpo foi apresentada na seção 2.2. Estes trabalhos utilizam parâmetros para fazer esta caracterização, escolhidos em função de sua representatividade e da viabilidade para a obtenção dos dados necessários para defini-los. A revisão contém uma breve definição destes parâmetros, porém será necessário, no contexto deste trabalho, caracterizá-los de forma mais completa.

#### 3.6.1 Transmissibilidade

A transmissibilidade é definida como a relação de uma determinada medida da vibração entre dois pontos distintos do corpo humano. As medidas de vibração podem ser a posição, a velocidade ou a aceleração de um ponto do corpo. Porém, como já foi destacado, em trabalhos sobre biodinâmica, a transmissibilidade é normalmente definida a partir da aceleração. A transmissibilidade é uma grandeza complexa, que tem informações de magnitude e fase, e é uma função da freqüência de excitação.

Em trabalhos de laboratório em que é utilizada excitação senoidal, o cálculo da transmissibilidade pode ser feito simplesmente pela razão entre os valores r.m.s. do sinal de saída  $G_o$  e do sinal de entrada  $G_i$  (Griffin, 1990). Como a transmissibilidade é uma função da



freqüência, a caracterização da transmissibilidade em trabalhos que utilizam excitação discreta (uma única freqüência) exige uma varredura do espectro na faixa de freqüências de interesse. Em função disso, o procedimento experimental para obter a curva de transmissibilidade pode ser bastante longo, dependendo da resolução com que se pretende definir o espectro. Muitos trabalhos que utilizam este método fazem a varredura em bandas de 1/3 de oitava (Apêndice I).

Quando a excitação é transiente, aleatória ou obtida de um movimento real (medições feitas em um veículo ou simulação em laboratório do movimento de um veículo, normalmente se aproximam de um sinal aleatório), o cálculo da transmissibilidade requer um tratamento matemático diferente. Isso ocorre por que, para sinais deste tipo, é difícil definir freqüências específicas (em alguns casos, definir freqüências específicas perde o sentido físico). O tratamento matemático, nestes casos, passa a ser feito utilizando o conceito de densidade espectral de potência, que é uma medida da quantidade de energia contida em cada faixa do espectro de freqüência de um sinal.

A transmissibilidade, neste caso, é definida como a razão entre a densidade espectral cruzada  $G_{io}$  entre o sinal de entrada  $G_i$  e o sinal de saída  $G_o$ , e a densidade espectral de potência  $G_{ii}$  do sinal de entrada:

$$H(f) = \frac{G_{io}(f)}{G_{ii}(f)} \quad (17)$$

Desta função complexa (parte real e parte imaginária) pode-se retirar o módulo  $|H(f)|$

$$|H(f)| = \sqrt{\{\Re[H(f)]\}^2 + \{\Im[H(f)]\}^2} \quad (18)$$

e o ângulo de fase  $\varphi(f)$

$$\varphi(f) = \arctg \left\{ \frac{\Im[H(f)]}{\Re[H(f)]} \right\} \quad (19)$$

Estes cálculos, segundo Griffin (1990), não são suficientes para descrever a transmissibilidade, pois podem não representar corretamente o fenômeno físico que se destinam. Uma fonte de erro são as freqüências em que existe pouca ou nenhuma energia. Nestas freqüências, o valor calculado com a função de transferência pode não ter nenhum significado físico. Uma forma de complementar as informações oferecidas pela transmissibilidade é calcular a função de coerência  $g_{io}^2(f)$  dos sinais

$$g_{io}^2(f) = \frac{|G_{io}(f)|^2}{G_{ii}(f) G_{oo}(f)} \quad (20)$$

onde  $G_{oo}(f)$  é a densidade espectral da função de saída e o valor de  $g_{io}^2(f)$  é sempre um valor entre 0 e 1. Em um sistema linear e sem ruído, a função de coerência terá valor 1 em todas as

freqüências. As causas para o valor da função de coerência diminuir podem ser uma relação não linear entre o movimento na entrada e na saída, presença de ruído e uma mudança rápida na magnitude em função da freqüência do espectro da entrada ou saída (Griffin, 1990).

Diferente dos demais parâmetros biodinâmicos, a transmissibilidade não está associada a um local específico do corpo. Pode-se definir transmissibilidade entre dois pontos quaisquer no corpo humano. Um dos pontos utilizados para o cálculo da transmissibilidade é, normalmente, o ponto de entrada da vibração no corpo (o assento, no caso de pessoas sentadas, ou o chão, no caso de pessoas em pé). Segundo Griffin (1990), a maior parte dos estudos em transmissibilidade do corpo humano investigou a relação entre a aceleração na direção vertical medida no assento e na cabeça, mas também são encontrados alguns estudos que medem transmissibilidade vertical entre o assento e diferentes pontos ao longo da coluna vertebral (p. ex., Zimmerman e Cook, 1997; ), o tórax (Donati e Bonthoux, 1983) e a região visceral (Kitazaki e Griffin, 1998).

Outra variável que pode ser explorada nos estudos de transmissibilidade é a direção do movimento. Embora a maior parte dos estudos trabalhe com translação no eixo z, vários estudos trabalharam com transmissibilidade em qualquer um dos eixos de translação ou rotação da Figura 3.3. Além disso, pode-se explorar a transmissibilidade entre uma entrada em um eixo e a saída em qualquer outro eixo.

Finalmente, quando se considera que o corpo humano pode não se comportar de forma linear, abre-se a possibilidade de se explorar as direções intermediárias entre os eixos ortogonais, adicionando uma infinidade de possibilidades a explorar neste parâmetro biodinâmico. Nos trabalhos apresentados na revisão bibliográfica, pode-se perceber que algumas das possibilidades com significado prático mais evidente já foram parcialmente exploradas.

### 3.6.2 Impedância mecânica

Um outro parâmetro utilizado para caracterizar a resposta do corpo a vibração é a impedância mecânica  $Z(f)$ , definida como a relação entre a força aplicada ao sistema  $F(f)$  e a velocidade resultante  $v(f)$ , medida no ponto de aplicação da força.

$$Z(f) = \frac{F(f)}{v(f)} \left( \frac{N.s}{m} \right) \quad (21)$$

Quando a excitação for senoidal, a impedância mecânica pode ser calculada pela razão dos valores r.m.s. da força e da velocidade para cada freqüência de excitação. Assim como na transmissibilidade, a impedância mecânica é uma função de freqüência, e a sua caracterização a partir de excitação em freqüências discretas exige uma varredura na faixa de freqüências de interesse.

Assim como na transmissibilidade (e pela mesma razão), o cálculo da impedância mecânica, para casos mais gerais de movimento (transiente, aleatório, etc...) deve ser feito utilizando-se funções de densidade espectral. Neste caso, utiliza-se a densidade espectral cruzada  $G_{Fv}$  entre a força e a velocidade e a densidade espectral de potência  $G_{vv}$  da velocidade:

$$Z(f) = \frac{G_{vF}(f)}{G_{vv}(f)} \left( \frac{N.s}{m} \right) \quad (22)$$

A impedância mecânica assim definida é também uma função complexa, com magnitude e ângulo de fase, que podem ser calculadas, respectivamente, pelas equações 18 e 19.

### 3.6.3 Massa aparente

A massa aparente é um parâmetro biodinâmico que se assemelha à impedância mecânica, no sentido de que ambas são parâmetros do comportamento dinâmico do corpo definidos a partir de informações somente do ponto de entrada da vibração. A massa aparente  $M(f)$  é a relação entre a força  $F(f)$  e a aceleração  $A(f)$  resultante, medidas no ponto de entrada da vibração:

$$M(f) = \frac{F(f)}{A(f)} \quad (kg) \quad (23)$$

Quando a excitação é senoidal, a função de massa aparente é definida pela varredura nas frequências de interesse da razão entre os valores r.m.s. da força e da aceleração em cada frequência. Para os casos mais gerais de excitação, a massa aparente é dada por

$$M(f) = \frac{G_{AF}(f)}{G_{AA}(f)} \quad (kg) \quad (24)$$

onde  $G_{FA}(f)$  é a densidade espectral cruzada entre a força  $F(f)$  e a aceleração  $A(f)$  e  $G_{AA}(f)$  é a densidade espectral de potência da aceleração  $A(f)$ . Também a massa aparente é uma função complexa, cujas magnitude e fase podem ser calculadas pelas equações 18 e 19, respectivamente.

Para um objeto rígido, força e aceleração estarão sempre em fase e a definição da massa aparente indica sempre a massa estática do objeto. Porém, em um movimento oscilatório, quando a frequência aumenta, os objetos reais não se comportam mais como uma massa rígida, resultando que força e aceleração não estão mais em fase. Em consequência, a razão da força pela aceleração não resulta mais na massa estática do objeto, embora continue tendo unidade de massa. Esta é a razão pela qual se utiliza o termo massa aparente, e é em função deste comportamento que ela contém informações importantes sobre a dinâmica do corpo humano.

Para o caso de uma excitação harmônica, a massa aparente e a impedância mecânica estão relacionadas por:

$$Z(j\omega) = j.\omega.M(j\omega) \quad (25)$$

onde  $w=2\pi f$  e  $j$  é a raiz quadrada de -1.

Os valores calculados tanto com a massa aparente quanto com a impedância mecânica são especialmente dependentes da massa estática do corpo, dificultando a comparação de dados obtidos com pessoas de massas muito diferentes. Por esta razão, é comum encontrar os dados destes parâmetros normalizados. A impedância mecânica é normalizada dividindo-se os valores de todo o espectro pelo valor obtido para uma frequência muito baixa (0,5 Hz, por exemplo), na qual é esperado que o corpo humano se comporte aproximadamente como uma massa rígida. No caso da massa aparente, a normalização também pode ser feita dividindo-se os valores pela massa estática.

### 3.6.4 Potência absorvida

Outro parâmetro que pode ser utilizado para medir a resposta humana à vibração é a potência absorvida. A potência instantânea transmitida para um corpo em movimento é

$$P_{tr} = F(t) \cdot v(t) = P_{abs}(t) + P_{El}(t) \quad (26)$$

onde  $F(t)$  é a força no instante  $t$  e  $v(t)$  é a velocidade no mesmo instante. Desta energia, uma parte ( $P_{abs}(t)$ ) é absorvida (ou dissipada) pelo amortecimento estrutural do corpo, enquanto parte  $P_{El}(t)$  é entregue e retirada do corpo continuamente durante o movimento. Assim como os demais parâmetros biomecânicos, a parte absorvida da energia é função da frequência do movimento, e é definida como

$$P_{abs}(f) = F(f) \cdot v(f) \cdot \cos(f_{Fv}) \quad (27)$$

onde  $f_{Fv}$  é o ângulo de fase entre força e velocidade. Também a exemplo dos demais parâmetros biodinâmicos, o cálculo da potência absorvida a partir de dados experimentais é feito com de funções de densidade espectral. Para tanto, é utilizado o módulo da densidade espectral cruzada  $|G_{Fv}(f)|$  entre a força  $F(f)$  e a velocidade  $v(f)$ :

$$P_{abs}(f) = |G_{vF}(f)| \cdot \cos f(f) \quad (28)$$

sendo  $f(f)$  a fase da densidade espectral cruzada entre força e velocidade na frequência  $f$ .

A potência absorvida é sensível à massa da pessoa e à magnitude da aceleração em uma determinada frequência. Para fazer a comparação de dados obtidos com pessoas diferentes, pode-se calcular a potência absorvida normalizada, definida por Mansfield *et al.* (2001) como

$$P_{abs}(f)_{normalizada} = \frac{P_{abs}(f)}{mG_{aa}(f)} \quad (29)$$

onde  $m$  é a massa da pessoa e  $G_{aa}(f)$  é a densidade espectral da aceleração. Outra definição para a potência absorvida normalizada, utilizada por Mansfield e Griffin (1998), é

$$P_{abs}(f)_{normalizada} = \frac{P_{abs}(f)}{G_{aa}(f)} \quad (30)$$

Como já foi exposto anteriormente, a potência absorvida é o único dos parâmetros biodinâmicos definidos neste trabalho que pode ser utilizado diretamente para estimar a severidade da exposição a uma determinada vibração, por considerar o efeito do tempo de exposição e da magnitude da vibração (além do efeito da frequência, que pode ser observado também com todos os demais parâmetros).

Isso é feito através do valor total da potência absorvida, obtido pela integração da função definida pela potência absorvida na faixa de frequências considerada:

$$P_{abs_{total}} = \int_{f_1}^{f_2} P_{abs}(f)df \quad (31)$$

onde  $f_1$  e  $f_2$  são os limites inferior e superior da faixa de frequências estudada.

Existem questionamentos a respeito da utilidade do conceito de potência absorvida. O ponto chave desta discussão é a questão, já mencionada, de se somente a parcela absorvida da energia que chega ao corpo na exposição à vibração é responsável pelos seus efeitos, ou se a parte de energia que chega ao corpo e é devolvida ao sistema também pode ser responsável por algum tipo de efeito. Apesar disso, publicações recentes (p. ex., Mansfield et al., 2000) indicam um aumento do interesse de pesquisadores da área em aprofundar o conhecimento a respeito deste parâmetro biodinâmico.

A massa aparente, a impedância mecânica e a potência absorvida são parâmetros biodinâmicos definidos a partir de dados medidos no ponto em que a vibração é aplicada ao corpo humano. Por esta razão, são muitas vezes referidos como parâmetros biodinâmicos do ponto de entrada.

### 3.7 Modelos Biodinâmicos

Serão desenvolvidos, neste trabalho, modelos cuja intenção é representar os dados medidos de parâmetros biodinâmicos em brasileiros. Como foi visto na revisão bibliográfica, modelos deste tipo são chamados fenomenológicos ou quantitativos, e são encontrados em grande quantidade na literatura. Apesar disso, ainda existe muito a explorar sobre o tema.

Pankoke *et al.* (2001) apresentam um resumo do processo de modelagem do comportamento dinâmico de estruturas mecânicas em geral, no qual estão baseados os próximos parágrafos. Pankoke *et al.* consideram que este processo pode ser dividido em seis passos:

- *Representação da geometria externa e interna*

Um modelo numérico é normalmente construído a partir de elementos que podem ser descritos matematicamente ou mecanicamente. A forma real interna ou externa da estrutura será aproximada por elementos estruturais como barras, cascas ou elementos contínuos, e/ou por elementos discretos, como molas, amortecedores, massas ou elementos de contato. Algumas partes da estrutura poderão ser modeladas como corpos rígidos, se a sua rigidez for suficientemente elevada em relação a outras partes da estrutura. A representação de uma estrutura não é única; a mesma estrutura pode ser representada de inúmeras formas, com variações no tipo e número de elementos e nos graus de liberdade utilizados.

- *Representação das propriedades dos materiais*

O comportamento real de um material dificilmente pode ser descrito, e suas propriedades mecânicas (inércia, rigidez e dissipação de energia) são aproximadas matematicamente pelas leis constitutivas.

- *Geração das equações de movimento do modelo;*

As equações que descrevem o comportamento de cada elemento devem ser combinadas para gerar as equações de movimento do modelo. Esta tarefa é realizada com métodos computacionais, como elementos finitos e dinâmica de multi-corpos. O movimento de modelos com mais de um GDL é descrito com uma equação diferencial matricial de segunda ordem,

$$M\ddot{q} + f^d(q, \dot{q}) + f^z(q, \dot{q}) + f^k(q) = f^{ex}(t) \quad (32)$$

Na equação, o vetor  $q$  consiste nas deformações de todos os GDL do modelo.  $M$  é a matriz de massa, e este termo representa as forças inerciais, assumindo que propriedades de inércia são independentes do tempo e das deformações e de suas derivadas. As forças dissipativas  $f^d$  (positivas) e as forças auto-excitadas (p. ex., ação muscular)  $f^z$  (negativas) podem depender da deformação e da velocidade. Por mudarem o balanço energético do sistema, estas forças são chamadas não conservativas, ao contrário das forças elásticas  $f^k$ . As forças externas  $f^{ex}$  (excitação) podem ser forças ou momentos discretos, pressão (carga distribuída), gravidade, etc., e dependem apenas do tempo, e não da condição do sistema.

Quando o problema for linear ou permitir linearização em torno de uma condição de referência, e se o sistema não for auto-excitado, a equação do movimento resulta em

$$M\ddot{q} + D\dot{q} + kq = f^{ex}(t) \quad (33)$$

Esta equação pode ser utilizada para calcular o comportamento do modelo sob pequenas deformações, condição em que as possíveis não linearidades possam ser desprezadas.

- *Solução das equações de movimento*

A solução das equações do movimento exigem, em geral, grande esforço computacional, que está relacionado com a complexidade do modelo e o tipo de equação do movimento. O tempo de processamento está relacionado com o quadrado do número de GDL, de forma que se deve evitar utilizar mais GDL do que o necessário. Equações do movimento lineares podem ser resolvidas com rotinas baseadas nos modos de vibração (problema de autovalores e autovetores) ou por um processo de estado permanente, no domínio da frequência, resolvendo um sistema de equações algébricas complexas a cada incremento de frequência. Equações não lineares tem que ser resolvidas por integração numérica direta, que requer muito mais esforço computacional. Os efeitos de não linearidade podem ser consequência de grandes deformações (não linearidades geométricas), de um comportamento não linear do material ou de regiões em que ocorram mudanças nas condições de contorno, como abertura ou fechamento de contato.

- *Interpretação dos resultados.*

Dependendo do modelo, os resultados podem ser deformações, forças de reação, forças em elementos, tensões, etc. Os resultados de um método computacional exigem uma revisão cautelosa, em especial se as equações forem resolvidas por integração direta. É recomendável alguma experiência para se ter certeza de que os resultados computacionais têm sentido.

### 3.8 Modelos retirados da literatura

A Tabela 3.2 apresenta um resumo dos modelos de parâmetros discretos unidirecionais (direção vertical) encontrados na bibliografia pesquisada. Foram incluídos apenas os modelos que têm por objetivo representar o corpo de uma pessoa sentada. Alguns modelos foram retirados de citações a respeito do trabalho original. Em alguns destes casos, nem todas as informações a respeito de como o modelo foi desenvolvido foram apresentadas.

O modelo de Damić, 1989, é o único que inclui um termo de não linearidade. O efeito de não linearidade aparece na rigidez, composta por um termo linear e um termo que varia com o cubo do deslocamento. Como os efeitos de não linearidade do corpo observados experimentalmente indicam uma redução na rigidez com o aumento da amplitude do movimento, as forças elásticas foram definidas como

$$f_k = k_{i1} \mathbf{d}_k - k_{i2} \mathbf{d}_k^3 \quad (34)$$

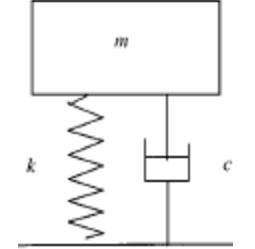
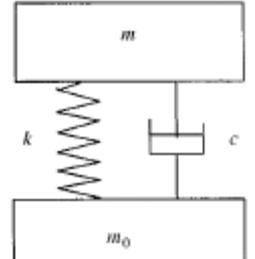
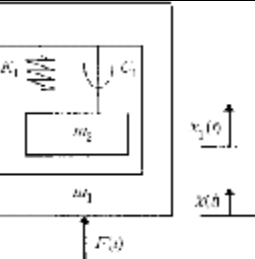
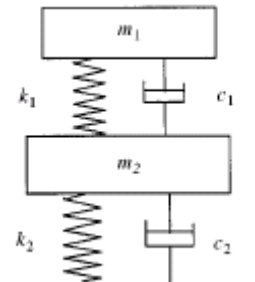
onde  $f_k$  e  $\mathbf{d}_k$  são, respectivamente, a força elástica e o deslocamento no grau de liberdade  $k$ , e o índice  $i$  identifica a mola correspondente.

É interessante observar que os modelos de 1 GDL de Fairley e Griffin (1989) e Wei e Griffin (1998) têm exatamente a mesma forma, apesar da representação diferente. O mesmo

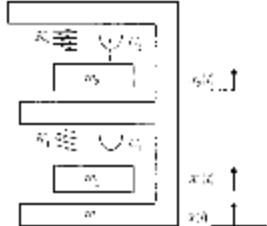
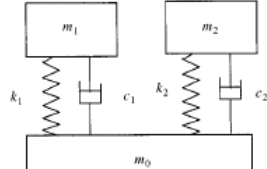
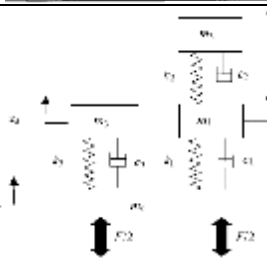
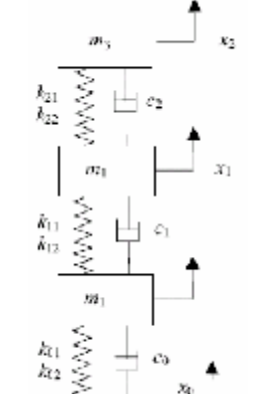
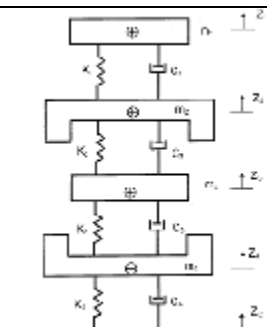
pode ser dito a respeito dos modelos de 2 GDL de Wei e Griffin, 1998 e de Stuggs et al (apud Wu et al., 1999).

A utilização de uma massa ligada rigidamente ao ponto de excitação (base) tem como objetivo melhorar o ajuste dos parâmetros biodinâmicos do ponto de entrada (impedância mecânica ou massa aparente), uma vez esta massa não terá qualquer influência sobre a transmissibilidade. Além disso, alguns modelos apresentam massas colocadas em paralelo sobre esta massa ligada ao ponto de excitação. A justificativa dos autores para utilizar este formato é de que modelos deste tipo não precisam apresentar semelhança geométrica com o corpo humano.

Tabela 3.2 – Resumo dos modelos encontrados na Bibliografia

GDL	Autor(es)	Baseado em dados de	Valores $m$ (kg), $k$ (N.m <sup>-1</sup> ); $c$ (N.s.m <sup>-1</sup> )	Forma
1	Coermann apud Wu et al., 1999	Impedância Mecânica	$m = 83,72$ $k = 131181$ $c = 3378$	
1	Fairlay e Griffin, 1989	Massa aparente	$m = 45,6$ $m_0 = 6$ $k = 45005$ $c = 1360$	
1	Wei e Griffin, 1998	Massa aparente (fase)	$m_1 = 46,7$ $m_2 = 4,1$ $k_1 = 44115$ $c_1 = 1522$	
2	Allen apud Wu et al., 1999	-	$m_1 = 5$ $m_2 = 50$ $k_1 = 57046$ $k_2 = 49348$ $c_1 = 53,4$ $c_2 = 942,5$	



GDL	Autor(es)	Baseado em dados de	Valores $m$ (kg), $k$ (N.m-1); $c$ (N.s.m-1)	Forma
2	Wei e Griffin, 1998	Massa aparente (fase)	$m = 5,6$ $m_1 = 36,2$ $m_2 = 8,9$ $k_1 = 35007$ $k_2 = 33254$ $c_1 = 815$ $c_2 = 484$	
2	Stuggs et al. apud Wu et al., 1999	-	$m_0 = 6$ $m_1 = 36,4$ $m_2 = 18,6$ $k_1 = 25968$ $k_2 = 41549$ $c_1 = 485$ $c_2 = 884$	
3	Boileau et al., 2002	Impedância mecânica	$m_0 = 2$ $m_1 = 6$ $m_2 = 2$ $m_3 = 45$ $k_1 = 10000$ $k_2 = 34400$ $k_3 = 36200$ $c_1 = 387$ $c_2 = 234$ $c_3 = 1390$	
3	Demić, 1989	Impedância mecânica	$m_1 = 42$ $m_2 = 23$ $m_3 = 5$ $k_{01} = 140000$ $k_{02} = 5000^*$ $k_{11} = 160000$ $k_{12} = 4000^*$ $k_{21} = 170000$ $k_{22} = 9000^*$ $c_0 = 3600$ $c_1 = 2700$ $c_2 = 2850$	
4	Boileau e Rakheja, 1998	Massa aparente (magnitude e fase) e impedância mecânica (magnitude e fase)	$m_1 = 5,31$ $m_2 = 28,49$ $m_3 = 8,62$ $m_4 = 12,78$ $k_1 = 310000$ $k_2 = 183000$ $k_3 = 162800$ $k_4 = 90000$ $c_1 = 400$ $c_2 = 4750$ $c_3 = 2064$ $c_4 = 4585$	

\* termo não linear, unidade  $N.m^{-3}$ .

#### 4 DEFINIÇÃO DAS CARACTERÍSTICAS DO MODELO DESENVOLVIDO

A definição das características de um modelo deve ser feita tendo-se em vista os objetivos pretendidos com o modelo e a disponibilidade de informações experimentais que serão utilizadas no seu desenvolvimento. A intenção, neste trabalho, é desenvolver modelos de parâmetros discretos. Entre as principais aplicações para estes modelos, já citadas anteriormente neste trabalho, estão (1) representar o corpo em simulações durante a etapa de projeto de veículos e sistemas móveis nos quais estarão presentes seres humanos e cujos movimentos podem representar um risco à saúde ou um problema de conforto, e (2) ajudar a entender alguns mecanismos gerais associados ao comportamento dinâmico observado do corpo humano e, assim, tenta definir melhor a relação entre a exposição à vibração e os efeitos observados sobre o corpo.

Para o desenvolvimento de um modelo bidirecional, seria necessário medir a distribuição de pressão no assento, a fim de identificar os pontos de apoio do corpo, e medir aceleração em mais de uma direção. A medição da aceleração em mais de uma direção pode ser feita, porém o laboratório não dispõe de ferramentas para a medição da distribuição de forças no assento. Em função disso, serão desenvolvidos modelos unidirecionais.

No desenvolvimento destes modelos, será explorada a utilidade de se variar o número de graus de liberdade do modelo para tornar a resposta do modelo mais próxima ao comportamento biodinâmico em que ele está baseado.

##### 4.1 Equações de movimento e parâmetros biodinâmicos do modelo

A forma genérica das equações de movimento para modelos lineares de parâmetros discretos (massa-mola-amortecedor), de  $n$  graus de liberdade (GDL), unidirecionais e com excitação colocada na base, representados na Figura 4.1, é:

$$F(t) = \sum_{i=1}^n m_i \ddot{x}_i \quad (35)$$

$$m_i \ddot{x}_i + c_i (\dot{x}_i - \dot{x}_{i-1}) + k_i (x_i - x_{i-1}) + c_{i+1} (\dot{x}_i - \dot{x}_{i+1}) + k_{i+1} (x_i - x_{i+1}) = 0, i = 1..n - 1 \quad (36)$$

$$m_n \ddot{x}_n + c_n (\dot{x}_n - \dot{x}_{n-1}) + k_n (x_n - x_{n-1}) = 0 \quad (37)$$

sendo que  $m_i$ ,  $k_i$  e  $c_i$  são, respectivamente, a massa a rigidez e o amortecimento correspondentes a cada GDL;  $x_i$ ,  $\dot{x}_i$  e  $\ddot{x}_i$  são, respectivamente, a deslocamento, a velocidade e a aceleração em função do tempo da massa  $m_i$  e  $i$  varia de 1 até o número de graus de liberdade  $n$ . Nas equações acima surgirão também  $x_0$ ,  $\dot{x}_0$  e  $\ddot{x}_0$ , que são a posição, a velocidade e a aceleração da base.

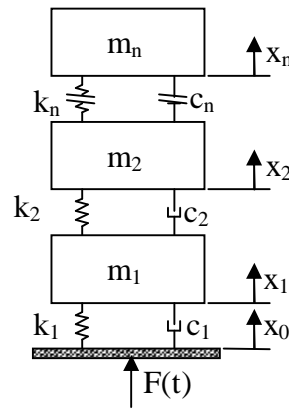


Figura 4.1 - Modelo massa-mola-amortecedor de n GDL excitado por uma força  $F(t)$ .

Pelas propriedades da transformada de Laplace, tem-se:

$$x(t) = x(s) \quad (38)$$

$$\dot{x}(s) = sx(s) \quad (39)$$

$$\ddot{x}(s) = s^2 x(s) \quad (40)$$

Observa-se ainda que:

$$s = wj \quad (41)$$

sendo  $w$  a velocidade angular e  $j$  a  $\sqrt{-1}$ . A partir destas relações, podem-se reescrever as equações 35, 36 e 37 como:

$$F(s) = \sum_{i=1}^n m_i s^2 x_i(s) \quad (42)$$

$$m_i s^2 x_i(s) + c_i (sx_i(s) - sx_{i-1}(s)) + k_i (x_i(s) - x_{i-1}(s)) + c_{i+1} (sx_i(s) - sx_{i+1}(s)) + k_{i+1} (x_i(s) - x_{i+1}(s)) = 0, \quad i = 1..n-1 \quad (43)$$

$$m_n s^2 x_n(s) + c_n (sx_n(s) - sx_{n-1}(s)) + k_n (x_n(s) - x_{n-1}(s)) = 0 \quad (44)$$

As equações 43 e 44 podem ser novamente reescritas da seguinte forma:

$$x_i(wj) = \frac{(c_i wj + k_i) x_{i-1}(wj) + (c_{i+1} wj + k_{i+1}) x_{i+1}(wj)}{k_i + k_{i+1} + (c_i + c_{i+1}) wj - m_i w^2}, \quad i = 1..n-1 \quad (45)$$

$$x_n(wj) = \frac{c_n wj + k_n}{k_n - m_n w^2 + c_n wj} x_{n-1}(wj) \quad (46)$$

Definido o número de GDL  $n$ , obtém-se um sistema de  $n$  equações que permite calcular o deslocamento  $x_i(wj)$  dos  $n$  graus de liberdade em função do deslocamento na base  $x_0(wj)$ . Multiplicando-se as duas equações por  $\omega^2$ , pode-se, no lugar do deslocamento, trabalhar com a aceleração:

$$\ddot{x}_i(wj) = \frac{(c_i wj + k_i) \ddot{x}_{i-1}(wj) + (c_{i+1} wj + k_{i+1}) \ddot{x}_{i+1}(wj)}{k_i + k_{i+1} + (c_i + c_{i+1}) wj - m_i w^2}, \quad i = 1..n-1 \quad (47)$$

$$\ddot{x}_n(wj) = \frac{c_n wj + k_n}{k_n - m_n w^2 + c_n wj} \ddot{x}_{n-1}(wj) \quad (48)$$

O sistema de equações assim obtido permite calcular a aceleração em qualquer GDL em função da aceleração da base. Isto permite calcular a transmissibilidade diretamente a partir da definição (razão do sinal de saída pelo sinal de entrada). Para um sistema de 1 GDL, as equações de movimento ficam reduzidas a

$$F(wj) = -m \ddot{x}_1(wj) \quad (49)$$

$$\ddot{x}_1(wj) = \frac{c wj + k}{k - m w^2 + c wj} \ddot{x}_0(wj) \quad (50)$$

A transmissibilidade é obtida diretamente da equação 50

$$H(wj) = \frac{\ddot{x}_1(wj)}{\ddot{x}_0(wj)} = \frac{k + c wj}{k - m w^2 + c wj}$$

De onde vêm a magnitude  $|H(wj)|$  e a fase  $f(w)$  da transmissibilidade:

$$|H(wj)| = \sqrt{\frac{(c wj)^2 + k^2}{(k - m w^2)^2 + (c wj)^2}}, \quad j(w) = \arctan \frac{c w}{k} - \arctan \frac{c w}{k - m w^2}$$

A massa aparente é obtida substituindo-se 38 em 37:

$$F(wj) = -m \frac{c wj + k}{k - m w^2 + c wj} \ddot{x}_0(wj) \Rightarrow M(wj) = \frac{F(wj)}{\ddot{x}_0(wj)} = \frac{m c wj + m k}{k - m w^2 + c wj}$$

De onde se obtêm a magnitude e a fase da massa aparente:

$$|M(wj)| = \sqrt{\frac{(m k)^2 + (m c wj)^2}{(k - m w^2)^2 + (c wj)^2}}, \quad j(w) = \arctan \frac{m c w}{m k} - \arctan \frac{c w}{k - m w^2}$$

A impedância mecânica  $Z(wj)$  pode ser obtida a partir da massa aparente pela equação 25, resultando

$$Z(wj) = wj \left( \frac{m k + m c w}{k - m w^2 + c wj} \right)$$

com valores de magnitude e fase

$$|Z(wj)| = w \sqrt{\frac{(m k)^2 + (m c wj)^2}{(k - m w^2)^2 + (c wj)^2}}, \quad j(w) = \frac{p}{2} + \arctan \frac{m c wj}{m k} - \arctan \frac{c wj}{k - m w^2}$$

Para um modelo de 2 GDL, as equações de movimento resultam em

$$F(wj) = -m_1 w^2 x_1(wj) - m_2 w^2 x_2(wj) \quad (51)$$

$$\ddot{x}_1(wj) = \frac{(c_1 wj + k_1) \ddot{x}_0(wj) + (c_2 wj + k_2) \ddot{x}_2(wj)}{k_1 + k_2 + (c_1 + c_2) wj - m_1 w^2} \quad (52)$$

$$\mathbb{X}_2(wj) = \frac{c_2 wj + k_2}{k_2 - m_2 w^2 + c_2 wj} \mathbb{X}_1(wj) \quad (53)$$

Substituindo-se 53 em 52, após alguma manipulação algébrica, resulta:

$$\mathbb{X}_2(wj) = \frac{k_1 k_2 - c_1 c_2 w^2 + (k_1 c_2 + k_2 c_1) wj}{k_1 k_2 - (m_1 k_2 + m_2 k_2 + m_2 k_1 + c_1 c_2) w^2 + m_1 m_2 w^4 + (k_1 c_2 + k_2 c_1) wj - (m_1 c_2 + m_2 c_2 + m_2 c_1) w^3} \mathbb{X}_0(wj)$$

Desta equação sai a transmissibilidade entre a excitação na base e a massa  $m_2$ . Também seria possível calcular a transmissibilidade entre a excitação na base e a massa  $m_1$ , fazendo-se a substituição inversa (52 em 53).

A massa aparente, neste caso, resulta

$$M(wj) = \frac{(m_1 + m_2) k_1 k_2 - (m_1 c_1 c_2 + m_2 c_1 c_2 + m_1 m_2 k_1) w^2 + (m_1 + m_2) (k_1 c_2 + k_2 c_1) wj + m_1 m_2 c_1 w^3}{k_1 k_2 - (m_1 k_2 + m_2 k_2 + m_2 k_1 + c_1 c_2) w^2 + m_1 m_2 w^4 + (k_1 c_2 + k_2 c_1) wj - (m_1 c_2 + m_2 c_2 + m_2 c_1) w^3} j$$

e a impedância mecânica é a mesma expressão multiplicada por  $w$ .

O mesmo procedimento pode ser estendido para quantos GDL forem desejados. Não será demonstrado, mas sempre será possível obter a transmissibilidade da excitação na base para qualquer GDL do modelo, assim como também será possível encontrar as funções de massa aparente e impedância mecânica, independente do número de GDL do modelo.

O maior empecilho para o aumento indefinido dos GDL com esta abordagem é o rápido crescimento da quantidade de manipulação algébrica necessária para resolver o modelo, em especial se os cálculos são feitos na forma literal (sem valores definidos para os parâmetros do modelo), com o que acontece na versão atual da rotina utilizada para ajustar o modelo aos dados experimentais (a descrição da rotina está no item 4.2).

Por outro lado, com base nas colocações de Tregoubov (2001), pode-se afirmar que este tipo de modelo não necessita mais GDL do que seja possível justificar a partir dos dados experimentais disponíveis. São dois os aspectos que devem ser analisados para definir quantos GDL o modelo deverá ter (para cada direção modelada): em quantos tipos de parâmetros biodinâmicos *independentes* o modelo será baseado e quantas ressonâncias são observáveis nos dados experimentais de cada parâmetro biodinâmico, na faixa de frequências considerada.

As definições matemáticas de massa aparente e impedância mecânica estão diretamente relacionadas, quando se utiliza excitação harmônica (equação 25). Apesar disso, os dados experimentais parecem não refletir esta relação de forma clara. Boileau et al (1998) afirmam que, em alguns aspectos, dados experimentais de massa aparente mostram maior similaridade com os de transmissibilidade do que com os de impedância mecânica. Esta aparente incoerência parece ainda não ter sido resolvida e deverá exigir mais investigações.

A definição de transmissibilidade, por sua vez, não tem relação direta com massa aparente e impedância mecânica, o que permite afirmar que existem pelo menos dois parâmetros biodinâmicos independentes que podem ser utilizados para desenvolver um modelo. A potência absorvida é, dos parâmetros do comportamento dinâmico do corpo, o menos explorado, e sua relação com os demais parâmetros biodinâmicos merece uma investigação mais aprofundada.

#### 4.2 Ajuste do modelo aos dados experimentais

Quando se trabalha com modelos fenomenológicos, uma vez obtidos os dados necessários e definido o tipo de modelo que se quer desenvolver, é necessário encontrar os parâmetros que definem o modelo (inércia, rigidez e amortecimento, graus de liberdade) com os quais é possível descrever da melhor forma os dados experimentais. A maneira mais comum de se encontrar estes parâmetros é desenvolver um algoritmo computacional de ajuste de curvas, adaptada às características do modelo que está sendo desenvolvido.

Um algoritmo para ajuste de curvas foi desenvolvido para rodar no aplicativo de matemática simbólica MAPLE. Esta escolha foi feita em função da necessidade de manipulação algébrica extensa exigida na solução do problema. O algoritmo permite resolver as equações do movimento para quantos GDL forem necessários, e fica limitada apenas pela capacidade do computador. Uma cópia deste algoritmo foi colocada no Apêndice VIII.

Além do número de GDL, o algoritmo é flexível em alguns outros aspectos, como o número de pontos contidos no arquivo com os dados experimentais, a faixa de frequências da análise e o ponto de entrada (GDL) da vibração. Estas características do problema podem ser definidas nas primeiras linhas do programa.

O primeiro passo do algoritmo é encontrar as equações do movimento, definidas no item 4.1, em função da fixação, pelo usuário, do número de GDL do modelo. Com as equações do movimento, são definidas as funções biodinâmicas que o modelo deve descrever. A abordagem utilizada atualmente é fazer o cálculo das equações do movimento e das funções biodinâmicas antes de se atribuir valores para os parâmetros que definem o modelo (massas, amortecimentos e rigidezes). Com isso se obtém a solução algébrica das equações, permitindo que os valores dos parâmetros sejam definidos e alterados posteriormente, sem que seja necessário resolver novamente as equações. Como estes parâmetros são as variáveis do problema de ajuste do modelo aos dados experimentais, seus valores serão alterados muitas vezes durante a execução do algoritmo, fazendo esta abordagem parecer mais interessante.

Porém, é por causa desta abordagem que a quantidade de manipulação algébrica cresce rapidamente com o aumento do número de GDL. Nos computadores em que foram feitos testes

(Pentium IV 2,8 GHz, memória de 512 Mb), ficou inviável resolver problemas com mais de 5 GDL com este método. Para o caso de modelos com um número maior de GDL, as equações do movimento e as funções biodinâmicas devem ser resolvidas com os valores dos parâmetros do modelo já definidos, e deverão ser calculadas novamente cada vez que um parâmetro do modelo for alterado.

A versão atual do algoritmo faz o ajuste do modelo para a magnitude e fase da transmissibilidade e da massa aparente, resultando que os parâmetros do modelo serão justados para descrever quatro curvas distintas simultaneamente.

Para iniciar a solução do problema, é necessário definir um ponto de partida, ou seja, um conjunto inicial de valores (“chute inicial”) para os parâmetros do modelo. Com estes valores, é feito o cálculo das curvas de magnitude e fase dos parâmetros biodinâmicos aos quais o modelo está sendo ajustado. Estas as curvas são comparadas, a seguir, com as correspondentes curvas experimentais. O programa lê os dados experimentais e faz a comparação pela medida da diferença (ou erro) entre cada curva experimental e a correspondente curva de resposta do modelo, dada por

$$erro = \sqrt{\sum_{i=1}^n (V_m(i) - V_e(i))^2} \quad (54)$$

onde  $V_m$  é o valor da resposta do modelo e  $V_e$  é o valor experimental, e  $n$  é o número de pontos que se utiliza para descrever a curva de resposta em função da frequência na faixa representada. O erro é calculado para cada uma das curvas a que o modelo deve ser ajustado. O erro total do modelo é dado pela soma dos erros de cada curva, multiplicado ou não por um fator de ponderação. O ajuste do modelo aos dados experimentais será feito pela minimização do valor do erro total do modelo.

A necessidade de um fator de ponderação para o valor do erro de cada curva tem origem no fato de que as curvas representam fenômenos físicos diferentes, com unidades diferentes e com valores que não estão necessariamente na mesma ordem de grandeza, como foi observado por Boileau e Rakheja (1998). A utilização de fatores de ponderação permite que os parâmetros biodinâmicos tenham peso similar na determinação do erro do modelo.

Em um processo de ajuste de curvas, as variáveis do problema podem ou não ser submetidas a restrições, ou seja, é possível estabelecer valores limites para as variáveis ou permitir que elas assumam qualquer valor. No caso do tipo de modelo biodinâmico que será desenvolvido neste trabalho, podem ser encontradas opiniões diferentes de autores da área sobre esta questão. O algoritmo atual permite estabelecer valores limites para todas as variáveis.

Muitos autores que desenvolveram modelos do mesmo tipo que o proposto neste trabalho partiram do princípio que cada GDL do modelo estará representando uma determinada parte do corpo. Por esta razão, restringiram o valor das variáveis do modelo a limites baseados em dados antropométricos disponíveis.

Por outro lado, baseando-se nas considerações de Tregoubov (2001), as únicas restrições indispensáveis para os parâmetros deste tipo de modelo é que a sua massa total deve ser igual à massa do corpo humano, e que todos os valores de massa, rigidez e amortecimento devem ser positivos (por uma questão de consistência com a realidade física). Em relação aos demais parâmetros, a definição ou não de limites para os seus valores é uma questão de abordagem. Modelos como o proposto não precisam, necessariamente, representar a anatomia humana. Na verdade, dificilmente o farão. Além disso, ainda não se pode precisar, antecipadamente, a qual segmento do corpo cada GDL deve estar relacionado.

Esta abordagem já foi utilizada, por exemplo, por Boileau *et al.* (2002), que definiram um valor para a massa total do modelo e permitiram que este valor variasse 4% durante o processo de ajuste de curva. Para os demais parâmetros, a única restrição foi a de que seus valores deveriam ser positivos. Cho e Yoon (2001) utilizaram uma abordagem intermediária, definindo o valor de cada massa do modelo. Para os demais parâmetros, foi utilizada somente a restrição de valores positivos.

Em função de não existir a possibilidade de se medir os parâmetros antropométricos, necessários para atribuir valores limites às variáveis dos modelos, na população que será estudada neste trabalho, optou-se por desenvolver modelos sem restrições nas variáveis além da massa total, que será controlada e definida (dentro de uma faixa) de acordo com os dados dos participantes dos experimentos.

Estão, assim, feitas as definições necessárias para que se inicie o processo iterativo de ajuste de curvas, cujo objetivo é encontrar o conjunto de valores para as variáveis que resultem no menor erro total do modelo. A função objetivo, como já foi dito, é a soma ponderada das diferenças entre as curvas experimentais e as curvas de resposta do modelo

$$Erro\ total = \sum_{i=1}^k P \cdot erro_i \quad (55)$$

onde  $k$  é o número total de curvas utilizadas (magnitude + fase) e  $P$  é o fator de ponderação.

O processo de busca utilizado na minimização do erro é bem simplificado. A cada passo, o sinal da inclinação da função erro é estimado para cada uma das variáveis, e com base nisso é definido o novo valor de cada variável. Este novo valor é uma variação percentual do valor anterior, no sentido (para mais ou para menos) que resulte num valor menor do erro total. No



caso de uma variável ultrapassar o valor limite permitido (restrição), o programa assume o valor limite como o novo valor da variável.

Como o conjunto de valores iniciais é definido aleatoriamente, ele pode estar muito distante do resultado final. Para evitar que o número de passos (e o tempo necessário para resolver o problema) seja muito elevado, foi implementado um recurso que permite variar o passo utilizado. O valor do passo é definido como um percentual do valor de cada variável. Este percentual é inicialmente definido pelo usuário, e é igual para todas as variáveis. O programa irá reduzir o passo de uma variável quando seu valor começa a oscilar em torno de um ponto. A mudança é feita separadamente para cada variável.

O critério de parada do programa também utiliza este conceito: quando o passo de todas as variáveis chegar a um percentual mínimo, também definido pelo usuário, o programa encerra o processo de ajuste de curvas e apresenta os resultados. Os valores dos parâmetros que definem o modelo que melhor se ajusta aos dados experimentais são listados, e são traçados gráficos comparando as curvas experimentais e a resposta do modelo.

Em um processo de minimização de uma função, existe a questão de identificar se o mínimo encontrado não é apenas um mínimo local. Para diminuir a possibilidade disso acontecer, o processo de ajuste de curvas será repetido algumas vezes, partido de valores iniciais diferentes. Será utilizado o modelo que apresentar o menor erro total em relação aos dados experimentais.

## 5 MATERIAIS E MÉTODOS

Os experimentos relacionados com este trabalho envolveram o uso de uma mesa vibratória com capacidade para movimentar a massa correspondente a uma pessoa mais os equipamentos necessários, com aceleração suficiente e na faixa de frequências de interesse para a pesquisa. Com a pessoa sentada na mesa vibratória, foi aplicado um movimento controlado e feitas as medições de força no ponto de entrada da vibração no corpo (no caso, o assento) e de aceleração neste mesmo ponto e na cabeça. Estes dados permitiram determinar os parâmetros biodinâmicos do corpo humano que serão analisados neste trabalho.

Neste capítulo, será feita uma breve descrição da mesa vibratória, que foi construída especialmente para a realização destes experimentos, e de aspectos importantes do seu desenvolvimento. Também serão descritos os sensores e equipamentos utilizados para as medições. Finalmente, serão apresentados os procedimentos experimentais.

### 5.1 Mesa vibratória e sistema de controle

Para permitir a realização dos experimentos propostos nesta pesquisa, foi desenvolvida uma mesa vibratória com as características necessárias, ou seja, com a capacidade movimentar uma determinada carga (massa), com níveis de aceleração e em uma faixa de frequências desejados. Com base em estudos publicados anteriormente e em valores apresentados nas normas de exposição à vibração do corpo inteiro, foi definido que os níveis máximos de aceleração adequados para a exposição humana em pesquisas de laboratório encontra-se na faixa de  $2 \text{ m.s}^{-2}$  a  $3 \text{ m.s}^{-2}$  (r.m.s.).

Segundo a norma britânica BS 7085:1989, experimentos em que o valor dose de vibração (VDV) diário não exceda  $15 \text{ m.s}^{-1,75}$  podem ser realizados sem a presença de um médico no local. Este valor, segundo a norma, é similar aos observados em sistemas de transporte comuns e muitos ambientes de trabalho civil. Para vibração contínua de magnitude constante, com a que será utilizada neste trabalho, este valor de dose de vibração é equivalente aos valores r.m.s. em função do tempo de exposição apresentados na Tabela 5.1.

Tabela 5.1 – Valores de aceleração ponderada equivalentes a uma dose de vibração de  $15 \text{ m.s}^{-1,75}$  para condições de exposição mecânica à magnitude constante

Duração da exposição	1 s	4 s	16 s	1 min	4 min	16 min	1 h	4 h	8 h
Aceleração r.m.s. ponderada (em $\text{m.s}^{-2}$ )	10,71	7,57	5,36	3,84	2,72	1,92	1,38	0,98	0,82

A revisão bibliográfica mostrou também que a faixa de frequências de maior interesse para os assuntos abordados neste trabalho é de 1 até 20 Hz. Alguns autores estendem o limite

inferior até 0,5 Hz, porém pouca informação relevante aparece nesta faixa de frequências (0,5 Hz – 1 Hz) nos parâmetros biodinâmicos aqui estudados. O projeto da mesa vibratória levou em consideração a faixa de frequências de 1 a 20 Hz.

Também foi possível verificar, na revisão bibliográfica, que os experimentos podem ser feitos com excitação aleatória, senoidal ou com varredura senoidal. Esta flexibilidade no tipo de excitação facilitou as definições a respeito do equipamento.

A relação entre a faixa de frequências e a amplitude de acelerações necessária para os experimentos exige que o sistema tenha uma grande amplitude de deslocamentos em baixas frequências. Para que se tenha um movimento senoidal com aceleração de  $2 \text{ m.s}^{-2}$  na frequência de 1 Hz, é necessária uma amplitude de deslocamento da ordem de 100 mm (pico a pico). Esta amplitude de deslocamentos é incompatível com mesas vibratórias eletromagnéticas encontradas no mercado.

Em consequência, o projeto foi voltado para o desenvolvimento de um sistema mecânico baseado em acionamento hidráulico ou pneumático. Este tipo de sistema alcança facilmente a amplitude de deslocamentos necessária, porém é maior a dificuldade de se obter movimento em frequências mais altas.

A forma de acionamento mais citada em artigos que envolvem experimentos deste tipo é a hidráulica. Entretanto, o custo da aquisição ou do desenvolvimento de um sistema hidráulico que permita o controle de movimentos contendo frequências elevadas é muito alto, e ficou fora das possibilidades deste projeto.

Foi feita então a opção por um sistema de acionamento pneumático. A montagem deste sistema é muito mais simples em comparação com o sistema hidráulico, e o projeto resultou economicamente viável. As partes críticas do sistema, representado na Figura 5.1, são o cilindro, a válvula e o sistema de controle da válvula. O custo total da montagem do sistema pneumático ficou em torno dos US\$ 4.000,00 (sem o compressor). O sistema de controle (placa D/A) custa, aproximadamente, US\$ 400,00.

Foi utilizado um cilindro pneumático de dupla ação associado a uma válvula controladora de vazão proporcional 5/3 vias, ambos fabricados pela Festo. A especificação do fabricante para o cilindro é ISO DNG-160-150-PPV, e para a válvula é MPYE-5-3/8-010-B. Esta válvula permite fornecer ao cilindro uma vazão proporcional a uma tensão elétrica (controlar a vazão equivale a controlar a velocidade do pistão). Para controlar a válvula, foi utilizado um sinal digital gerado no computador e convertido através de um conversor D/A em um sinal elétrico analógico. Em função das características do sinal exigido para o controle da válvula (tensão de 0

V a 10 V) e da saída analógica conversor D/A utilizado (tensão de 0 V a 4 V - ver seção 5.2), foi necessário ainda fazer um ajuste do ganho do sinal do conversor D/A.

Além do sinal de controle, a válvula necessita de alimentação de 24 V DC. A alimentação da válvula e o ajuste do ganho do sinal do conversor D/A foram feitos em um mesmo dispositivo, projetado e construído no laboratório. Além de alimentar a válvula e ajustar o sinal, este dispositivo também permite o controle manual da posição do cilindro. Além disso, ainda é possível interromper o movimento da mesa vibratória a qualquer momento, utilizando um interruptor de segurança colocado no mesmo dispositivo.

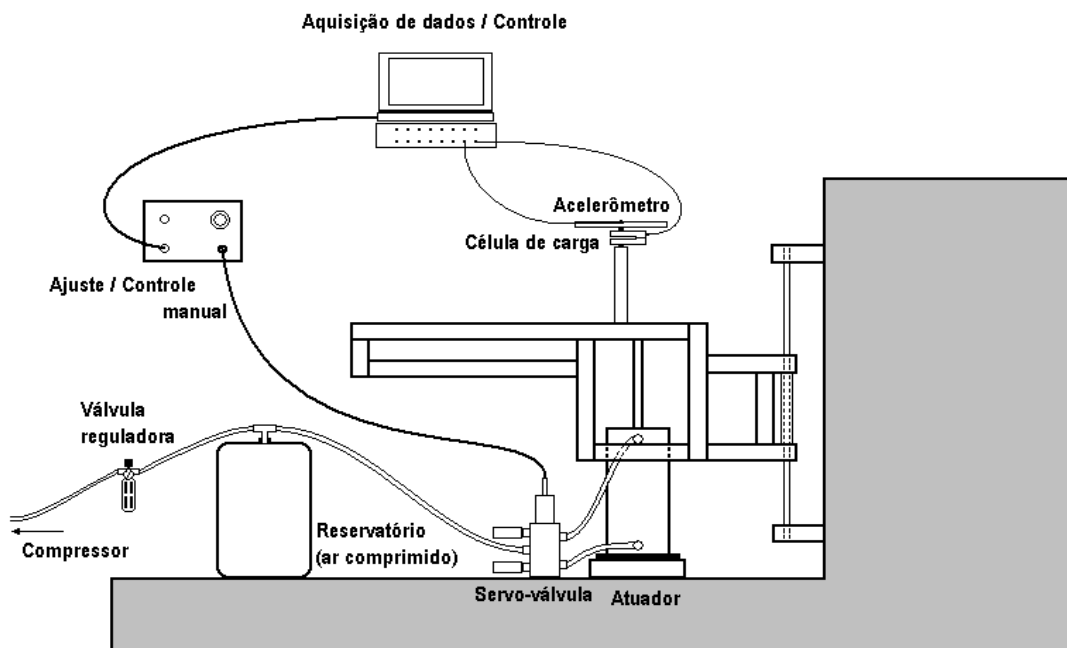


Figura 5.1 – Esquema da mesa vibratória e do sistema de controle e aquisição de dados

Nos movimentos de baixa frequência, é necessário um grande deslocamento do pistão em alta velocidade, o que significa uma grande vazão de ar comprimido. Para garantir o suprimento de ar e a manutenção da pressão do sistema durante os experimentos, foi colocado um reservatório de ar no circuito, entre a válvula reguladora e a válvula proporcional.

O sistema montado é apresentado na Figura 5.2. Uma vez montada a mesa, foi verificado o seu desempenho, em que a característica mais importante é a relação entre o sinal elétrico gerado e a resposta da mesa, suportando a carga de trabalho (massa da parte móvel da mesa vibratória mais a massa de uma pessoa), em função da frequência.

Para os experimentos relacionados com este trabalho, a mesa deve mover-se com uma densidade espectral de aceleração plana na faixa de frequência de interesse, seja respondendo a um sinal de varredura senoidal ou a um sinal aleatório com densidade espectral plana dentro da faixa de frequências. Como a maior parte dos trabalhos publicados utilizou como excitação um movimento aleatório, optou-se por ajustar a mesa para este tipo de movimento.



Figura 5.2 – Mesa vibratória montada e sistema de controle e aquisição de dados

Inicialmente, foi aplicado à válvula um sinal aleatório com o objetivo de obter um movimento com densidade espectral de aceleração constante na faixa de 1 Hz a 20 Hz. Como a válvula controla a velocidade do pistão, seria esperado uma densidade espectral plana de aceleração em resposta a um sinal que decresce com a velocidade angular. A Figura 5.3 mostra o sinal gerado no domínio do tempo. O espectro das frequências que compõe este sinal é mostrado na Figura 5.4.

A resposta da mesa a este sinal não foi, porém, a esperada. O movimento obtido na mesa com a carga de trabalho não tinha uma densidade espectral de acelerações constante. Em algumas faixas de frequência a aceleração obtida foi muito maior do que em outras. Em função disso, foi aplicada ao sinal de excitação uma curva de ponderação, definida a partir da resposta da mesa ao sinal original.

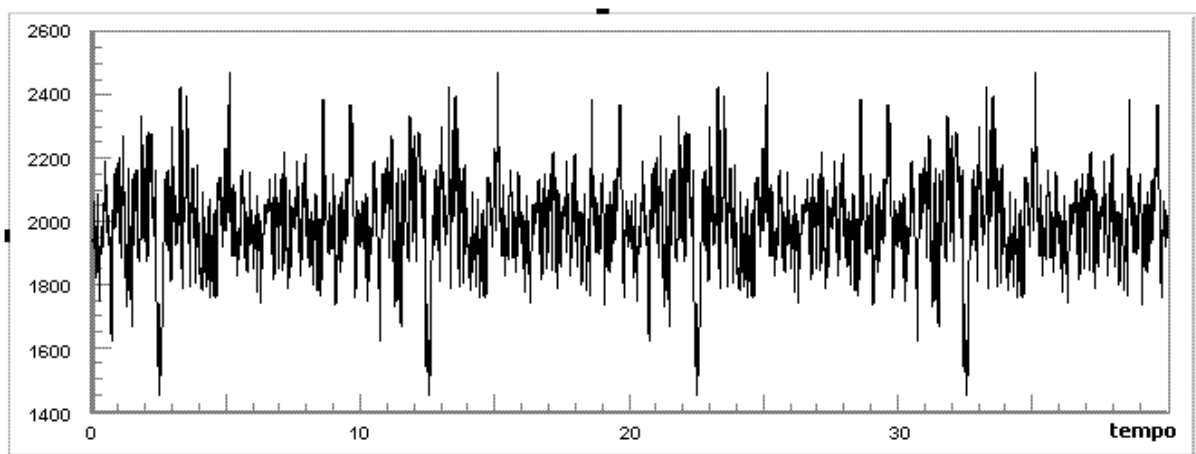


Figura 5.3 – Sinal de controle enviado originalmente para a válvula

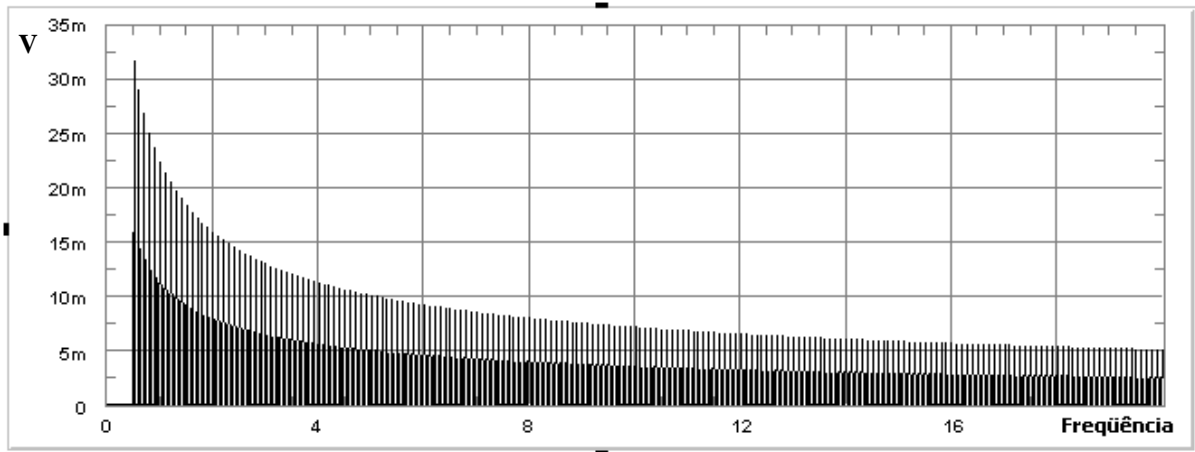


Figura 5.4 – Densidade espectral do sinal de controle enviado originalmente para a válvula

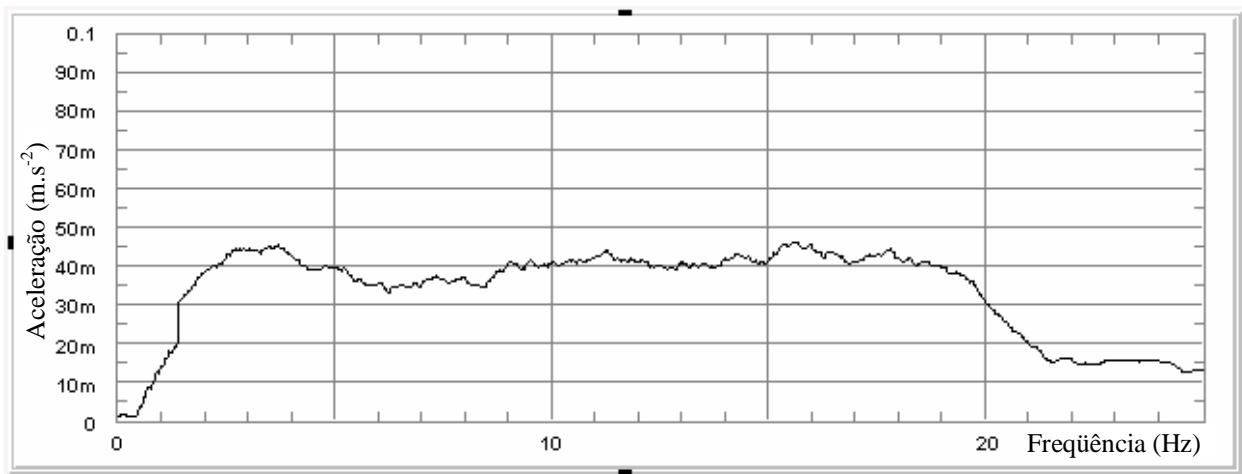


Figura 5.5 – Resposta em frequência (aceleração) da mesa ao sinal gerado corrigido.

Com esta ponderação, foi possível obter da mesa um movimento com uma densidade espectral de acelerações suficientemente plana para os objetivos deste trabalho. Um exemplo da resposta da mesa à excitação aplicada é mostrado na Figura 5.5. É possível observar alguma variabilidade na densidade espectral de acelerações da mesa em função da massa da pessoa em que é feito o experimento. Esta variação, porém, não é significativa e não justifica elaborar uma nova curva de ponderação para cada indivíduo.

## 5.2 Equipamento utilizado

A digitalização dos dados foi feita com uma placa de aquisição PCM-DAS16/330 (computerboards, EUA). Esta é placa tem resolução de 12 bits, o que permite uma resolução de até 1/4096 partes do fundo de escala. Suas características mais importantes estão listadas na tabela 5.2. A precisão da placa é dada em LSB (*least significant bit*) ou bit menos significativo.

Tabela 5.2 – Características da placa de aquisição PCM-DAS 16/330

Resolução	12 bit, 1 parte em 4096
Tempo de conversão	3 $\mu$ S
Precisão	+/- 1LSB
Linearidade integral	+/- 1LSB
Taxa de entrada	10 MHz

O controle da mesa vibratória foi feito com um programa desenvolvido no HP Vee, cujo sinal digital é convertido por uma placa D/A USB 1208FS (computerboards, EUA) ligada à mesa vibratória. Esta placa possui duas saídas analógicas que convertem um sinal digital de 12 bits em uma tensão de 0-4 Volts. Algumas características relevantes da saída analógica desta placa estão na Tabela 5.3.

Tabela 5.3 – Características da saída analógica da placa de aquisição USB 1208FS

Parâmetro	Condição	Especificação
Resolução		12-bits, 1 em 4096
Saída		0 - 4.096 V, 1 mV por LSB.
Número de canais		2
Taxa	Controlado por Software	250 S/s típico (1 canal), dependente do PC
	1 canal, continuous scan	10 kS/s
	2 canais, continuous scan, atualização simultânea	5 kS/s
Corrente de saída	Cada saída D/A	15 mA

As medições de força no assento foram feitas com uma célula de carga modelo I-500 (Alfa Instrumentos, São Paulo), similar a mostrada na Figura 5.6. As características do sensor, fornecidas pelo fabricante, estão na Tabela 5.4. A célula de carga foi ligada a um condicionador universal para extensometria modelo TMDE (TRANSDUTEC, Barcelona, Espanha). Foi feita uma calibração estática deste sistema, cujo resultado aparece na Figura 5.7. Esta calibração permitiu verificar que a sensibilidade do sistema, na configuração utilizada, é de 3,73 mV/N.



Figura 5.6 – Célula de carga modelo I-500 (Alfa Instrumentos, São Paulo) utilizada nas medições de força.

Tabela 5.4 – características da célula de carga I-500

Capacidade Nominal (kg)	500
Sensibilidade mV/V	2 +/- 0,1%
Erro combinado % saída nominal	<0,03
Creep à capacidade nominal % saída nominal	20 min:<0,03 8hs:<0,05
Zero inicial % saída nominal	+/- 1
Temperatura de trabalho útil 0 C	-5 a +60
Temperatura de trabalho compensada 0 C	0 a +50
Erro excentricidade, conforme	OIML>5000 div.
Efeito da temperatura ppm/ o C da saída nominal	no zero:<30 na calibração:<10
Máx.sobrecarga s/ alterações (% capacidade nominal)	150
Sobrecarga de ruptura (% capacidade nominal)	300
Excitação VCC ou VCA	Máxima: 15, recomendada: 10
Deflexão máxima (mm) a capacidade nominal	<1
Grau de proteção (IEC 529)	IP67

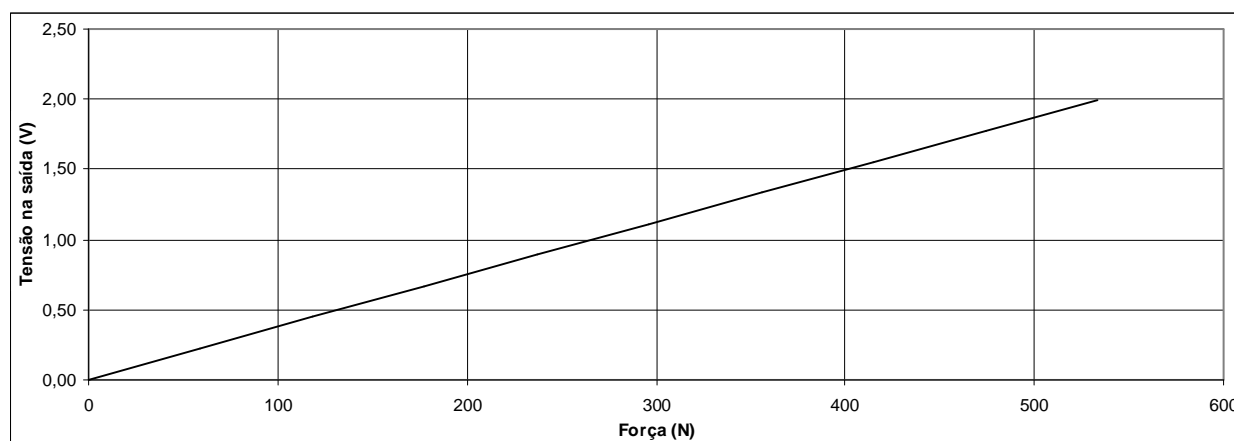


Figura 5.7 – Curva de calibração da saída analógica do condicionador Transdutech com a célula de carga no ajuste utilizado para as medições.

Para a medição da aceleração no ponto de entrada da vibração (assento), foi utilizado um acelerômetro modelo AS-10GA (Kyowa, Japão, Figura 5.8), escolhido em função da sua boa resposta em baixas frequências e alta sensibilidade (ver Tabela 5.5 e Tabela 5.6). O sensor foi ligado a um condicionador universal para extensometria modelo MGA (HBM, Darmstadt, Germany).

Tabela 5.5 – Modelos de acelerômetros Kyowa

Modelo	Capacidade	Resposta em frequência	Freq. de ressonância.
AS-1GA/GB	$\pm 9.807 \text{ m.s}^{-2}$ ( $\pm 1 \text{ G}$ )	DC até 40 Hz, $\pm 5 \%$	70 Hz
AS-2GA/GB	$\pm 19.61 \text{ m.s}^{-2}$ ( $\pm 2 \text{ G}$ )	DC até 60 Hz, $\pm 5 \%$	100 Hz
AS-5GA/GB	$\pm 49.03 \text{ m.s}^{-2}$ ( $\pm 5 \text{ G}$ )	DC até 100 Hz, $\pm 5 \%$	190 Hz
AS-10GA/GB	$\pm 98.07 \text{ m.s}^{-2}$ ( $\pm 10 \text{ G}$ )	DC até 150 Hz, $\pm 5 \%$	320 Hz
AS-20GA/GB	$\pm 196.1 \text{ m.s}^{-2}$ ( $\pm 20 \text{ G}$ )	DC até 250 Hz, $\pm 5 \%$	530 Hz



Tabela 5.6 – Características do acelerômetro Kyowa AS-10GA/GB

Saída	0.5mV/V (1000x10 <sup>-6</sup> strain) min
Não-linearidade	±1%RO
Histerese	±1%RO
Sensibilidade transversal	±4%
Massa aproximada	15 g

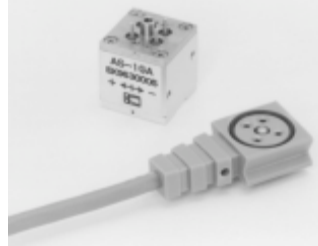


Figura 5.8 – Acelerômetro utilizado para medir a vibração no ponto de entrada (assento).

Os dados para determinar a transmissibilidade do corpo humano foram obtidos com os acelerômetros fixados diretamente na pele. Embora tenham quase todas as características desejáveis para medição da vibração no ponto de entrada, os acelerômetros da Kyowa são demasiadamente pesados para realizar medições com o sensor fixado desta forma.

Após analisadas as alternativas disponíveis, optou-se por utilizar micro-accelerômetros modelo 2250AM1-10 (Endevco, San Juan Capistrano, CA), disponíveis no laboratório, em virtude de sua pequena massa (0,4 g). Estes acelerômetros respondem na faixa de 2 a 15000 Hz com  $\pm 1$  dB. O gráfico da resposta típica em frequência, fornecido pelo fabricante, é mostrado na Figura 5.9.

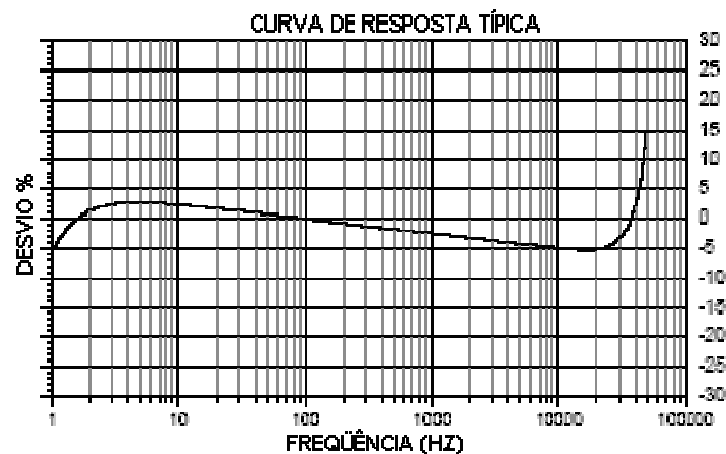


Figura 5.9 – Curva típica de resposta em função da frequência de um acelerômetro Endevco 2250AM1-10 que será utilizado nas medições de aceleração no corpo humano. Fonte: Manual Endevco 2250AM1-10.

### 5.3 Procedimentos experimentais

Os procedimentos experimentais descritos a seguir envolvem seres humanos. Por esta razão, foram submetidos à aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade. Todas as pessoas que participaram do experimento receberam uma breve explicação sobre os procedimentos a que seriam submetidos e sobre os objetivos da pesquisa, e assinaram um Termo de Consentimento Informado. Uma cópia deste termo está no Apêndice III, e uma cópia da carta de aprovação do CEP foi colocada no Apêndice IV.

Participaram dos experimentos dois grupos de seis pessoas. O primeiro grupo foi composto apenas por voluntários da comunidade universitária (grupo de controle). O segundo grupo foi formado por motoristas profissionais, que conduzem ônibus urbanos da empresa *Sociedade de Ônibus Urbanos Ltda. (SOUL)*, localizada na cidade de Alvorada, região metropolitana de Porto Alegre, RS. Todos os indivíduos que participaram dos experimentos foram do sexo masculino.

Além das medições relacionadas diretamente com a determinação dos parâmetros biodinâmicos, foi medido o peso e a altura de cada um dos indivíduos que participaram dos experimentos. Foi, ainda, registrada a idade e, no grupo de motoristas, o tempo de exercício da profissão.

Para a determinação dos parâmetros biodinâmicos, foram feitas medições de força e aceleração, na direção vertical, no ponto de entrada de vibração (assento). Estas informações permitem determinar a massa aparente, a impedância mecânica e a potência absorvida na direção em que foram feitas as medições (vertical). Também foi medida a aceleração vertical na cabeça de cada indivíduo, que, juntamente com o sinal de aceleração no assento, permite determinar a transmissibilidade do assento à cabeça na direção vertical.

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, conforme foi visto na revisão bibliográfica e discutido no item 3.2. Como não havia disponível um dispositivo tipo *bite bar*, optou-se por fixar o acelerômetro diretamente na pele com fita adesiva de dupla face.

Para minimizar o efeito do sistema local (formado pela pele e o acelerômetro), foi criado um dispositivo para aumentar a área de contato do sensor com a pele, feito com uma peça de plástico. Este dispositivo é mostrado na Figura 5.10, onde também é possível ver o local de fixação do sensor para a realização dos experimentos. O alinhamento do sensor com a direção de interesse (vertical) foi feito visualmente pelo pesquisador no momento da fixação. O indivíduo em que estava sendo feito o experimento era instruída a ficar olhando para um ponto fixo

localizado a 5 m de distância durante todo o procedimento. O acelerômetro era, então, colocado no lugar. A norma ISO 2631-1:1997 para medições com o corpo humano permite uma variação no alinhamento do sensor, em relação à direção em que se quer medir, de até 15 graus. Esta inclinação representaria um erro de aproximadamente 3,5 % no valor da aceleração medida, menor do que distorção do sensor em função da frequência, que é de 5% para faixa em questão. Este ângulo é facilmente detectado visualmente, permitindo que o alinhamento dos sensores fosse feito desta forma.



Figura 5.10 – Dispositivo de fixação do acelerômetro para as medições de vibração na cabeça

Durante a realização dos ensaios, os participantes foram instruídos a permanecer sentados com as mãos sobre as pernas. Para cada indivíduo, foram feitas medições em duas posturas diferentes, classificadas como postura ereta e postura relaxada. A Figura 5.11 ilustra a diferença entre as duas posturas com um dos participantes do experimento. Para garantir que todos os participantes ficassem com a região femural da perna em uma posição próxima à horizontal, foi utilizado um apoio com altura variável para os pés.

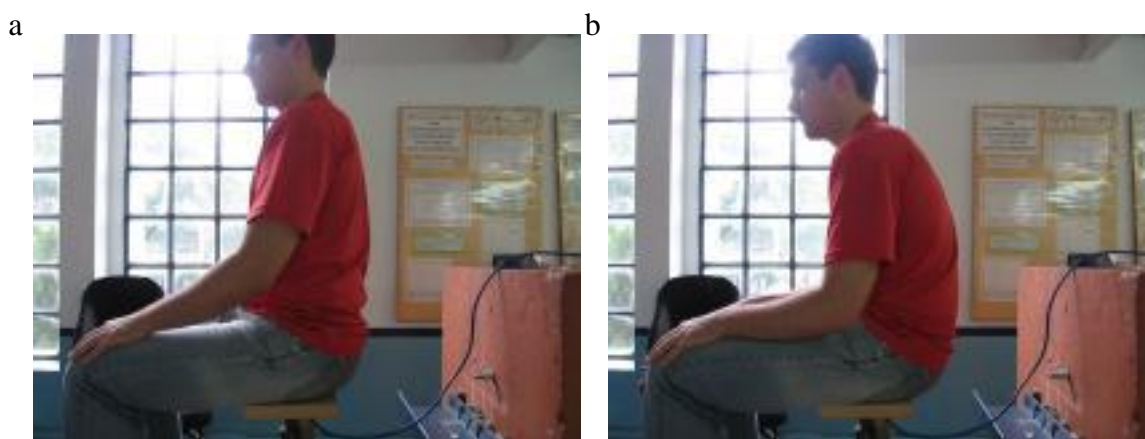


Figura 5.11 – Posturas adotadas durante as medições: (a) “ereto” e (b) “relaxado”

Para a realização das medições, o voluntário era instruído a posicionar-se no assento instrumentado e manter uma das posturas analisadas, e então era submetido ao movimento aleatório descrito na seção 5.1 durante o período de 40 s. Cada voluntário foi submetido a este

procedimento duas vezes em cada postura, resultando em um tempo total de exposição de 160 s (caso não fosse necessário repetir algum ensaio).

O efeito da variação da amplitude da vibração nos parâmetros biodinâmicos foi explorado com a aplicação de movimentos com aceleração de  $2 \text{ m.s}^{-2}$  r.m.s e de  $1,5 \text{ m.s}^{-2}$  r.m.s. Como existe uma variabilidade intrínseca na resposta da mesa vibratória, foram considerados válidos os sinais em que a aceleração r.m.s. ficou dentro de um limite de 10 % para mais ou para menos deste valor. Os ensaios em que o nível de aceleração ficou fora destes limites foram refeitos.

Os níveis de aceleração utilizados foram definidos a partir de uma relação de compromisso, entre um sinal com amplitude suficiente para garantir uma boa resposta de todos os sensores e os limites definidos pela norma BS 7085 (1989) para experimentos em laboratório com pessoas expostas à vibração. A dose de vibração, correspondente ao tempo de exposição aos níveis de aceleração utilizados resulta, sempre, dentro dos limites recomendados pela norma. Mesmo que seja necessário realizar algumas repetições dos ensaios, a dose de vibração pode ser mantida dentro dos limites da norma mantendo uma boa margem de segurança (ver Tabela 5.1).

## 6 APRESENTAÇÃO E ANÁLISE DOS RESULTADOS

Ao longo deste texto, foram descritos os vários parâmetros utilizados para descrever a resposta do corpo humano a um movimento cíclico (vibração) imposto: transmissibilidade, massa aparente, impedância mecânica e potência absorvida. Estes são os chamados parâmetros biodinâmicos do corpo humano. Os dados obtidos nos experimentos descritos no capítulo anterior permitem estimar todos estes parâmetros para os indivíduos que participaram da pesquisa.

Os resultados apresentados a seguir foram obtidos a partir dos dados dos experimentos realizados como parte deste trabalho. Os cálculos dos parâmetros biodinâmicos estão de acordo com as definições apresentadas no capítulo 3.6. A potência absorvida normalizada foi calculada pela equação 30.

Serão apresentados os resultados da transmissibilidade (magnitude e fase), da massa aparente normalizada (magnitude e fase) e da potência absorvida (magnitude). A impedância mecânica pode ser calculada a partir da integral dos dados de aceleração no ponto de entrada, e, desta forma, estaria baseada nos mesmos dados da massa aparente e a potência absorvida. Por esta razão, a impedância mecânica não foi calculada. Todos os resultados serão apresentados na forma de gráficos e tabelas.

Os gráficos de massa aparente e potência absorvida serão apresentados na faixa de frequências de 1 Hz a 20 Hz. Os dados de transmissibilidade utilizam a aceleração medida com um acelerômetro cuja faixa de utilização inicia em 2 Hz. Para este parâmetro biodinâmico, serão apresentados gráficos na faixa de frequências entre 1,5 Hz e 20 Hz, embora eventuais conclusões baseadas em comportamentos observados abaixo de 2 Hz estejam sujeitas a erros experimentais.

### 6.1 Parâmetros biodinâmicos experimentais

Serão apresentados a seguir os gráficos mostrando os resultados experimentais de transmissibilidade, massa aparente e potência absorvida nos indivíduos que participaram desta pesquisa. A magnitude da massa aparente foi normalizada pela divisão dos valores pela parcela da massa de cada indivíduo suportada pelo assento (os valores estão na Tabela 6.3).

Deste ponto em diante, o grupo composto por membros da comunidade universitária será chamado de grupo de controle. Todos os indivíduos que participaram dos experimentos tiveram a sua massa, altura e idade registradas, informações básicas que podem ser utilizadas na interpretação dos dados experimentais. Para o grupo de motoristas de ônibus, foi ainda registrado o tempo que cada um alega ter exercido a profissão de motorista. Estas informações aparecem na Tabela 6.1 (grupo de controle) e na Tabela 6.2 (grupo de motoristas de ônibus).

Tabela 6.1 – Dados dos indivíduos do grupo de controle

Indivíduos	Massa (kg)	Altura (m)	Idade (anos)
IDc 1	88,2	1,82	21
IDc 2	95,5	1,86	30
IDc 3	74,4	1,96	21
IDc 4	80,0	1,87	27
IDc 5	79,1	1,86	34
IDc 6	84,2	1,80	30

Tabela 6.2 – Dados dos indivíduos do grupo de motoristas profissionais

Indivíduo	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	3 meses

As tabelas com os valores dos parâmetros biodinâmicos calculados a partir dos experimentos para cada indivíduo serão apresentadas no Apêndice V. Nesta seção, os resultados estão apresentados na forma de gráficos, separados por grupo de indivíduos, postura e tipo de parâmetro estudado. Os gráficos da Figura 6.1 até a Figura 6.15 são referentes ao grupo de controle. Os gráficos da Figura 6.16 até a Figura 6.30 referem-se aos grupo dos motoristas de ônibus.

Tabela 6.3 – Comparação da massa total dos indivíduos com a parcela da massa sustentada pela célula de carga (assento) nas duas posturas estudadas (relaxado e ereto)

Indivíduos	Grupo de controle		Motoristas de ônibus	
	Massa total (kg)	Massa sustentada (ereto/relaxado) (kg)	Massa total (kg)	Massa sustentada (ereto/relaxado) (kg)
ID 1	88,2	66,2/64,2	91,5	70,8/70,9
ID 2	95,5	71,3/70,6	90,0	69,3/68,7
ID 3	74,4	56,0/53,6	73,1	55,0/54,0
ID 4	80,0	58,4/60,8	83,0	64,4/63,0
ID 5	79,1	56,9/61,3	56,0	45,6/44,9
ID 6	84,2	68,3/65,9	93,0	71,5/71,3
Média	83,4	62,8/62,7	81,1	62,8/62,1

Em cada figura serão apresentados dois gráficos, cada um com os dados correspondentes a um nível de aceleração no ponto de entrada ( $1,5 \text{ m.s}^{-2}$  e  $2 \text{ m.s}^{-2}$ ). Sobreposto às curvas individuais, aparece a curva da média dos valores. A Figura 6.1 e a Figura 6.2 apresentam a magnitude da transmissibilidade para o grupo de controle, respectivamente na postura “relaxado” e na postura ereto”. Na Figura 6.3, são colocadas em um mesmo gráfico as quatro curvas de valores médios (duas magnitudes para cada uma das duas posturas).

Os gráficos da Figura 6.4 e da Figura 6.5 mostram a magnitude massa aparente normalizada do grupo de controle, respectivamente na postura “relaxado” e na postura “ereto”. A Figura 6.6 mostra as médias para todos os indivíduos do grupo em cada repetição do experimento, nas duas posturas e magnitudes.

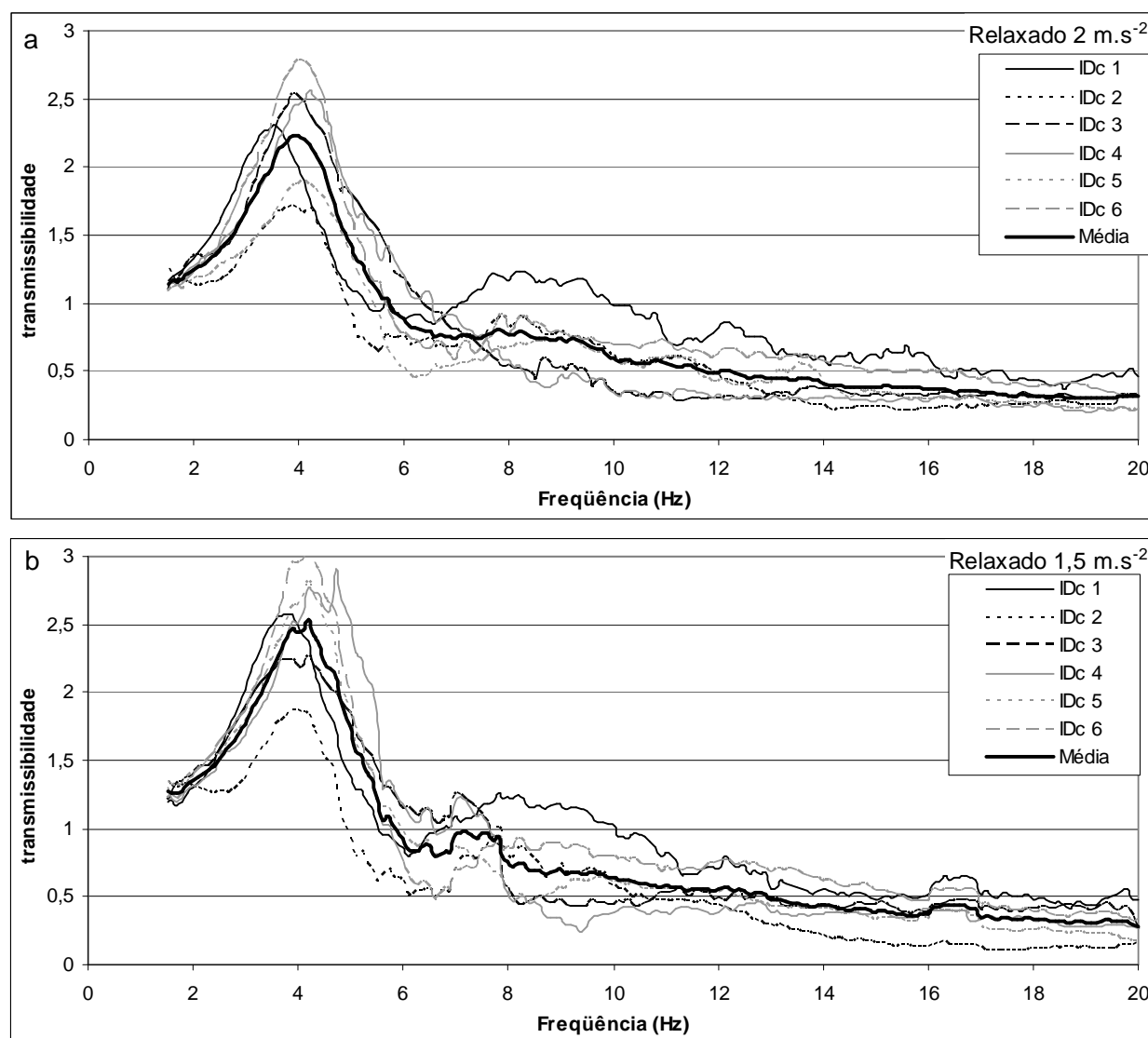


Figura 6.1 – Magnitude da transmissibilidade experimental na postura “relaxado” dos indivíduos do grupo de controle, (a) 2 m.s<sup>-2</sup> e (b) 1,5 m.s<sup>-2</sup>.

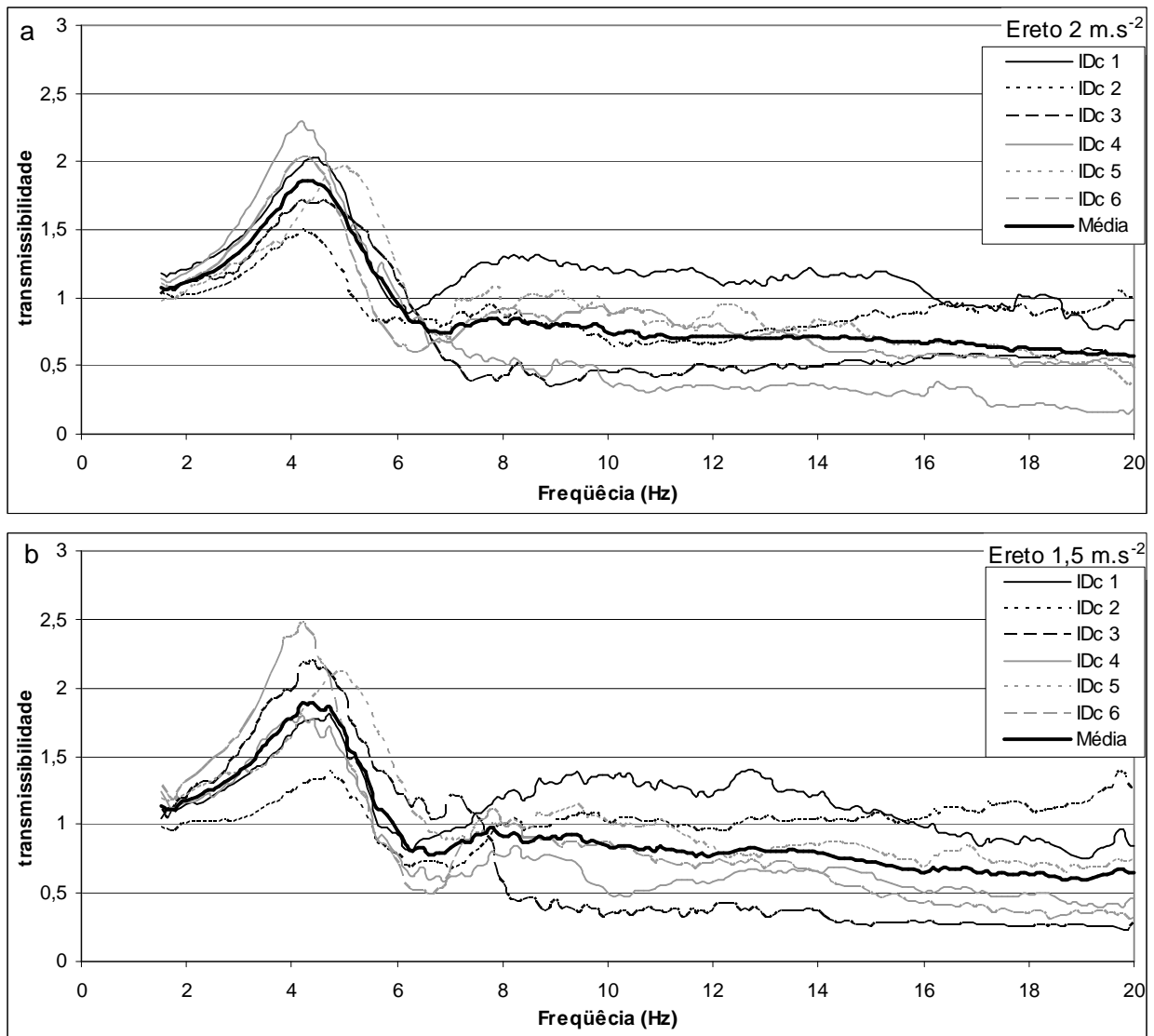


Figura 6.2 – Magnitude da transmissibilidade experimental na postura “ereto” dos indivíduos do grupo de controle, (a)  $2 \text{ m.s}^{-2}$  e (b)  $1,5 \text{ m.s}^{-2}$ .

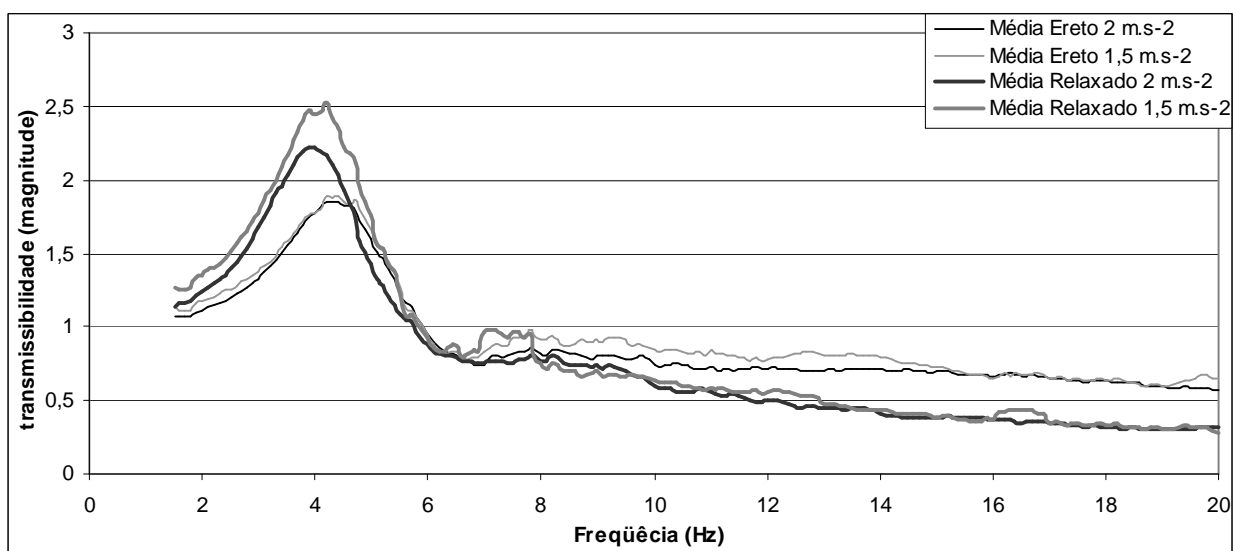


Figura 6.3 – Média dos dados de magnitude da transmissibilidade, para as posturas “ereto” e “relaxado”, dos indivíduos do grupo de controle



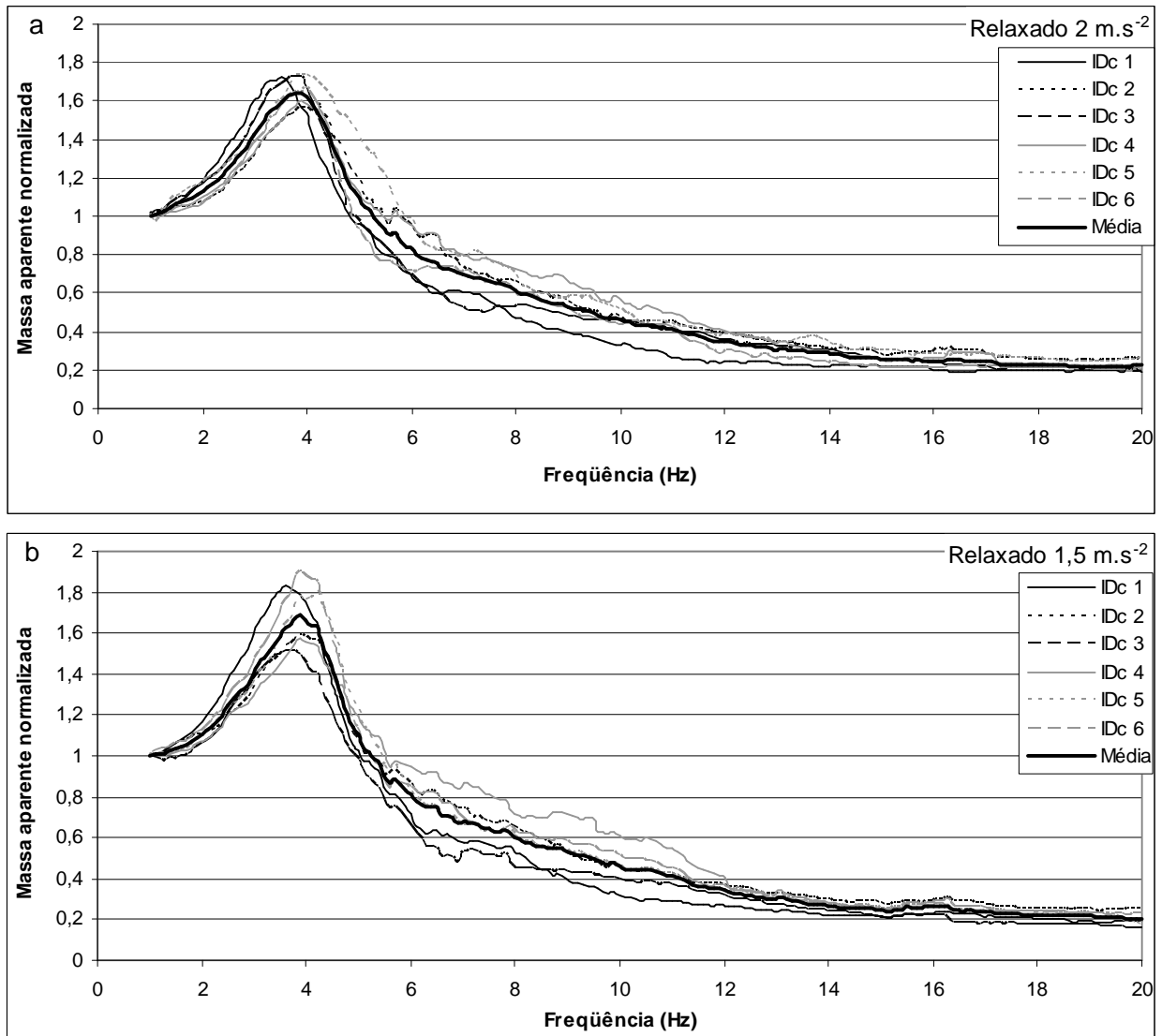


Figura 6.4 – Magnitude da massa aparente normalizada na postura “relaxado” dos indivíduos do grupo de controle, (a) 2 m.s<sup>-2</sup> e (b) 1,5 m.s<sup>-2</sup>.

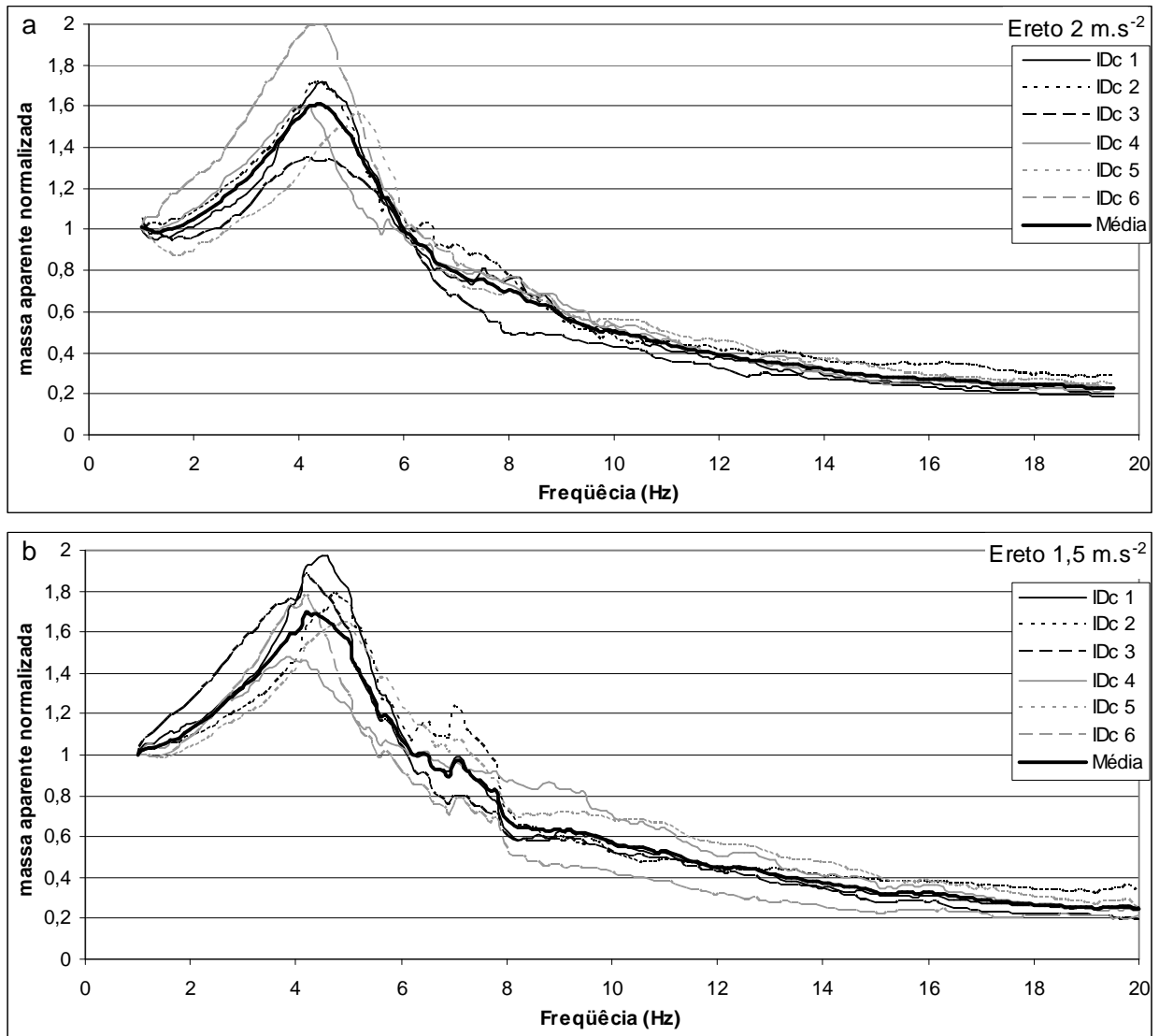


Figura 6.5 - Magnitude da massa aparente normalizada na postura “ereto” dos indivíduos do grupo de controle, (a)  $2 \text{ m.s}^{-2}$  e (b)  $1,5 \text{ m.s}^{-2}$ .

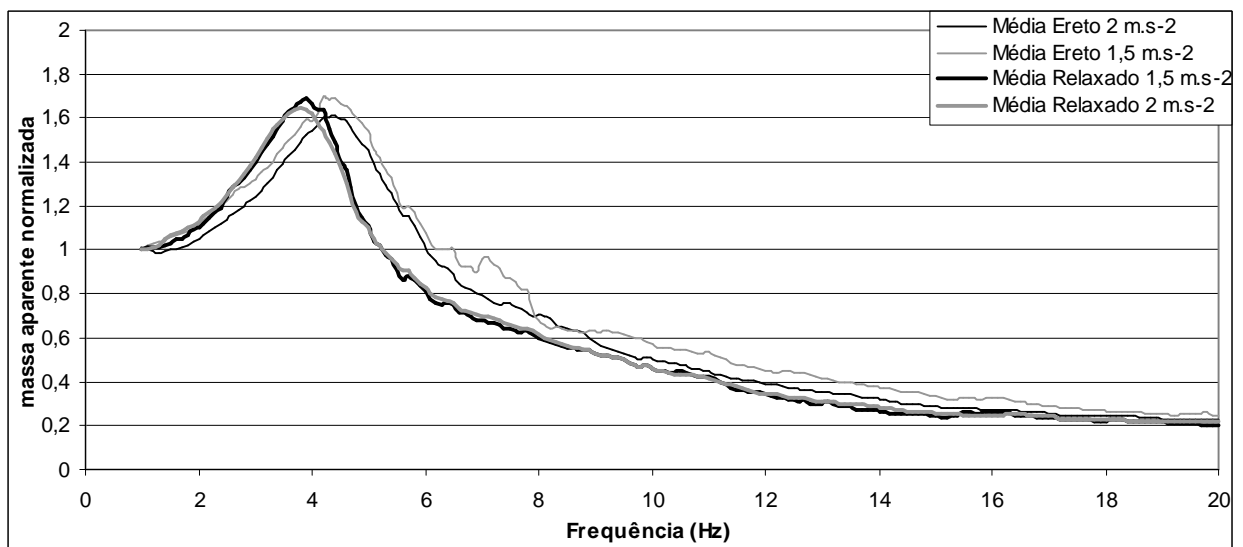


Figura 6.6 - Valores médios dos dados de magnitude da massa aparente normalizada, para as posturas “ereto” e “relaxado”, dos indivíduos do grupo de controle

Os gráficos de fase da transmissibilidade são apresentados na Figura 6.7 (postura relaxado), Figura 6.8 (postura ereto) e na Figura 6.9 (médias para as duas posturas). Os gráficos de fase da massa aparente são apresentados na Figura 6.10 (postura relaxado), Figura 6.11 (postura ereto) e na Figura 6.12 (médias para as duas posturas).

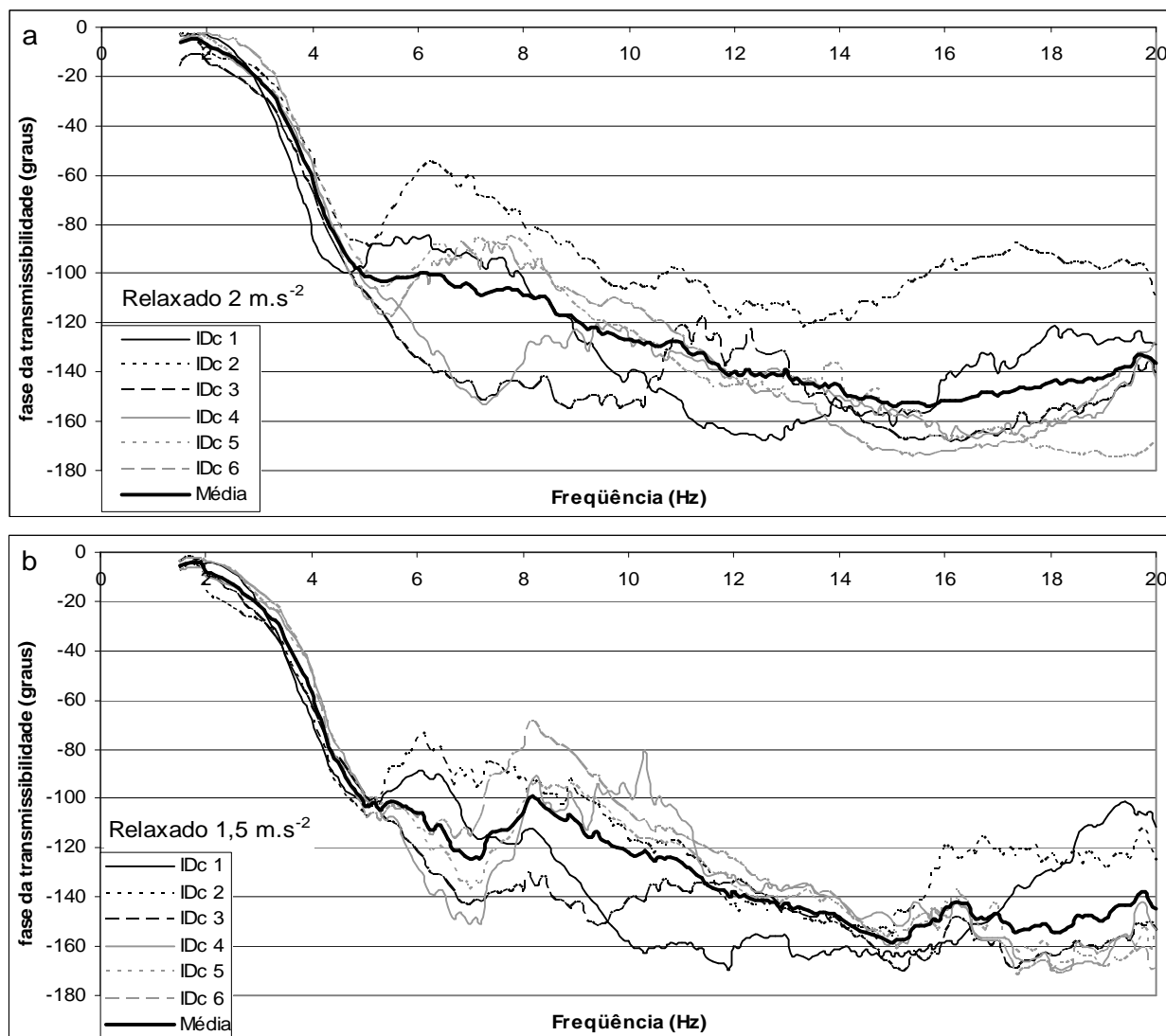


Figura 6.7 - Fase da transmissibilidade experimental na postura “relaxado” dos indivíduos do grupo de controle, (a) 2 m.s<sup>-2</sup> e (b) 1,5 m.s<sup>-2</sup>.

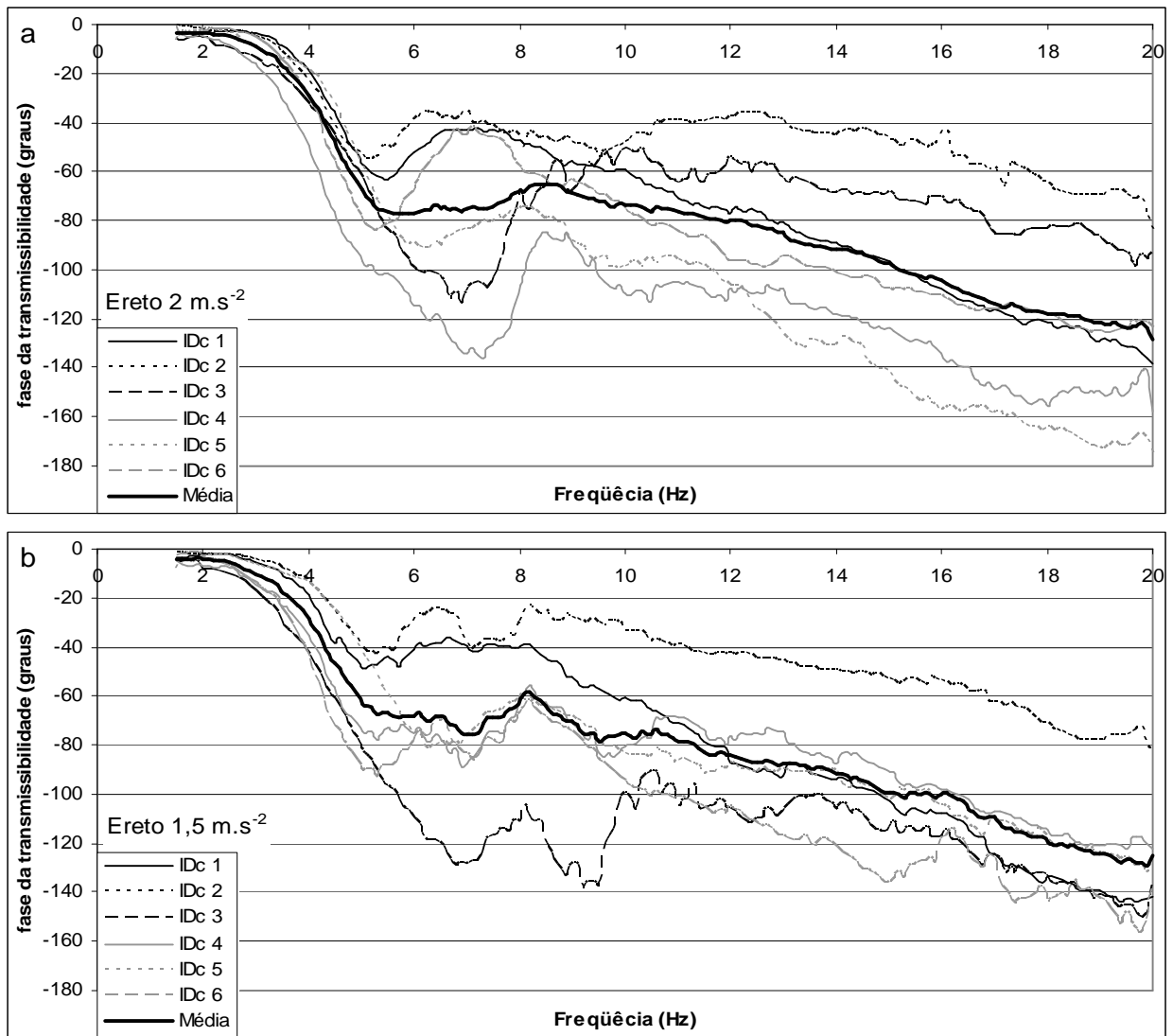


Figura 6.8 - Fase da transmissibilidade experimental na postura “ereto” dos indivíduos do grupo de controle, (a)  $2 \text{ m.s}^{-2}$  e (b)  $1,5 \text{ m.s}^{-2}$ .

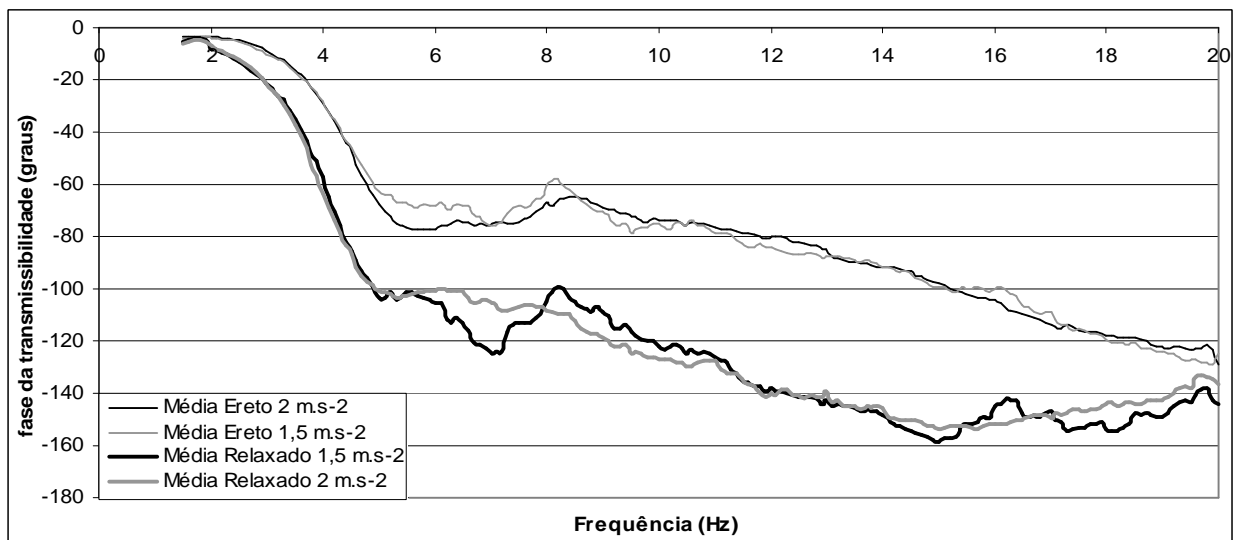


Figura 6.9 - Valores médios dos dados de fase da transmissibilidade, para as posturas “ereto” e “relaxado”, dos indivíduos do grupo de controle.

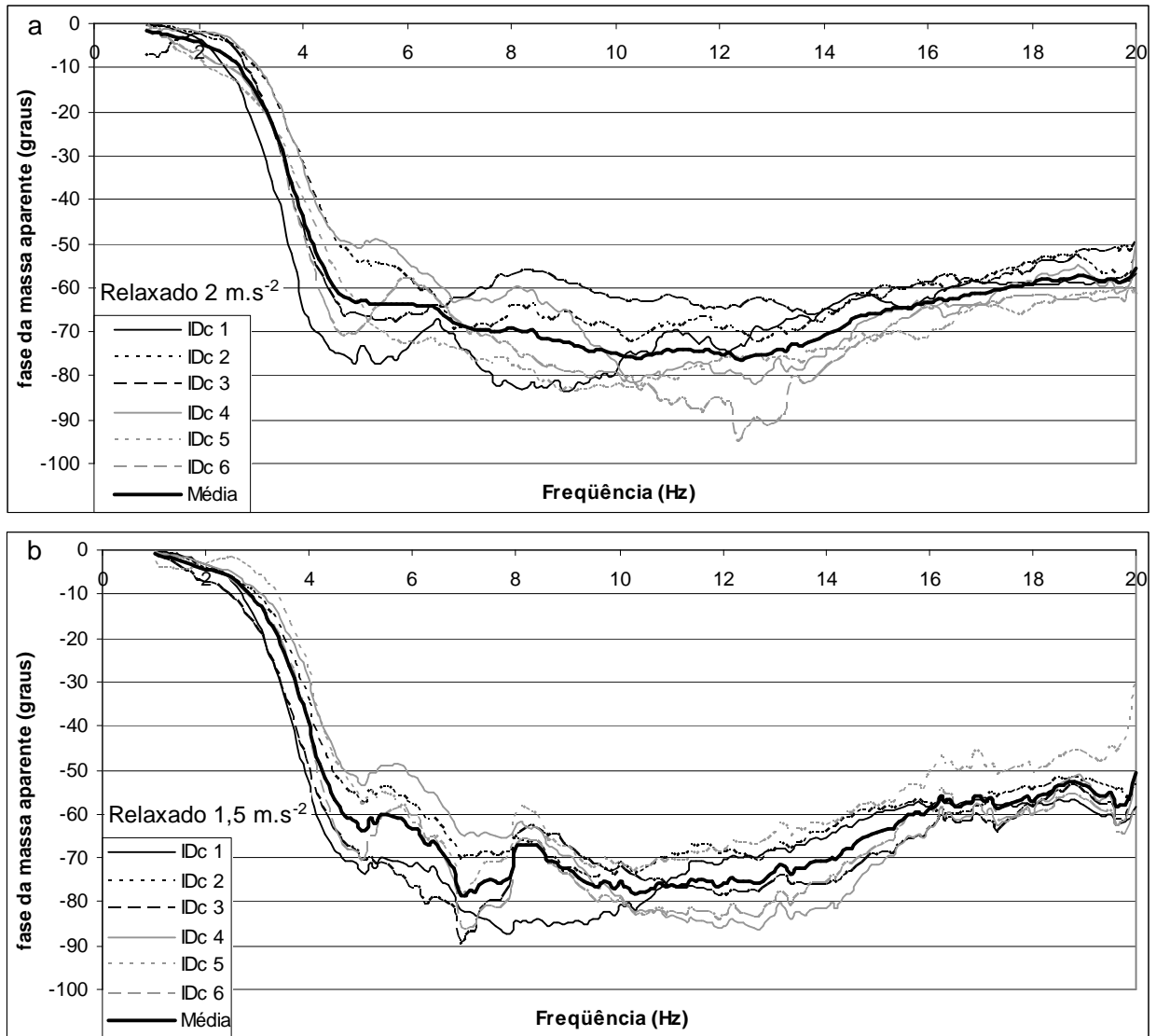


Figura 6.10 – Fase da massa aparente experimental na postura “relaxado” dos indivíduos do grupo de controle, (a) 2 m.s<sup>-2</sup> e (b) 1,5 m.s<sup>-2</sup>.

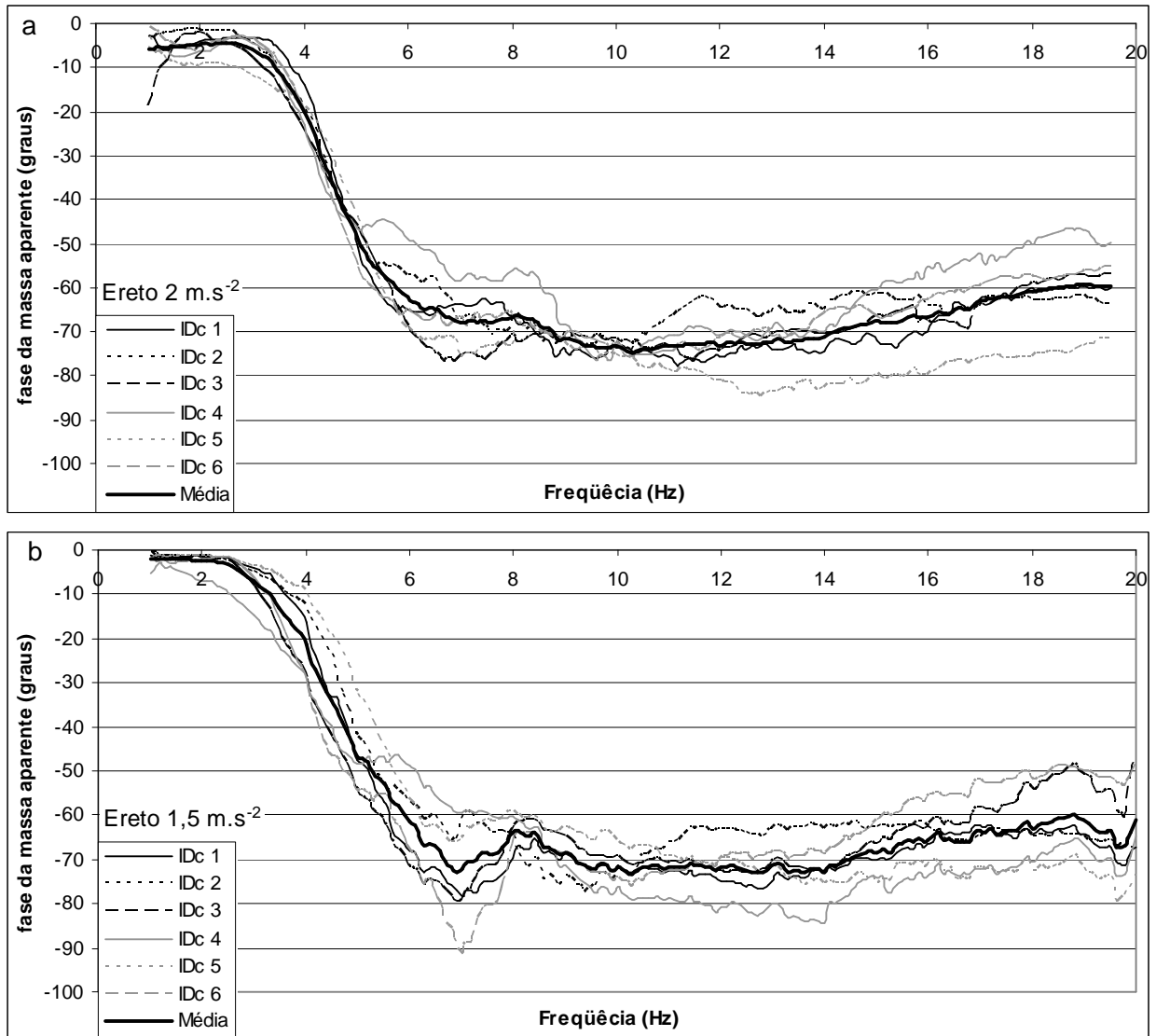


Figura 6.11 – Fase da massa aparente experimental na postura “ereto” dos indivíduos do grupo de controle, (a)  $2 \text{ m.s}^{-2}$  e (b)  $1,5 \text{ m.s}^{-2}$ .

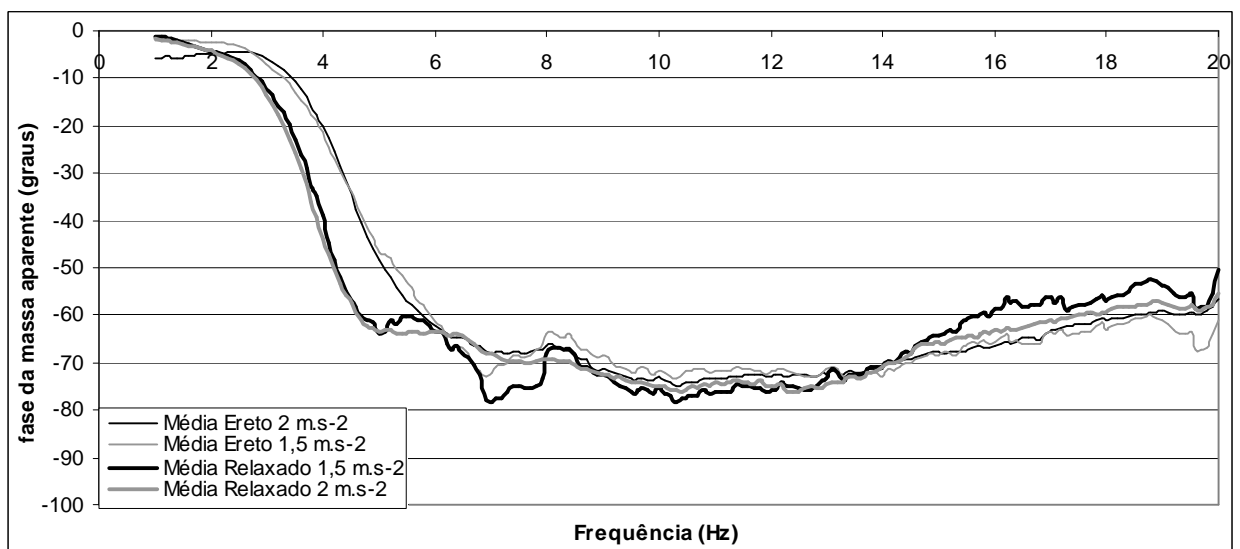


Figura 6.12 - Valores médios dos dados de fase da massa aparente, para as posturas “ereto” e “relaxado”, dos indivíduos do grupo de controle

Os resultados de potência absorvida normalizada são apresentados na Figura 6.13 (valores para a postura relaxado), na Figura 6.14 (valores para a postura ereto) e na Figura 6.15 (valores médios para as duas posturas).

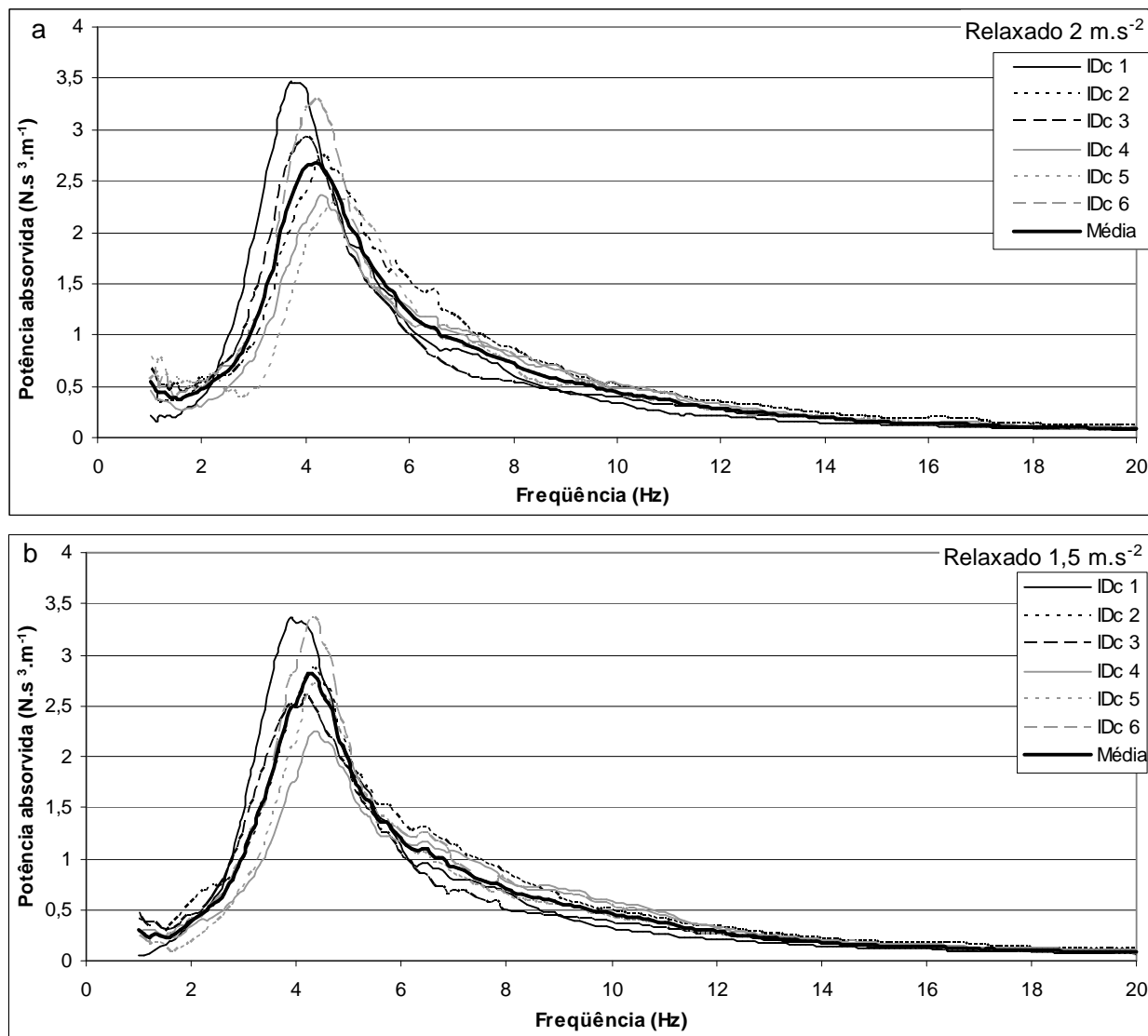


Figura 6.13 - Magnitude da potência absorvida normalizada na postura “relaxado” dos indivíduos do grupo de controle, (a) 2 m.s<sup>-2</sup> e (b) 1,5 m.s<sup>-2</sup>.

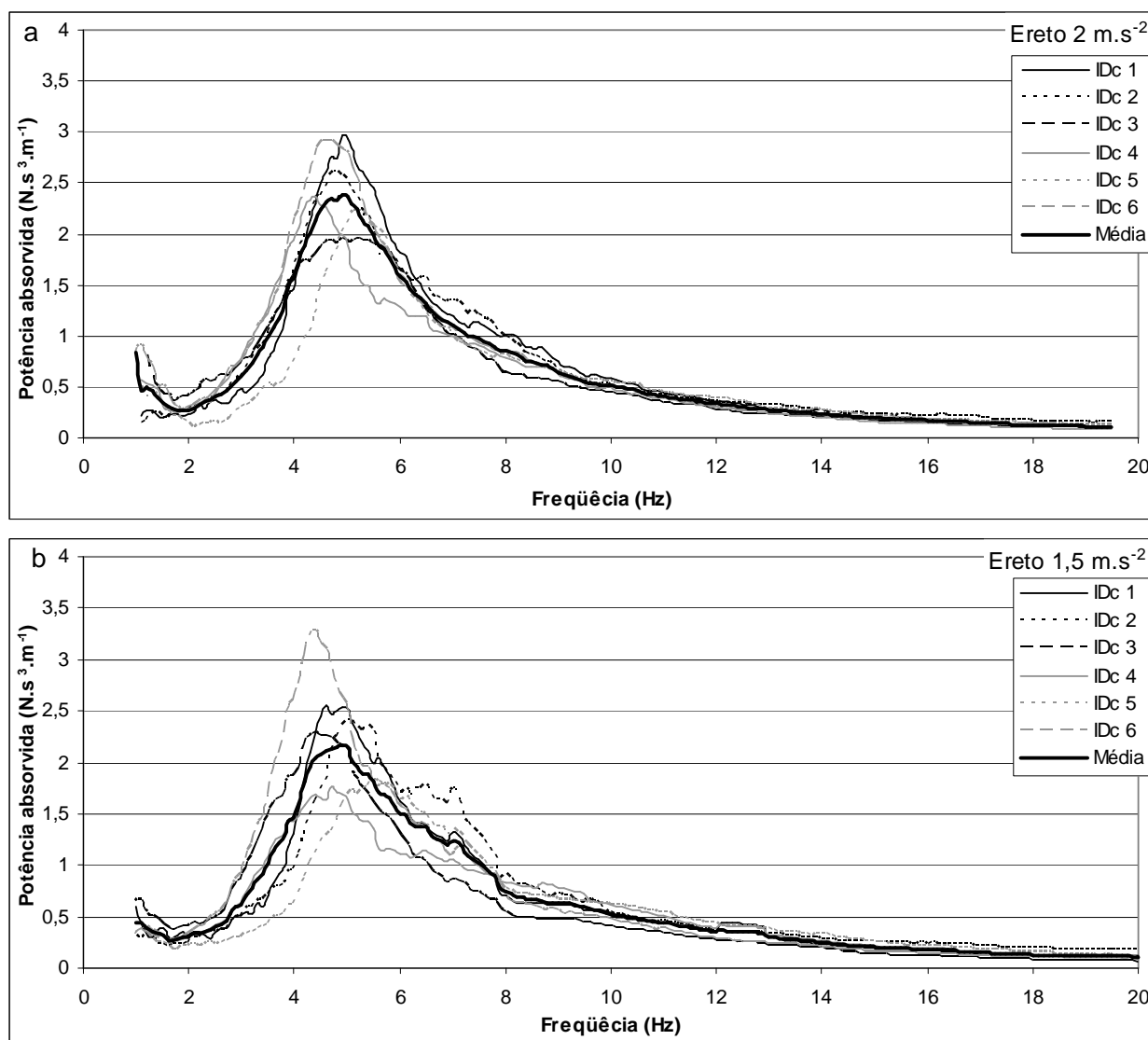


Figura 6.14 - Magnitude da potência absorvida normalizada na postura “ereto” dos indivíduos do grupo de controle (a) 2 m.s<sup>-2</sup> e (b) 1,5 m.s<sup>-2</sup>.

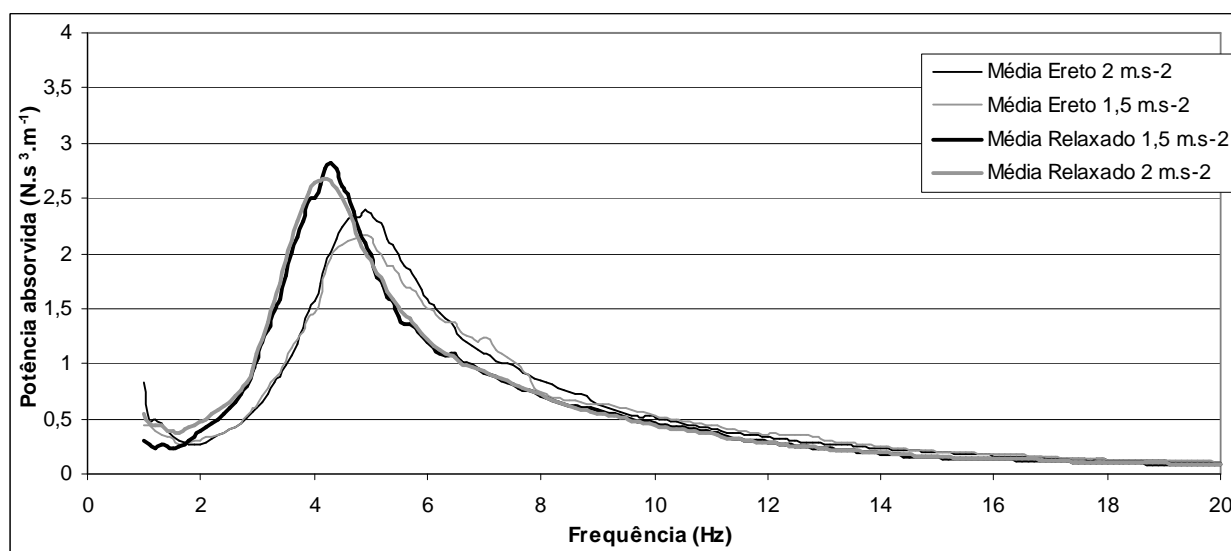


Figura 6.15 – Valores médios da potência absorvida normalizada, para as posturas “ereto” e “relaxado”, dos indivíduos do grupo de controle.



Os gráficos a seguir mostram os resultados experimentais para o grupo de indivíduos formado por motoristas de ônibus. O procedimento experimental e os parâmetros calculados são os mesmos que os feitos para o grupo de pessoas do grupo de controle. A seqüência de apresentação dos resultados é a mesma utilizada no grupo anterior: são apresentados, para cada parâmetro, os gráficos com os resultados da medição nas duas magnitudes de vibração em cada postura de todos os indivíduos do grupo e, em seguida, um gráfico apenas com os valores médios nas duas magnitudes e nas duas posturas.

Os gráficos da Figura 6.16 até a Figura 6.18 referem-se à magnitude da transmissibilidade, e da Figura 6.19 até a Figura 6.21 à magnitude da massa aparente. Os gráficos de fase correspondentes aparecem da Figura 6.22 até a Figura 6.24 (transmissibilidade) e da Figura 6.25 até a Figura 6.27 (massa aparente). Por último, os resultados da potência absorvida são mostrados da Figura 6.28 até a Figura 6.30.

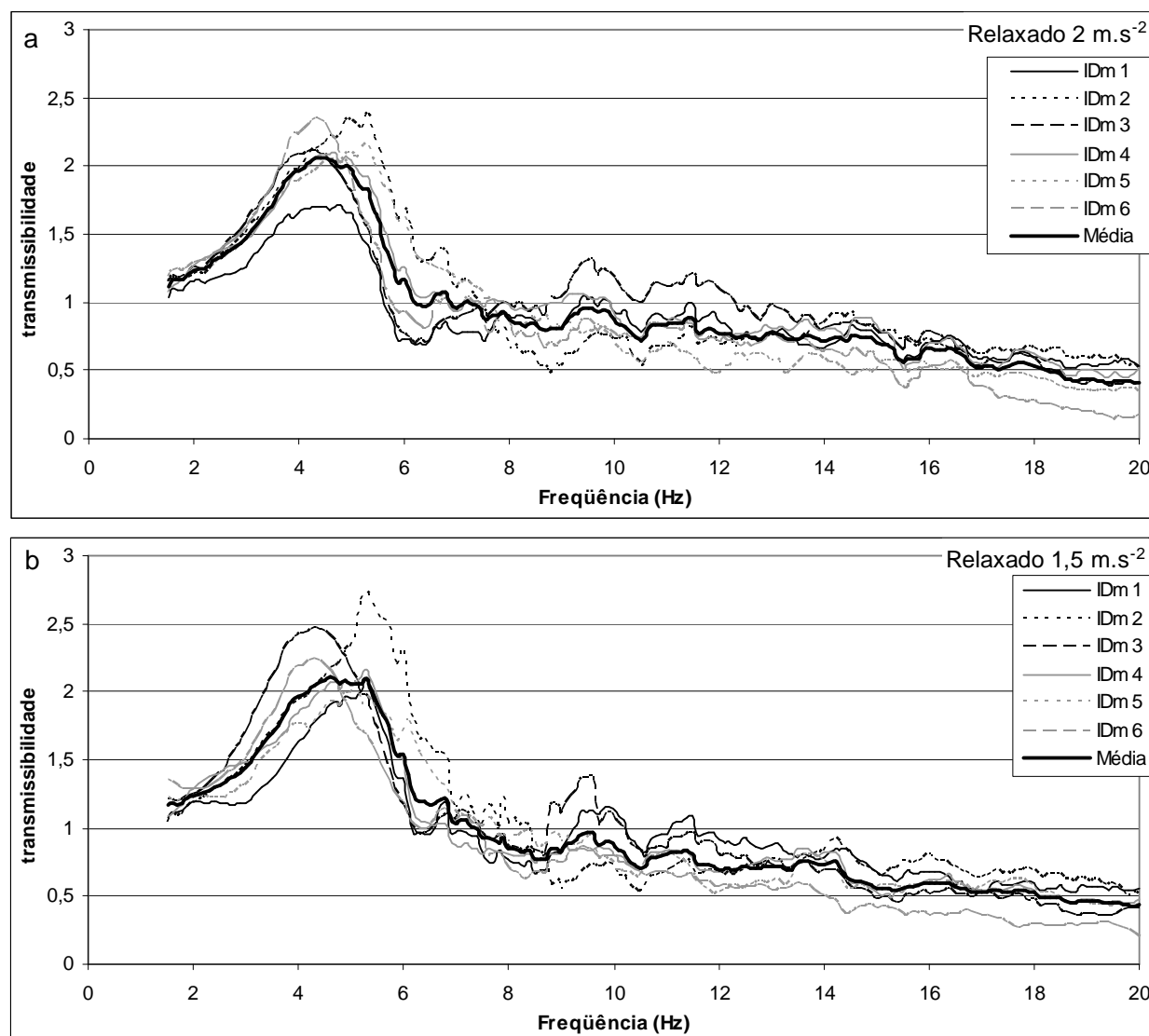


Figura 6.16 – Magnitude da transmissibilidade experimental na postura “relaxado” dos indivíduos do grupo de motoristas, (a) 2 m.s<sup>-2</sup> e (b) 1,5 m.s<sup>-2</sup>.

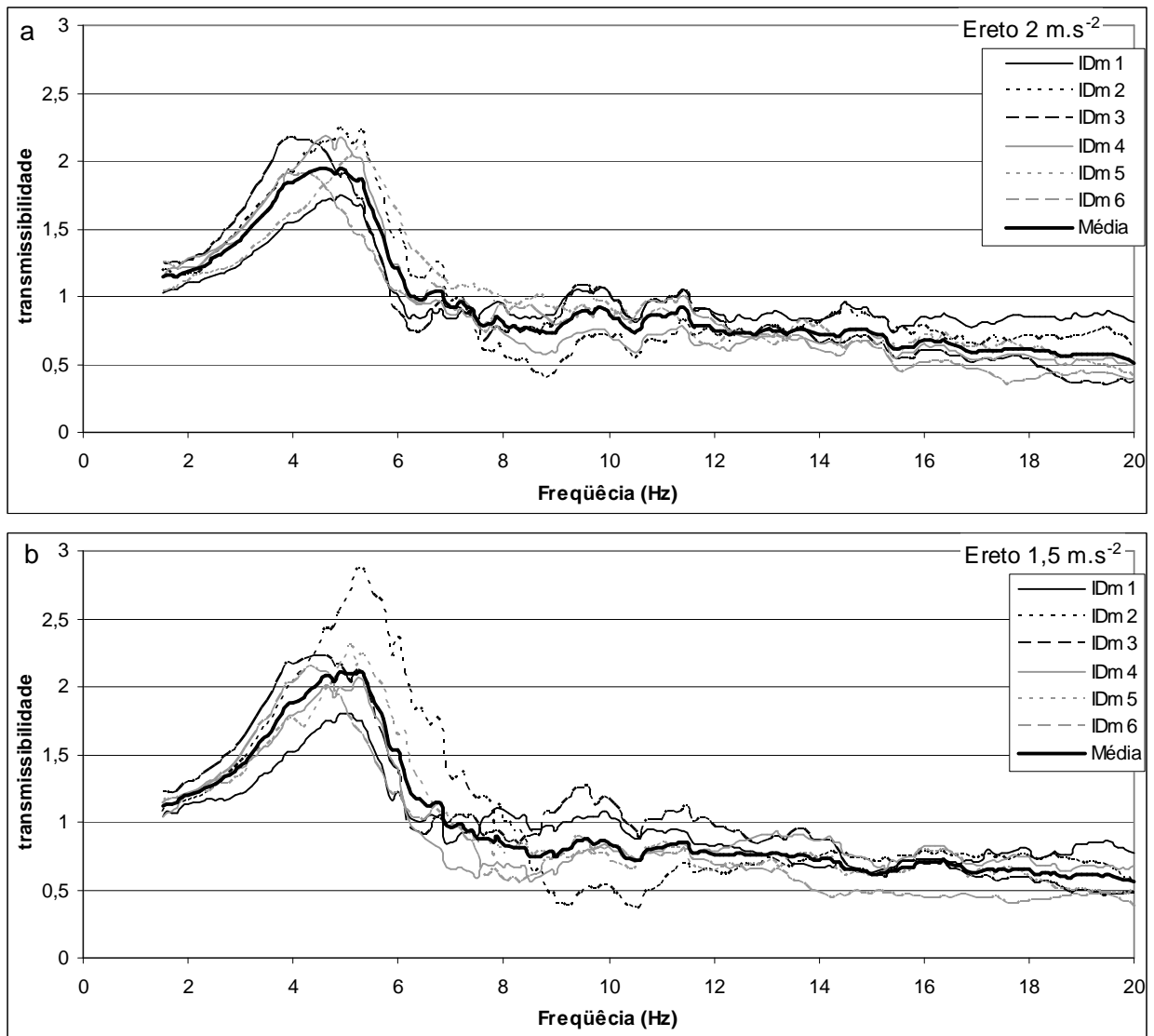


Figura 6.17 – Magnitude da transmissibilidade experimental na postura “ereto” dos indivíduos do grupo de motoristas, (a) 2 m.s<sup>-2</sup> e (b) 1,5 m.s<sup>-2</sup>.

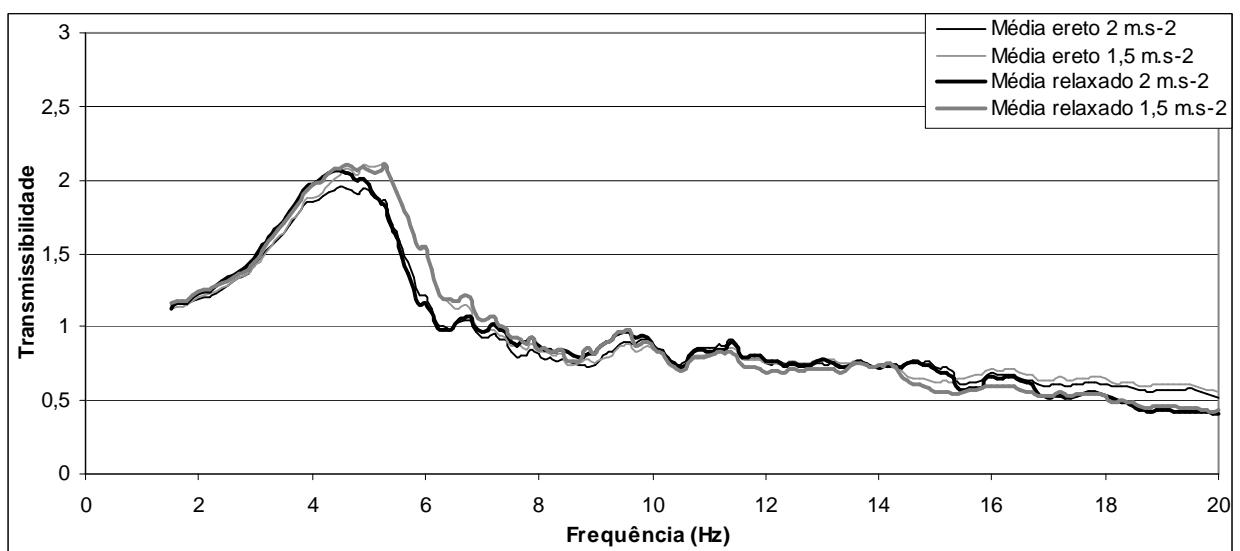


Figura 6.18 – Média dos dados de magnitude da transmissibilidade, para as posturas “ereto” e “relaxado”, dos indivíduos do grupo de motoristas.

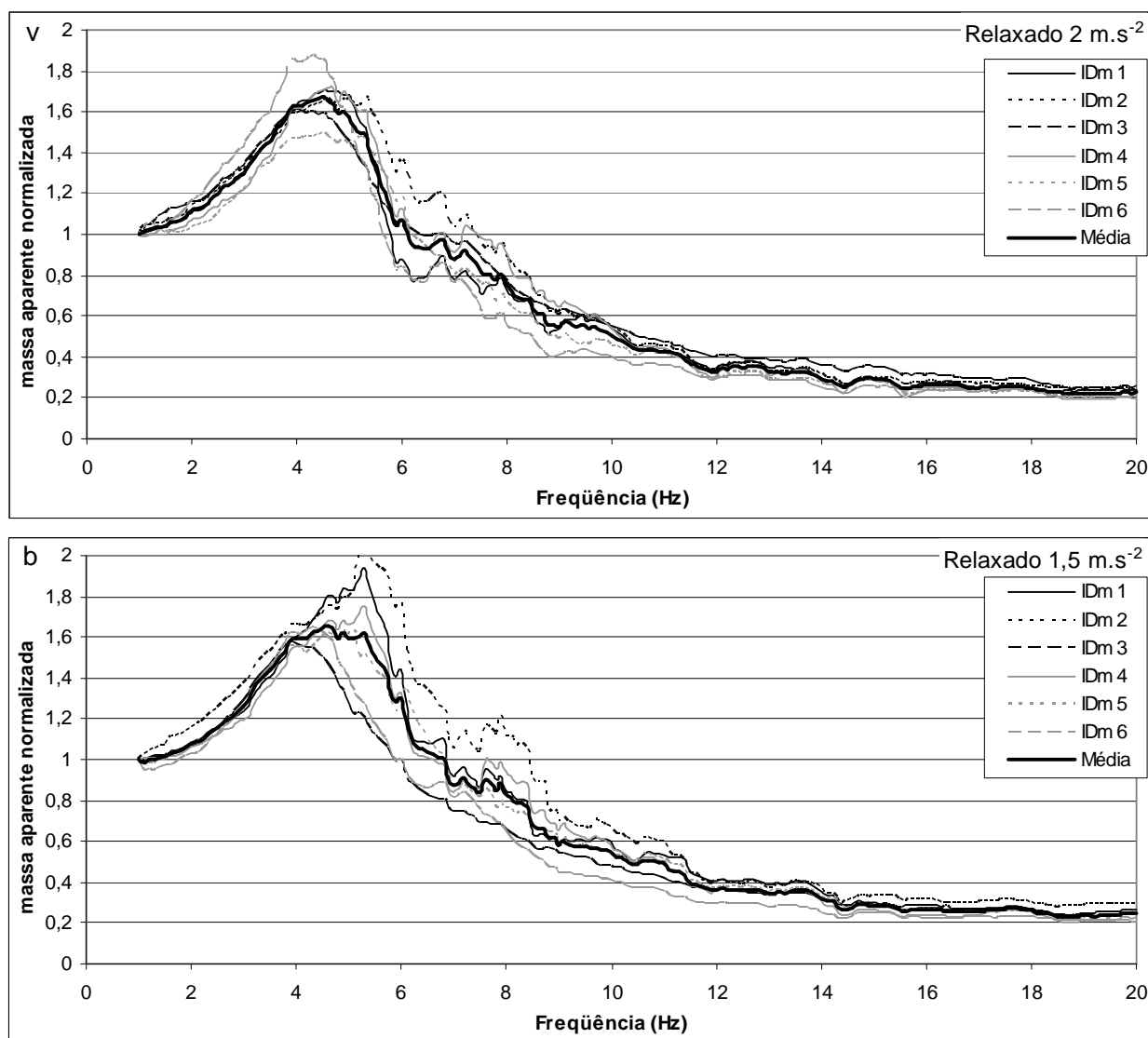


Figura 6.19 – Magnitude da massa aparente normalizada na postura “relaxado” dos indivíduos do grupo de motoristas, (a)  $2 \text{ m.s}^{-2}$  e (b)  $1,5 \text{ m.s}^{-2}$ .

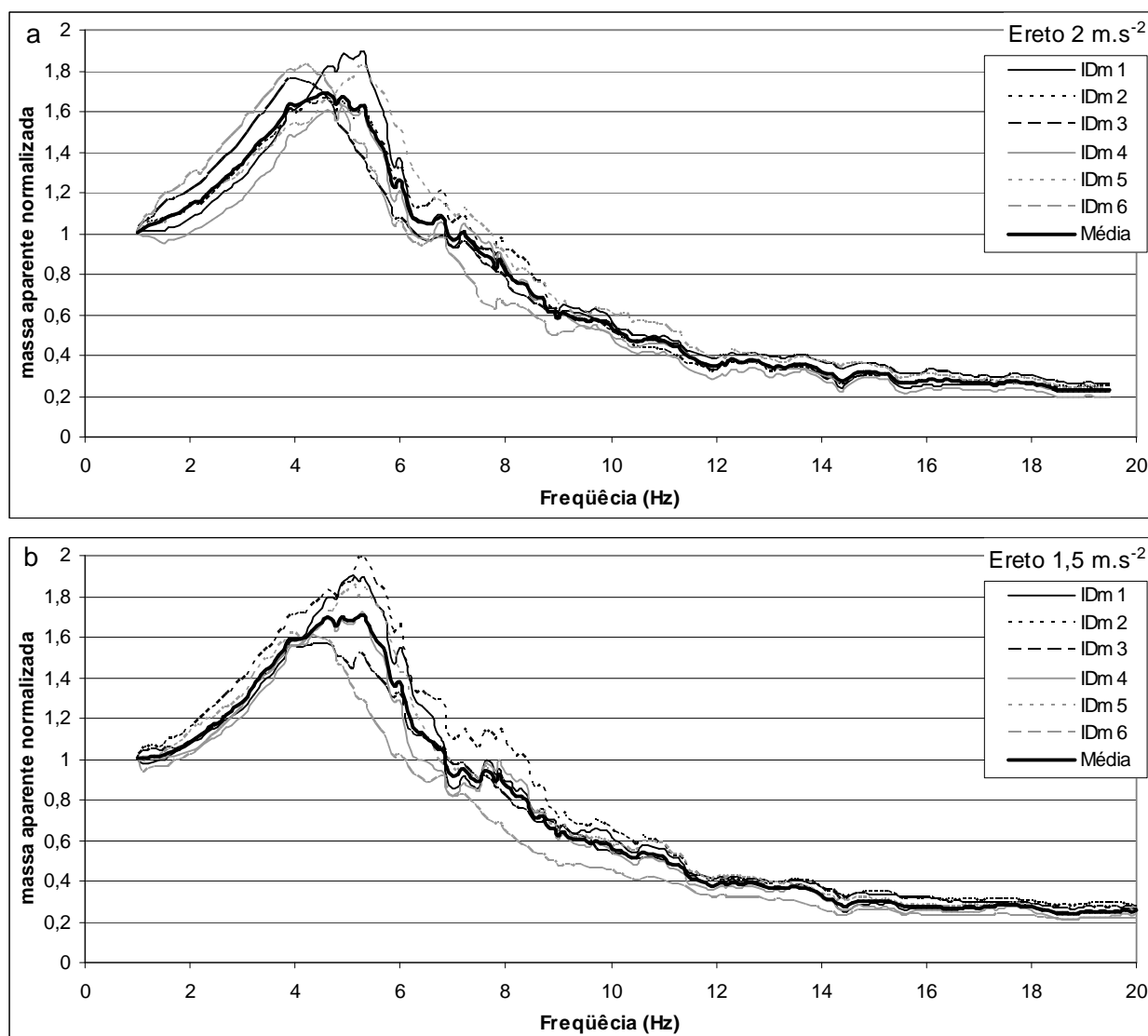


Figura 6.20 - Magnitude da massa aparente normalizada na postura “ereto” dos indivíduos do grupo de motoristas, (a)  $2 \text{ m.s}^{-2}$  e (b)  $1,5 \text{ m.s}^{-2}$ .

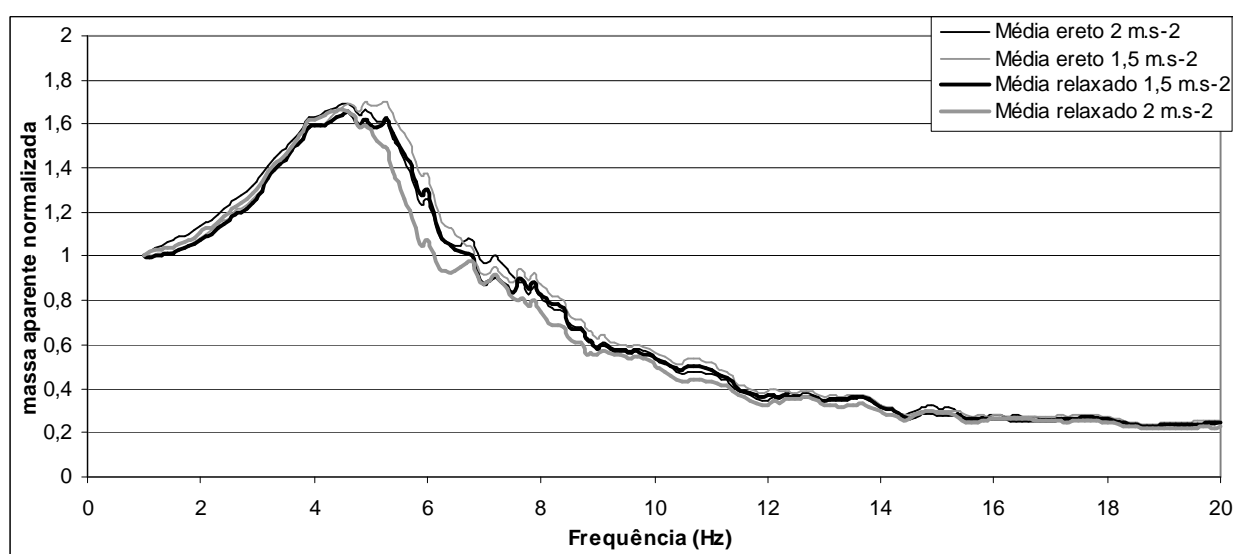


Figura 6.21 - Valores médios dos dados de magnitude da massa aparente normalizada, para as posturas “ereto” e “relaxado”, dos indivíduos do grupo de motoristas.

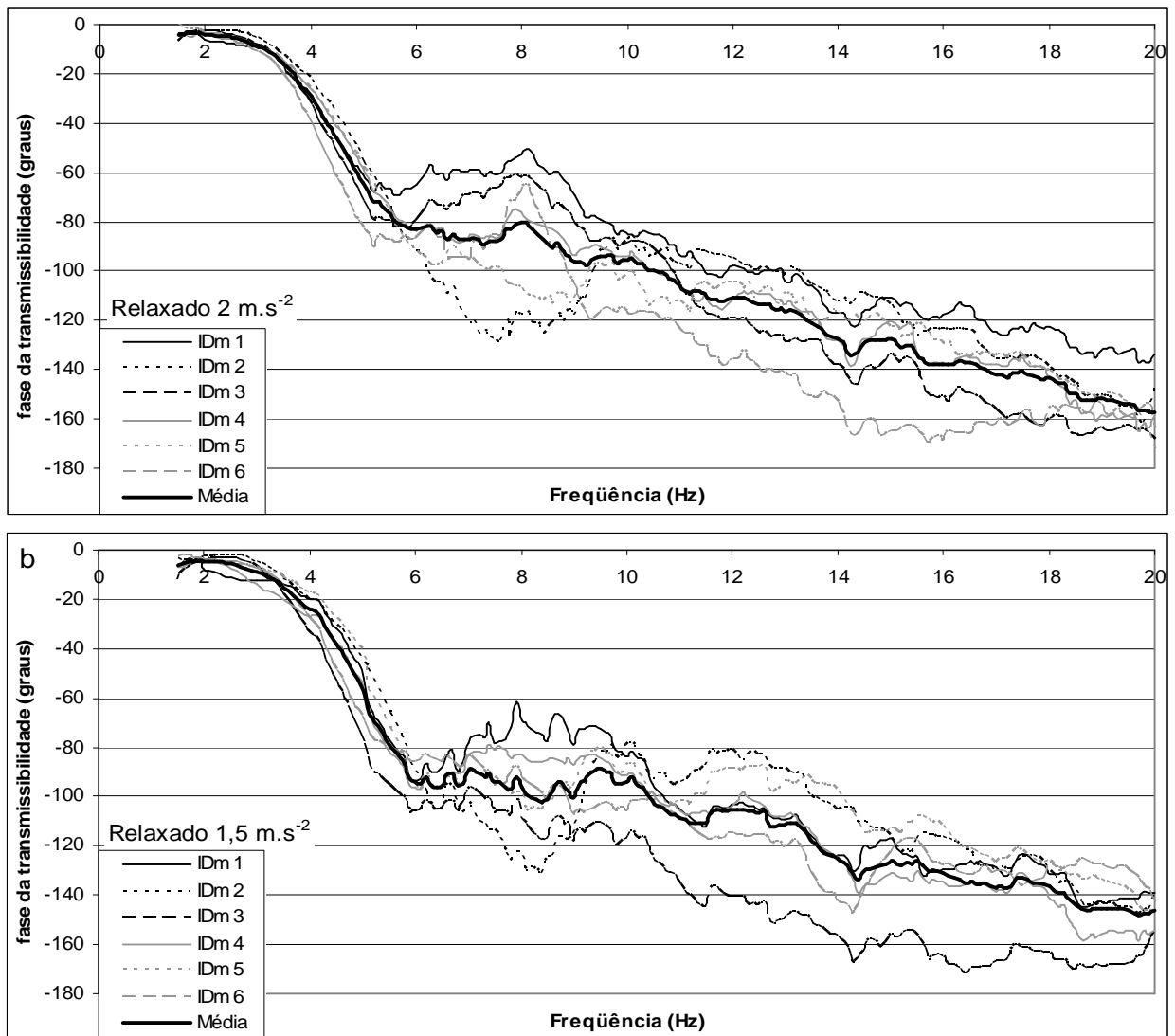


Figura 6.22 - Fase da transmissibilidade experimental na postura “relaxado” dos indivíduos do grupo de motoristas, (a) 2 m.s<sup>-2</sup> e (b) 1,5 m.s<sup>-2</sup>.

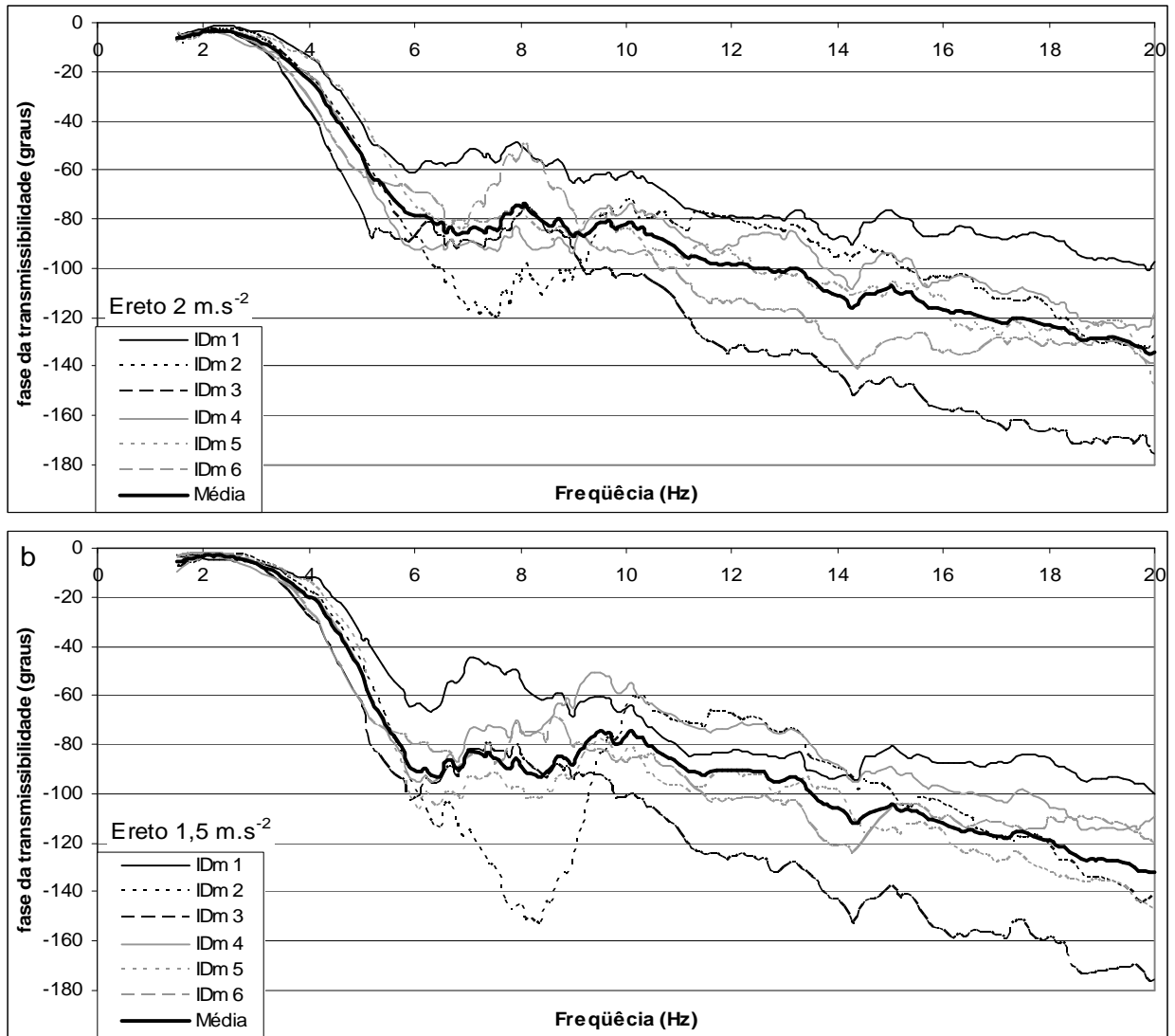


Figura 6.23 - Fase da transmissibilidade experimental na postura “ereto” dos indivíduos do grupo de motoristas, (a) 2 m.s<sup>-2</sup> e (b) 1,5 m.s<sup>-2</sup>.

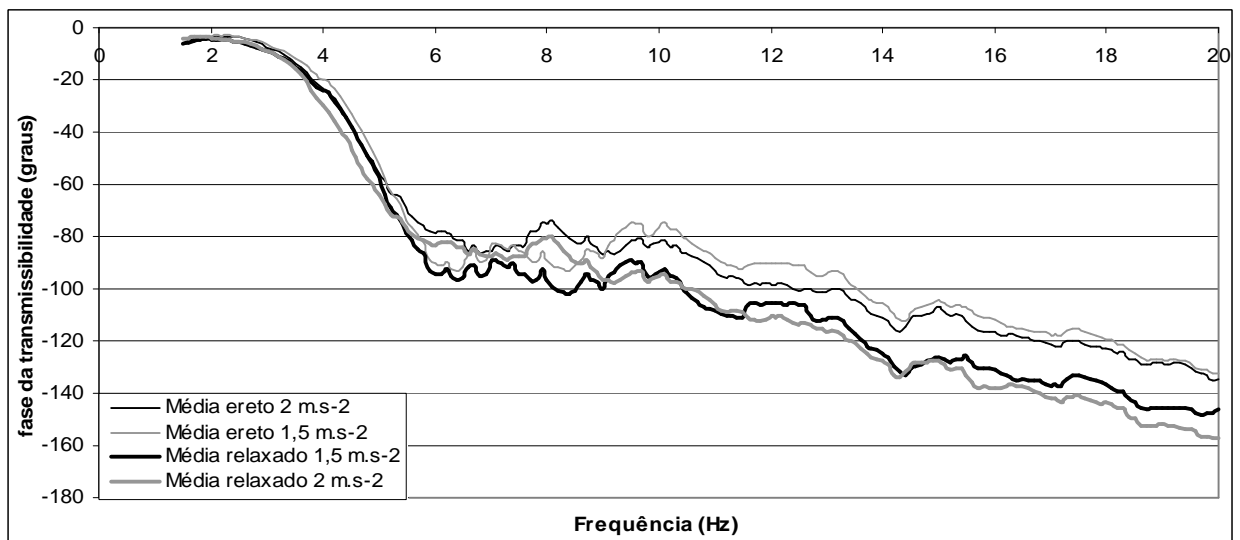


Figura 6.24 - Valores médios dos dados de fase da transmissibilidade, para as posturas “ereto” e “relaxado”, dos indivíduos do grupo de motoristas.

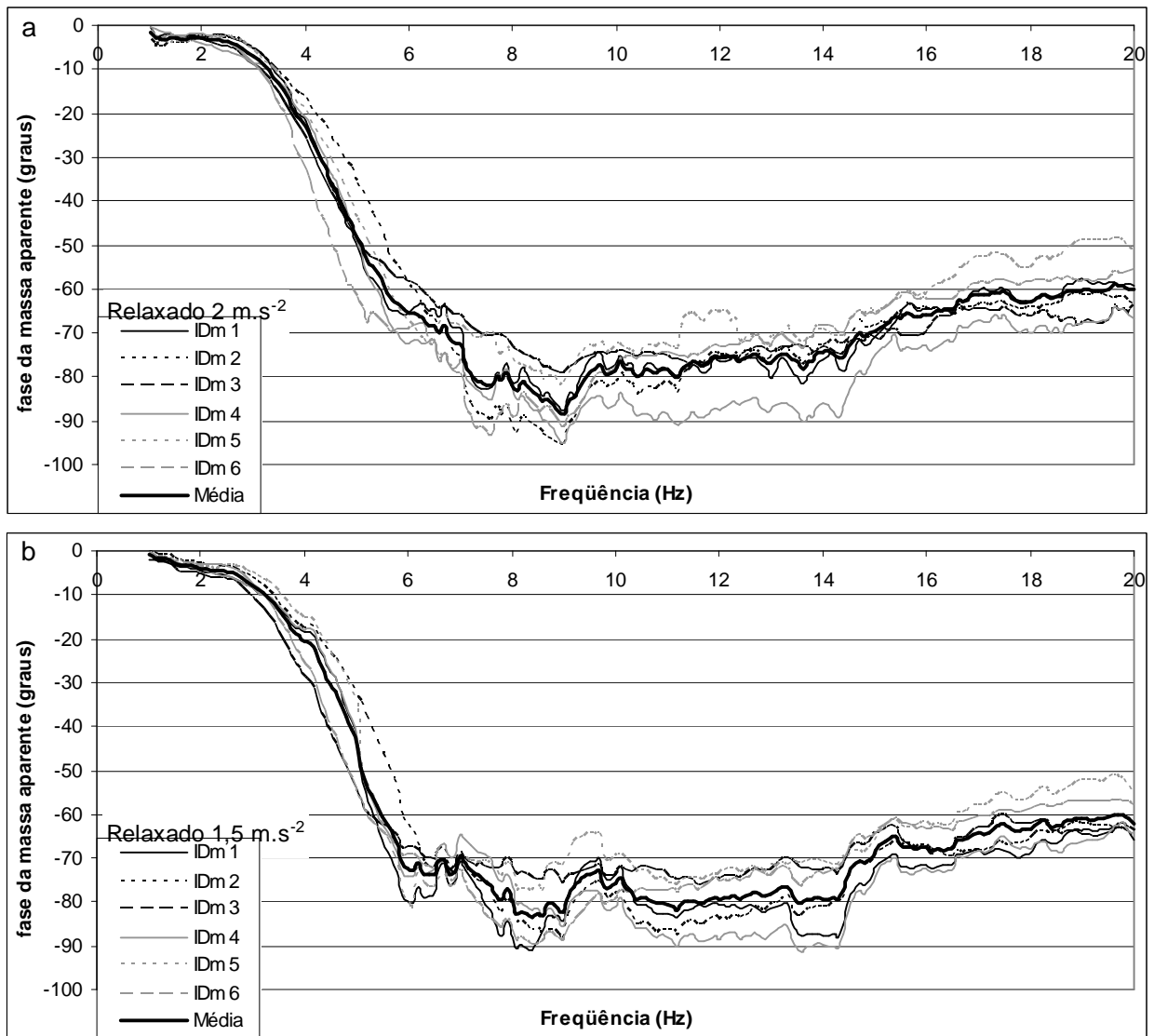


Figura 6.25 – Fase da massa aparente experimental na postura “relaxado” dos indivíduos do grupo de motoristas, (a) 2 m.s<sup>-2</sup> e (b) 1,5 m.s<sup>-2</sup>.

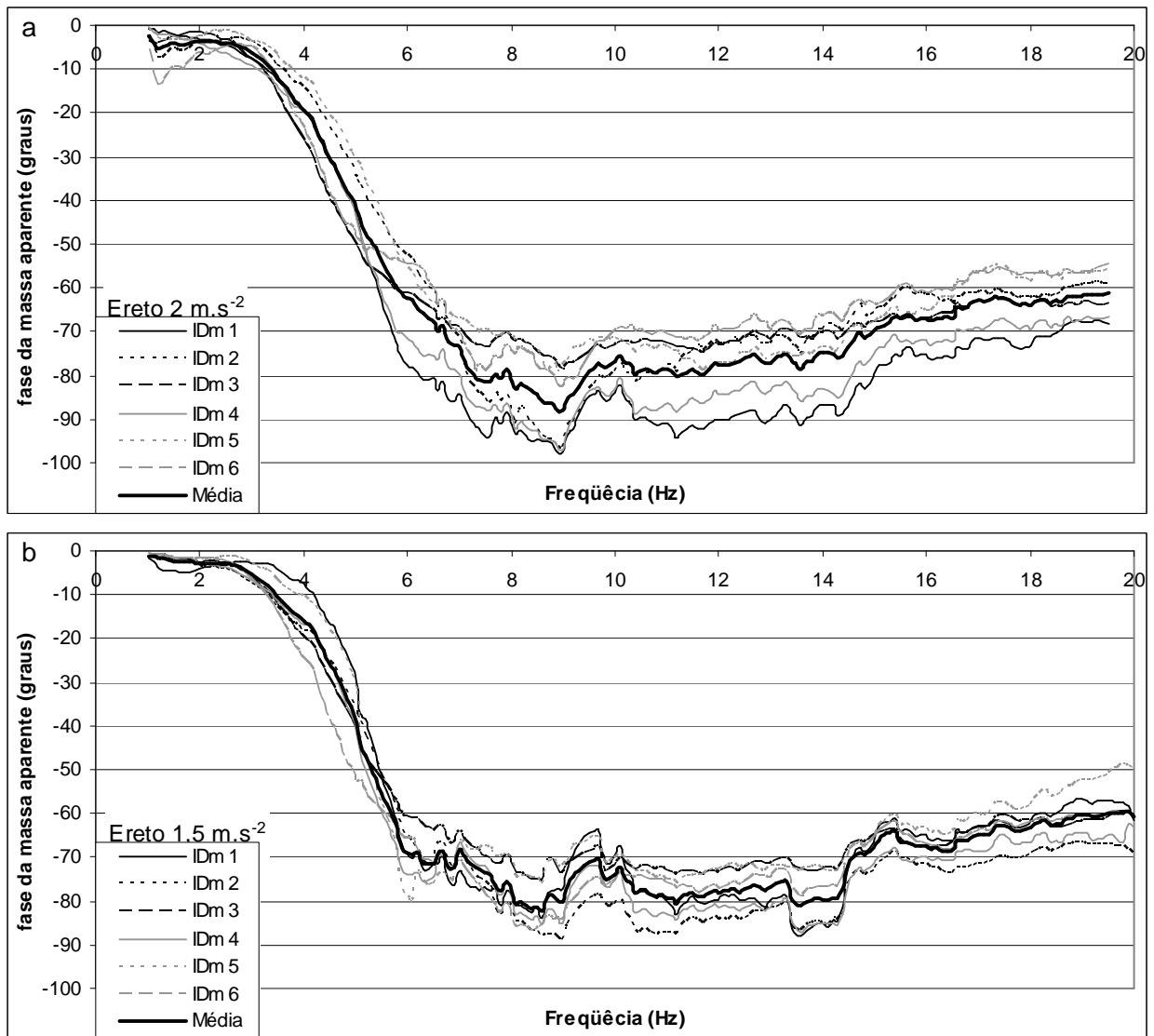


Figura 6.26 – Fase da massa aparente experimental na postura “ereto” dos indivíduos do grupo de motoristas, (a)  $2 \text{ m.s}^{-2}$  e (b)  $1,5 \text{ m.s}^{-2}$ .

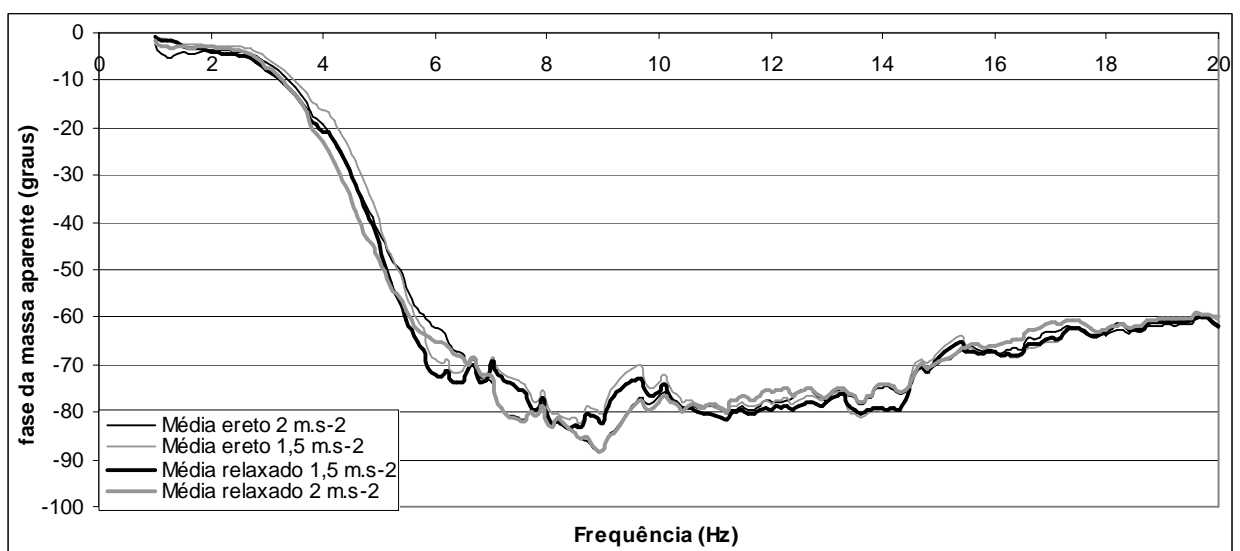


Figura 6.27 - Valores médios dos dados de fase da massa aparente, para as posturas “ereto” e “relaxado”, dos indivíduos do grupo de motoristas.



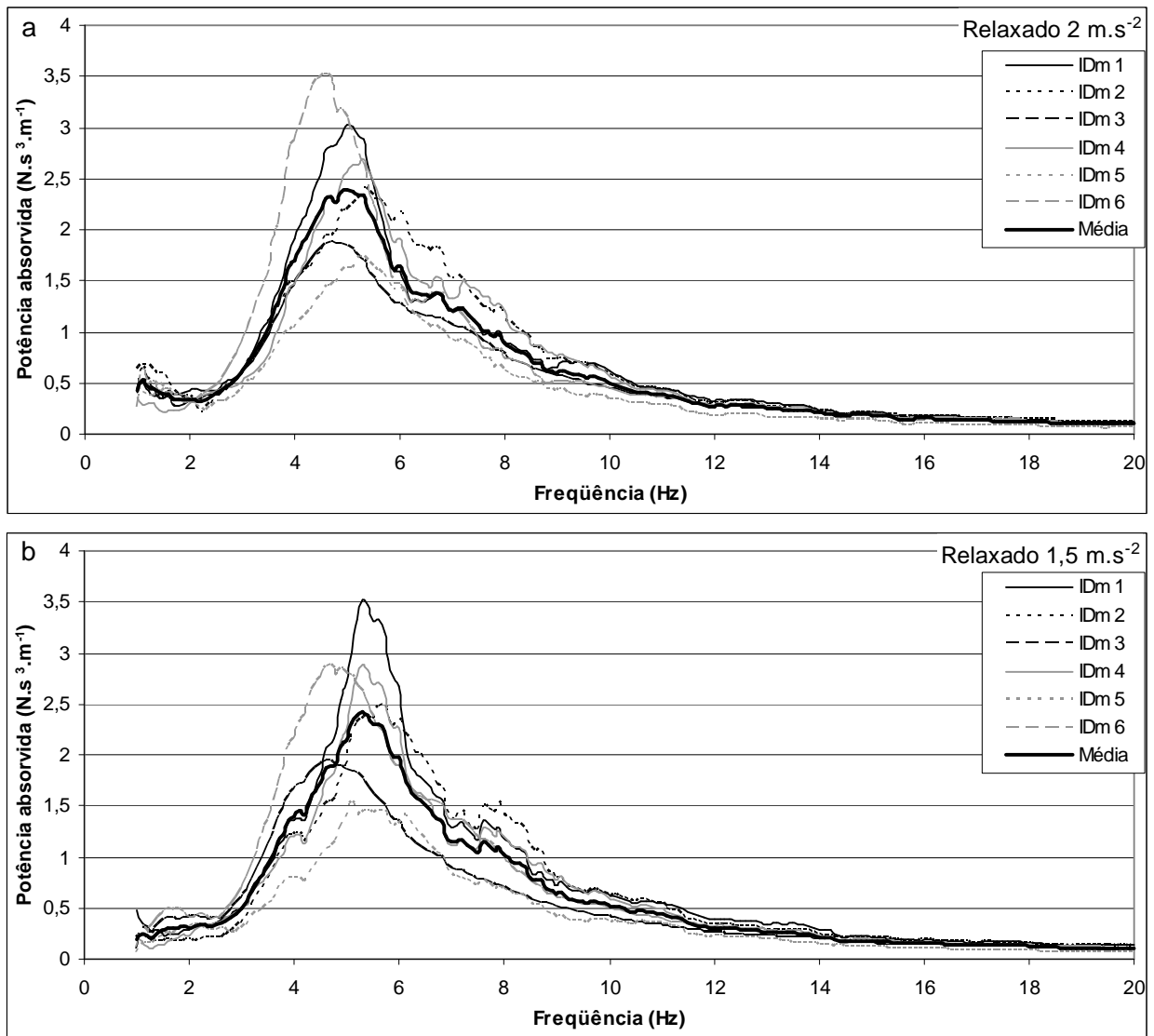


Figura 6.28 - Magnitude da potência absorvida normalizada na postura “relaxado” dos indivíduos do grupo de motoristas, (a) 2 m.s<sup>-2</sup> e (b) 1,5 m.s<sup>-2</sup>.

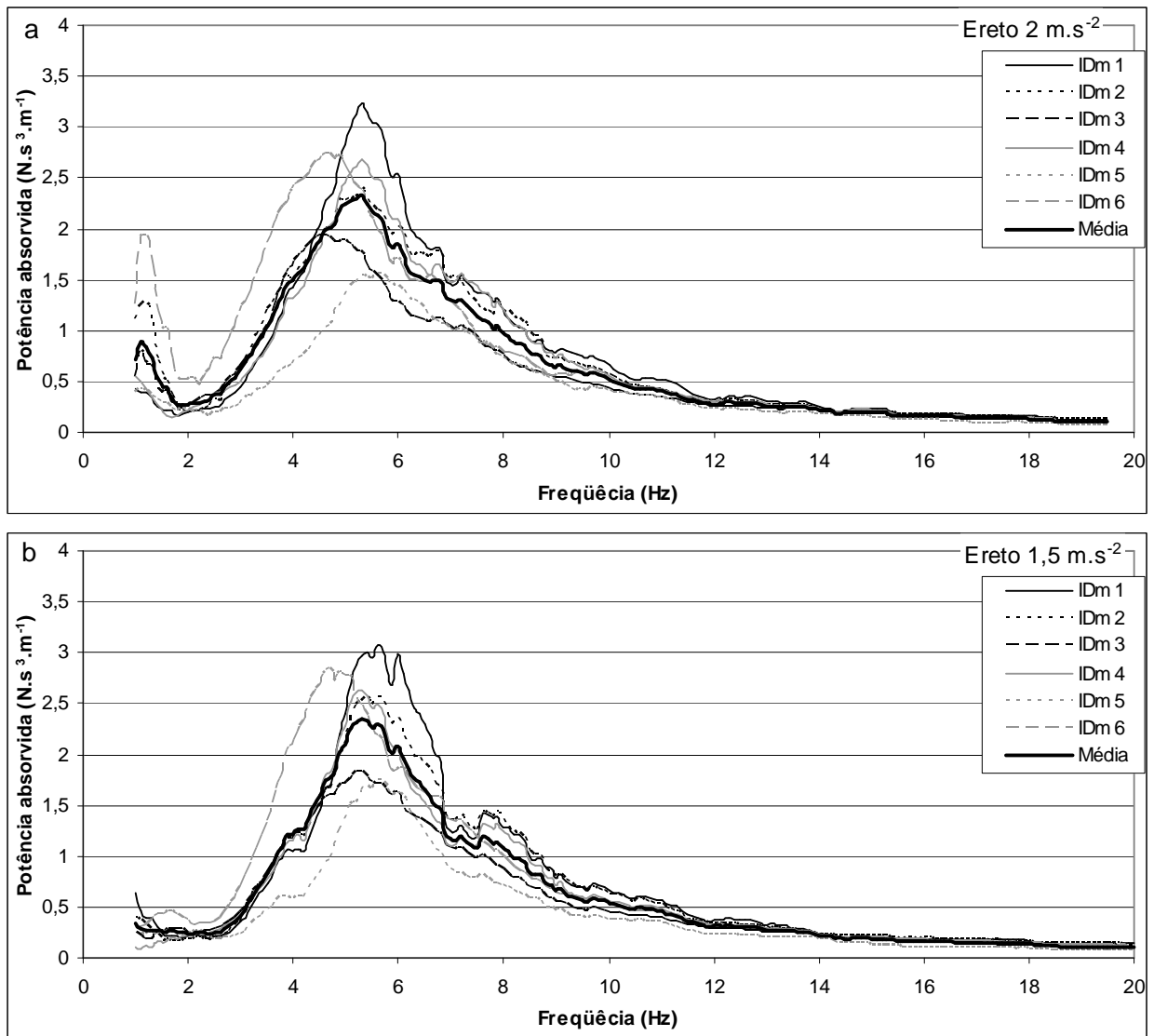


Figura 6.29 - Magnitude da potência absorvida normalizada na postura “ereto” dos indivíduos do grupo de motoristas, (a) 2 m.s<sup>-2</sup> e (b) 1,5 m.s<sup>-2</sup>.

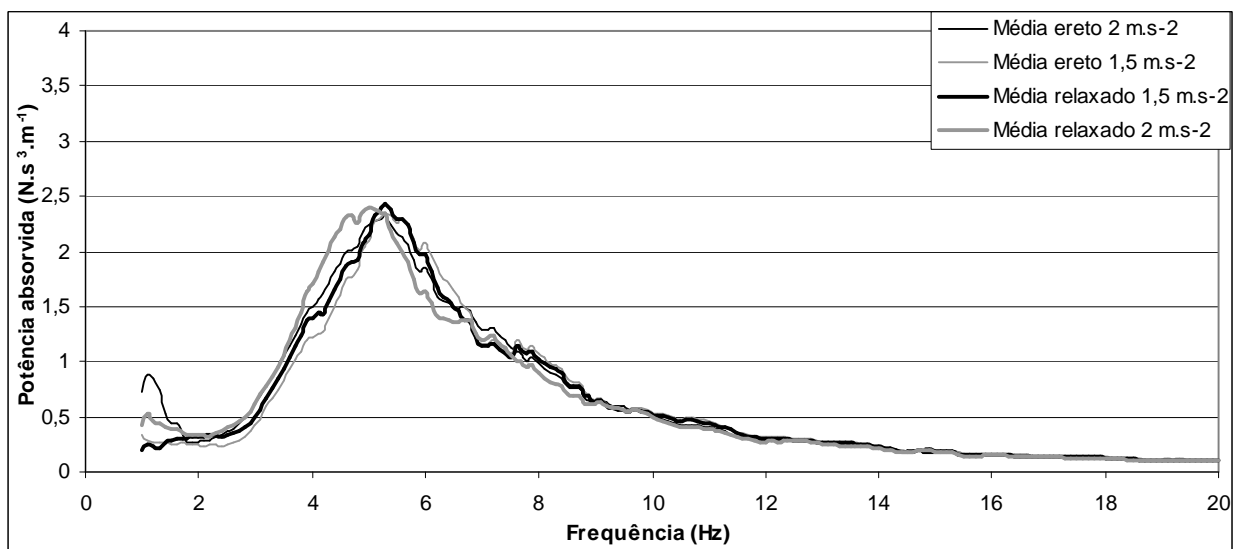


Figura 6.30 – Valores médios da potência absorvida normalizada, para as posturas “ereto” e “relaxado”, dos indivíduos do grupo de motoristas.

Como um dos objetivos deste trabalho é comparar os dois grupos de indivíduos, os valores médios de todos os experimentos, para cada parâmetro biodinâmico estudado, foram colocados em um mesmo gráfico. Os gráficos são mostrados na Figura 6.31.

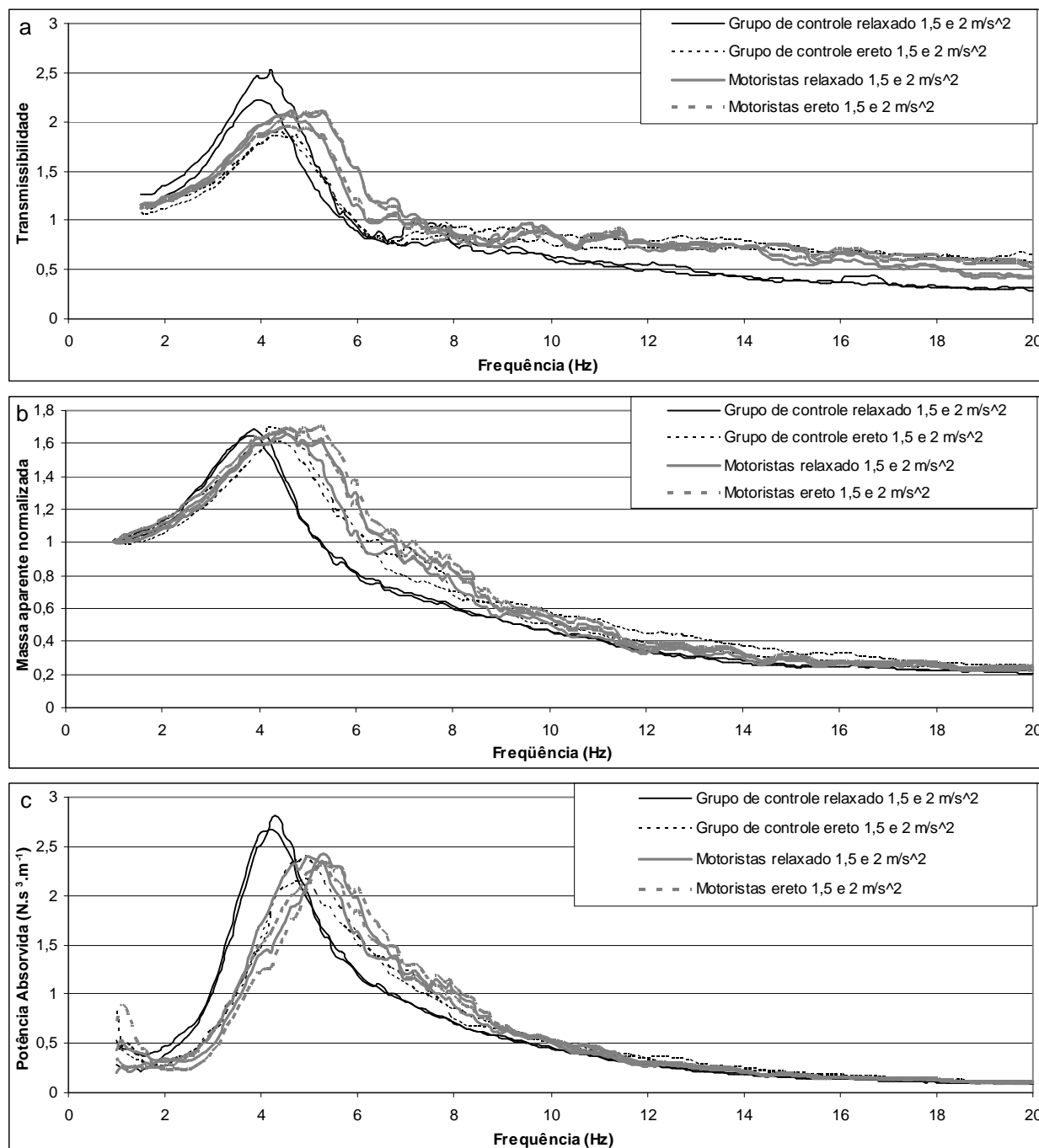


Figura 6.31 – Comparação dos valores médios dos dois grupos de indivíduos, (a) transmissibilidade, (b) massa aparente normalizada e (c) potência absorvida normalizada.

Uma das características principais dos parâmetros biodinâmicos é a primeira ressonância, que espelha um comportamento do corpo humano e aparece sempre na faixa de frequências entre 4 Hz e 6 Hz. As principais características desta ressonância (frequência e magnitude) dos

parâmetros biodinâmicos aqui estudados aparecem na Tabela 6.4 (transmissibilidade), na Tabela 6.5 (massa aparente) e na Tabela 6.6 (potência absorvida).

Tabela 6.4 – Características da primeira ressonância da transmissibilidade nas duas posturas

ID	Acel ( $m.s^{-2}$ )	Grupo de controle				Motoristas de ônibus			
		Relaxado		Ereto		Relaxado		Ereto	
		Freq (Hz)	Mag	Freq (Hz)	Mag	Freq (Hz)	Mag	Freq (Hz)	Mag
ID 1	2	3,5	2,31	4,4	2,03	4,8	1,72	4,9	1,75
	1,5	3,9	2,58	4,7	1,81	5,3	2,09	4,9	1,80
ID 2	2	3,9	1,71	4,2	1,49	5,3	2,39	4,9	2,24
	1,5	3,9	1,87	4,7	1,39	5,3	2,73	5,3	2,87
ID 3	2	3,9	2,54	4,2	1,71	4,3	2,11	4,0	2,18
	1,5	4,2	2,27	4,4	2,19	4,3	2,47	4,5	2,23
ID 4	2	4,2	2,56	4,2	2,29	4,7	2,09	4,6	2,19
	1,5	4,7	2,90	4,2	1,80	5,3	2,17	5,2	2,06
ID 5	2	4,1	1,90	5,0	1,96	5,3	2,16	5,3	2,12
	1,5	4,2	2,81	5,0	2,11	5,1	2,07	5,1	2,30
ID 6	2	4,0	2,79	4,3	2,03	4,3	2,35	4,2	1,91
	1,5	4,2	3,10	4,2	2,47	4,3	2,25	4,3	2,14
Média	2	3,93	2,30	4,38	1,92	4,78	2,14	4,65	2,06
	1,5	4,18	2,59	4,53	1,96	4,93	2,30	4,88	2,23
Desvio	2	0,24	0,42	0,31	0,28	0,45	0,24	0,48	0,19
	1,5	0,29	0,45	0,32	0,38	0,50	0,26	0,40	0,36

Tabela 6.5 – Características da primeira ressonância da massa aparente nas duas posturas

ID	Acel ( $m.s^{-2}$ )	Grupo de controle				Motoristas de ônibus			
		Relaxado		Ereto		Relaxado		Ereto	
		Freq (Hz)	Mag	Freq (Hz)	Mag	Freq (Hz)	Mag	Freq (Hz)	Mag
ID 1	2	3,5	1,73	4,4	1,72	4,5	1,70	5,3	1,90
	1,5	3,6	1,83	4,5	1,97	5,3	1,94	5,1	1,91
ID 2	2	4,2	1,59	4,4	1,72	5,3	1,67	4,6	1,66
	1,5	3,9	1,59	4,7	1,78	5,3	2,04	5,3	1,99
ID 3	2	3,8	1,73	4,2	1,35	4,0	1,61	4,0	1,76
	1,5	3,7	1,52	4,2	1,88	3,9	1,57	4,5	1,57
ID 4	2	3,9	1,61	4,2	1,60	4,6	1,72	4,9	1,62
	1,5	3,9	1,58	3,8	1,48	5,3	1,75	5,3	1,71
ID 5	2	3,9	1,74	5,1	1,56	4,5	1,50	5,3	1,83
	1,5	4,2	1,81	5,0	1,64	5,1	1,64	5,1	1,86
ID 6	2	4,0	1,67	4,4	2,00	4,3	1,87	4,2	1,83
	1,5	3,9	1,90	4,2	1,78	4,3	1,64	4,3	1,61
Média	2	3,88	1,68	4,45	1,66	4,53	1,68	4,72	1,77
	1,5	3,87	1,70	4,40	1,76	4,87	1,76	4,93	1,77
Desvio	2	0,23	0,07	0,33	0,21	0,43	0,12	0,55	0,11
	1,5	0,21	0,16	0,42	0,18	0,61	0,19	0,43	0,17

Tabela 6.6 – Características da primeira ressonância da potência absorvida nas duas posturas

ID	Acel (m.s <sup>-2</sup> )	Grupo de controle				Motoristas de ônibus			
		Relaxado		Ereto		Relaxado		Ereto	
		Freq	Mag N.s <sup>3</sup> .m <sup>-1</sup>	Freq	Mag N.s <sup>3</sup> .m <sup>-1</sup>	Freq	Mag N.s <sup>3</sup> .m <sup>-1</sup>	Freq	Mag N.s <sup>3</sup> .m <sup>-1</sup>
ID 1	2	3,9	3,46	4,9	2,97	5,0	3,03	5,3	3,23
	1,5	3,9	3,36	4,6	2,55	5,3	3,52	5,6	3,07
ID 2	2	4,3	2,75	4,8	2,60	5,3	2,41	5,3	2,40
	1,5	4,3	2,87	5,1	2,42	5,7	2,47	5,4	2,56
ID 3	2	4,0	2,93	5,2	1,96	4,7	1,87	4,6	1,94
	1,5	4,2	2,60	4,4	2,29	4,6	1,95	5,2	1,83
ID 4	2	4,3	2,36	4,4	2,36	5,3	2,69	5,3	2,68
	1,5	4,4	2,24	4,7	1,76	5,3	2,88	5,3	2,62
ID 5	2	4,7	2,32	5,3	2,23	5,3	1,73	5,6	1,56
	1,5	4,4	2,71	5,5	1,82	5,1	1,54	5,6	1,73
ID 6	2	4,2	3,30	4,6	2,92	4,6	3,53	4,6	2,74
	1,5	4,3	3,37	4,4	3,27	4,6	2,87	4,6	2,82
Média	2	4,23	2,85	4,87	2,51	5,03	2,54	5,12	2,42
	1,5	4,25	2,86	4,78	2,35	5,10	2,54	5,28	2,44
Desvio	2	0,28	0,47	0,34	0,40	0,32	0,69	0,42	0,60
	1,5	0,19	0,44	0,44	0,55	0,43	0,71	0,37	0,54

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). A transmissibilidade em frequências muito baixas, abaixo da faixa avaliada no presente trabalho, tende a unidade (o corpo humano se comporta como um corpo rígido em frequências muito baixas). Na faixa em torno da ressonância, a transmissibilidade tem valor maior do que 1 (um), e, em frequências acima desta faixa, a transmissibilidade tem valor menor do que 1 (um). Este comportamento é similar ao de um sistema de 1 GDL com amortecimento.

A 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. Desta forma, uma outra característica importante da transmissibilidade é a frequência a partir da qual seu valor fica menor do que 1 (um). Este dado, para os indivíduos em que foram feitas as medições do presente trabalho, é mostrado na Tabela 6.7.

Tabela 6.7 – Frequência em que a magnitude da transmissibilidade fica menor do que um, após a primeira ressonância

ID	Grupo de controle				Motoristas de ônibus			
	Relaxado		Ereto		Relaxado		Ereto	
	2 m.s <sup>-2</sup>	1,5 m.s <sup>-2</sup>	2 m.s <sup>-2</sup>	1,5 m.s <sup>-2</sup>	2 m.s <sup>-2</sup>	1,5 m.s <sup>-2</sup>	2 m.s <sup>-2</sup>	1,5 m.s <sup>-2</sup>
ID 1	5,30	5,55	5,80	5,65	5,65	6,90	6,00	6,80
ID 2	4,90	4,90	5,20	5,50	7,40	7,80	6,90	7,80
ID 3	6,35	7,50	6,20	7,60	5,70	7,45	5,85	7,50
ID 4	6,50	6,50	6,00	5,55	6,85	6,80	6,20	6,20
ID 5	5,40	5,95	6,20	6,50	7,70	7,70	7,75	7,00
ID 6	5,65	5,70	5,45	5,50	5,75	7,40	6,85	6,90
Média	5,68	6,02	5,81	6,05	6,51	7,34	6,59	7,03
Desvio	0,63	0,89	0,41	0,85	0,93	0,41	0,72	0,56

## 6.2 Ajuste dos modelos

Os dados experimentais de transmissibilidade e massa aparente obtidos no trabalho foram utilizados para determinar modelos numéricos do comportamento dinâmico do corpo humano. O tipo de modelo e o processo utilizado para a definição de suas características foram descritos no capítulo 3.7.

Os modelos foram ajustados para representar, simultaneamente, o comportamento observado de magnitude e fase da massa aparente normalizada e da transmissibilidade. Foram obtidos dados experimentais para dois grupos de pessoas, e os resultados mostram comportamentos muito diferentes.

O objetivo principal destes modelos, do ponto de vista de engenharia, é representar o corpo humano durante a fase de projeto de um sistema. Dos dois grupos estudados, o que deve ser mais bem representado pelos modelos é aquele que estará mais diretamente afetado por um projeto futuro (no caso, um ônibus de transporte urbano). Por esta razão, foi definido que os modelos devem representar os valores médios do grupo de motoristas de ônibus.

Como a magnitude da excitação e postura mostraram pouca influência nos parâmetros biodinâmicos dos motoristas, não se justifica desenvolver um modelo para cada situação (combinação postura-magnitude). Em razão disso, foram utilizadas, para ajustar os modelos, as médias de todas as medições para cada uma das curvas consideradas.

Como foi colocado e justificado no item 4.2, das variáveis dos modelos (valores de massa, rigidez e amortecimento), a única que será controlada (limitada) é a sua massa total. A massa de cada grau de liberdade poderá variar livremente, desde que a massa total (soma das massas de cada grau de liberdade) fique dentro de uma faixa de valores, cuja definição será descrita no próximo parágrafo. Os valores de rigidez e amortecimento poderão variar livremente.

O modelo deverá representar a parcela do corpo sustentada pelo assento. Foi definido, assim, que a massa total do modelo deveria ser a média da massa (estática) sustentada pela célula de carga. O valor encontrado foi próximo a 63 kg. Para fazer os ajustes, foi permitido que a massa total do modelo variasse 5 % em torno deste valor, de forma que todos os modelos deverão ter uma massa total entre 60 kg e 66 kg.

Foi investigada a utilidade de se aumentar o número de graus de liberdade dos modelos. Para isso, foram testados modelos de um, dois, três e quatro graus de liberdade, resultando em um total de quatro modelos diferentes.

### 6.2.1 Modelos encontrados

As variáveis que definem os modelos obtidos (massas, rigidezes e amortecimentos) são apresentados na Tabela 6.8 (modelo de 1 GDL), na Tabela 6.9 (modelo de 2 GDL), na Tabela 6.10 (modelo de 3 GDL) e na Tabela 6.11 (modelo de 4 GDL). Em cada tabela aparece também um esquema do modelo.

Tabela 6.8 – Parâmetros do modelo de 1 GDL

Massa $m_1$ (kg)	60	
Rigidez $k_1$ (N.m <sup>-1</sup> )	61579	
Amortecimento $c_1$ (N.s.m <sup>-1</sup> )	1150	

Tabela 6.9 – Parâmetros do modelo de 2 GDL

Massa $m_1$ (kg)	21,9	
Massa $m_2$ (kg)	38,1	
Rigidez $k_1$ (N.m <sup>-1</sup> )	122667	
Rigidez $k_2$ (N.m <sup>-1</sup> )	70624	
Amortecimento $c_1$ (N.s.m <sup>-1</sup> )	3436	
Amortecimento $c_2$ (N.s.m <sup>-1</sup> )	1430	

Tabela 6.10 – Parâmetros do modelo de 3 GDL

Massa $m_1$ (kg)	14,4	
Massa $m_2$ (kg)	31,1	
Massa $m_3$ (kg)	14,5	
Rigidez $k_1$ (N.m <sup>-1</sup> )	240879	
Rigidez $k_2$ (N.m <sup>-1</sup> )	61735	
Rigidez $k_3$ (N.m <sup>-1</sup> )	209320	
Amortecimento $c_1$ (N.s.m <sup>-1</sup> )	5339	
Amortecimento $c_2$ (N.s.m <sup>-1</sup> )	1551	
Amortecimento $c_3$ (N.s.m <sup>-1</sup> )	339	

Tabela 6.11 – Parâmetros do modelo de 4 GDL

Massa $m_1$ (kg)	11,7	
Massa $m_2$ (kg)	4,2	
Massa $m_3$ (kg)	31,4	
Massa $m_4$ (kg)	12,7	
Rigidez $k_1$ ( $\text{N}\cdot\text{m}^{-1}$ )	324627	
Rigidez $k_2$ ( $\text{N}\cdot\text{m}^{-1}$ )	99301	
Rigidez $k_3$ ( $\text{N}\cdot\text{m}^{-1}$ )	141715	
Rigidez $k_4$ ( $\text{N}\cdot\text{m}^{-1}$ )	196515	
Amortecimento $c_1$ ( $\text{N}\cdot\text{s}\cdot\text{m}^{-1}$ )	6948	
Amortecimento $c_2$ ( $\text{N}\cdot\text{s}\cdot\text{m}^{-1}$ )	2429	
Amortecimento $c_3$ ( $\text{N}\cdot\text{s}\cdot\text{m}^{-1}$ )	3535	
Amortecimento $c_4$ ( $\text{N}\cdot\text{s}\cdot\text{m}^{-1}$ )	341	

A ferramenta mais imediata de verificação do quanto cada modelo é capaz de representar os comportamentos medidos é comparar as curvas dos parâmetros biodinâmicos experimentais utilizados para fazer o ajuste com os mesmos parâmetros encontrados com o modelo. Esta comparação aparece nos gráficos da Figura 6.32.

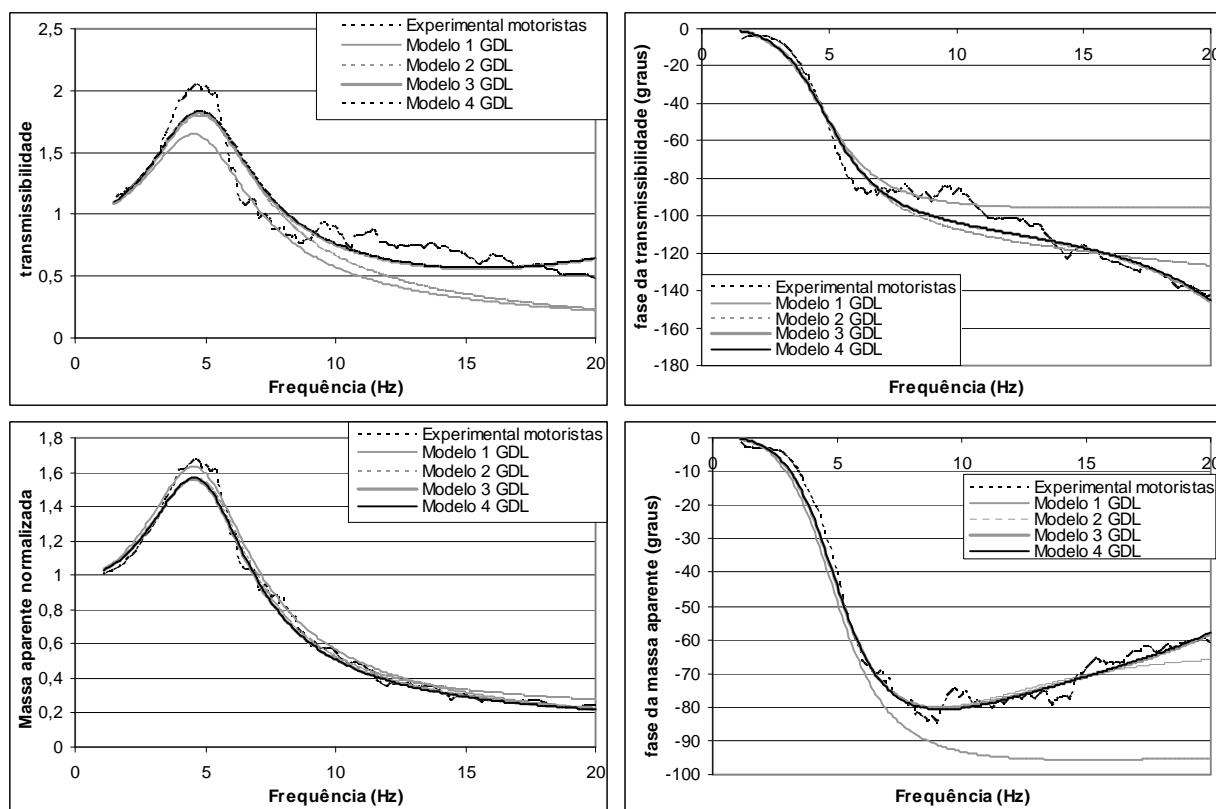


Figura 6.32 – Comparação dos modelos de 1, 2, 3 e 4 GDL com os dados experimentais de magnitude e fase da transmissibilidade e da massa aparente correspondentes.

A observação dos gráficos é um indicativo de qual modelo descreve melhor as curvas experimentais, porém é necessário um critério objetivo para determinar qual modelo se ajusta melhor aos experimentos. Este critério deve ser uma medida da diferença entre a curva



experimental e a resposta do modelo. Uma forma de fazer esta medida é calcular o erro percentual médio

$$erro \% = \frac{\sum_{i=1}^n \left[ \frac{V_m(i) - V_e(i)}{V_e(i)} \right]}{n}$$

onde  $V_m$  são os valores da curva do modelo,  $V_e$  são os valores da curva experimental e  $n$  é o número de pontos utilizados para descrever as curvas. Esta equação é utilizada para calcular a diferença (ou erro), para cada uma das quatro curvas (magnitude e fase da transmissibilidade e da massa aparente), entre o modelo e os dados experimentais. A diferença global entre o modelo e os dados experimentais é a média dos quatro erros calculados. Estas medidas da diferença entre as curvas, para todos os modelos desenvolvidos, são mostradas na Tabela 6.12.

Tabela 6.12 – Medidas da diferença entre os dados experimentais e os modelos deste trabalho

Parâmetro	Modelo			
	1 GDL	2 GDL	3 GDL	4 GDL
Transmissibilidade (mag)	31,5 %	29,2 %	13,2 %	13,2 %
Transmissibilidade (fase)	17,6 %	12,6 %	10,5 %	10,3 %
Massa aparente (mag)	6,4 %	8,5 %	4,1 %	4,2 %
Massa aparente (fase)	31,5 %	9,1 %	8,1 %	7,7 %
Média	21,8 %	14,8 %	9,0 %	8,9 %

Todos os modelos representaram bem a magnitude da massa aparente, o que pode ser constatado olhando-se o gráfico e pelos baixos valores relativos da medida de erro. Não se pode afirmar que existe um ganho significativo da representação deste parâmetro entre o modelo de 1 GDL e o de 4 GDL. Para as demais curvas, porém, existe uma perceptível melhora da representação com o aumento do número de graus de liberdade. A fase da massa aparente é bem representada em quase todo o espectro pelos modelos com 2 GDL ou mais. O modelo de 1 GDL se distancia dos dados experimentais em frequências acima da 5 Hz para esta curva.

As maiores diferenças entre o modelo e os dados experimentais foram sempre na comparação da transmissibilidade, tanto na magnitude quanto na fase. O comportamento da transmissibilidade é, efetivamente, mais complexo do que o comportamento da massa aparente, e a dificuldade de representar este comportamento com um modelo de poucos graus de liberdade é compreensível. Em particular, existe uma grande diferença na magnitude da primeira ressonância, e a presença de uma segunda ressonância em torno de 8 Hz não aparece em nenhum modelo. Os dados da fase da transmissibilidade são mais bem representados do que os de magnitude pelos modelos de 2 GDL ou mais.

O comportamento geral dos modelos de 3 GDL e de 4 GDL é praticamente idêntico, e os valores de erro entre os modelos e os dados experimentais praticamente não diferem entre estes

dois modelos. Considerando que o aumento do número de graus de liberdade representa um aumento no esforço computacional exigido no uso do modelo, não se pode justificar, para os dados considerados neste trabalho, o uso de um modelo deste tipo com mais de 3 GDL.

Desta forma, fica definido o modelo de 3 GDL apresentado na Tabela 6.10, como mais adequado, entre os desenvolvidos, para representar os parâmetros biodinâmicos considerados (magnitude e fase da transmissibilidade e da massa aparente), medidos no grupo de motoristas.

### 6.2.2 Comparação dos dados experimentais com outros modelos tirados da literatura

Parte dos resultados experimentais deste trabalho (magnitude e fase da transmissibilidade e da massa aparente) foram comparados com a resposta de alguns dos modelos de outros autores. Todos os modelos utilizados para a comparação foram retirados da Tabela 3.2. Os gráficos da Figura 6.33 mostram esta comparação. Nos gráficos, também aparece a resposta do modelo de 4 GDL desenvolvido neste trabalho. A Tabela 6.13 mostra a diferença entre os dados experimentais e cada um dos modelos, calculada da mesma forma que os valores da Tabela 6.12.

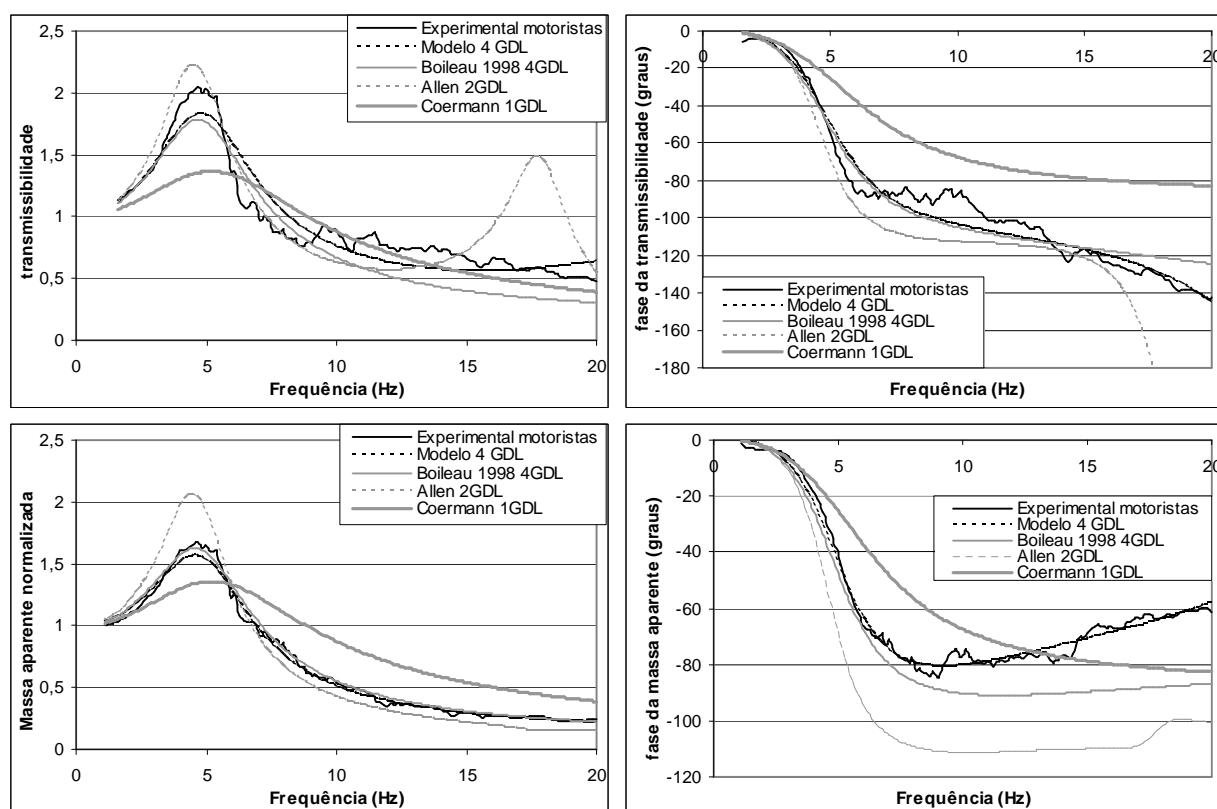


Figura 6.33 - Comparação de alguns modelos retirados da literatura com os dados experimentais médios de magnitude e fase da transmissibilidade e da massa aparente do grupo de motoristas.

O modelo de Allen foi o que melhor representou a primeira ressonância da magnitude da transmissibilidade. Porém, o comportamento geral do modelo é bem distante das demais curvas experimentais, além de apresentar uma segunda ressonância demasiadamente pronunciada na

faixa de frequências entre 15 e 20 Hz. A diferença total entre este modelo e as curvas experimentais foi a maior entre todos os modelos considerados.

O modelo que melhor se adaptou aos dados experimentais do presente trabalho foi o de 4 GDL de Boileau e Rakheja, 1998. A representação dos dados médios de magnitude da massa aparente é muito próxima em toda a faixa de frequências estudada. A fase da massa aparente foi bem representada por este modelo em frequências abaixo de 9 Hz, aproximadamente. A diferença total entre o modelo de Boileau e Rakheja e os dados experimentais foi maior do que a diferença total do modelo de 2 GDL desenvolvido neste trabalho, evidenciando que o modelo não é eficaz para descrever dados diferentes daqueles para que foi desenvolvido.

Tabela 6.13 – Medidas da diferença entre os dados experimentais e os modelos retirados da literatura

Parâmetro	Modelo		
	Coermann 1 GDL	Allen 2 GDL	Boileau 4 GDL
Transmissibilidade (mag)	18,0 %	31,4 %	24,4 %
Transmissibilidade (fase)	35,3 %	27,2 %	13,2 %
Massa aparente (mag)	53,9 %	21,7 %	5,2 %
Massa aparente (fase)	22,1 %	53,6 %	25,2 %
Total (soma dos demais)	32,3 %	33,4 %	17,0 %

### 6.3 Análise dos resultados experimentais

Todos os parâmetros biodinâmicos obtidos estão coerentes com o que pode ser encontrado na bibliografia sobre o assunto, embora alguns efeitos específicos possam ser considerados, em certa medida, diversos do que foi observado em outros trabalhos. Estas variações não são necessariamente contradições. As semelhanças e contradições dos dados deste trabalho com os de outros autores serão discutidas nos próximos parágrafos.

As análises apresentadas a seguir terão como foco (1) a comparação entre parâmetros biomecânicos obtidos neste trabalho e os valores correspondentes publicados na bibliográfica internacional, (2) a comparação do grupo composto por pessoas do grupo de controle e o grupo de motoristas de ônibus e (3) a busca de informações relevantes, a partir dos dados medidos, a respeito do comportamento dinâmico dos indivíduos que participaram deste experimento. Serão feitas análises qualitativas, baseadas na observação, e análises quantitativas (estatísticas) dos parâmetros biodinâmicos calculados a partir dos dados medidos.

Uma análise estatística (análise de variância) foi utilizada para verificar a influência da postura (ereto ou relaxado) e da magnitude da vibração no ponto de entrada nos parâmetros biodinâmicos (transmissibilidade, massa aparente e potência absorvida). Como estes parâmetros não são valores pontuais, e sim curvas definidas por uma série de pontos, é necessário definir

alguma informação relevante a respeito do parâmetro em questão para fazer a análise. No presente trabalho, foi verificada a influência dos fatores citados anteriormente na frequência e na magnitude da primeira ressonância dos parâmetros biodinâmicos.

Para possibilitar uma análise estatística, similar a citada acima, capaz de verificar influência de fatores como idade, peso e altura nos parâmetros biodinâmicos, seria necessário trabalhar com um grande número de indivíduos, ou selecionar os indivíduos com combinações específicas das variáveis mencionadas, seguindo um projeto do experimento.

Como os indivíduos que participaram da pesquisa são voluntários, e o grupo de motoristas pertence de uma população não muito numerosa, não foi possível fazer a seleção dos participantes de acordo com um projeto de experimentos. Além disso, escolhas deste tipo teriam como consequência mascarar as eventuais características específicas da população de motoristas, e isso prejudicaria a comparação destes dados com os obtidos em outras populações.

Desta forma, a tentativa de identificar alguma influência de massa, altura e idade nos resultados foi feita apenas com linhas de tendência (regressão linear) em diagramas de dispersão. Foi feita uma análise de variância para verificar a qualidade do modelo de regressão linear (método retirado de Toutenburg, 2002). Este teste permite verificar se a inclinação da reta que ajusta os dados é significativamente diferente de zero. Porém, como as amostras são pequenas, este tipo de análise não permite conclusões com significado estatístico forte. É possível, porém, que fique aparente alguma tendência a ser explorada em trabalhos futuros.

### 6.3.1 Influência da massa, da altura e da idade

Os diagramas de dispersão mostrando influência da massa, da altura e da idade dos indivíduos na magnitude e na frequência da primeira ressonância aparecem na Figura 6.34 (transmissibilidade), na Figura 6.35 (massa aparente), e na Figura 6.36 (potência absorvida). Para todos os parâmetros biodinâmicos, parece haver alguma relação direta entre a frequência da ressonância e a idade, e uma relação inversa entre a frequência de ressonância e a altura.

O teste do ajuste do modelo de regressão linear (Apêndice VII) mostrou forte aderência deste aos dados da relação entre a frequência da ressonância e a idade, e uma aderência significativa, porém com menor força estatística, aos dados da relação entre a frequência de ressonância e a altura (Tabela 6.14). Estes resultados indicam que é válida a investigação destas relações na montagem de um futuro projeto de experimentos. Não é possível identificar, pelos gráficos, qualquer outra correlação entre as características individuais investigadas e os parâmetros da primeira ressonância.

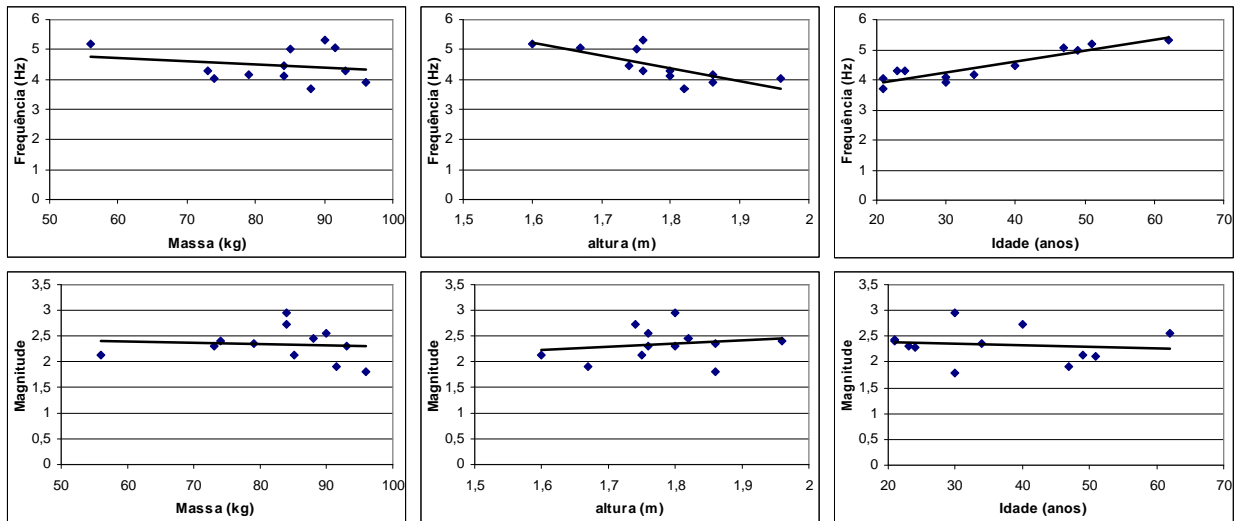


Figura 6.34 – Influência da massa, altura e idade dos indivíduos na magnitude e na frequência da primeira ressonância da transmissibilidade

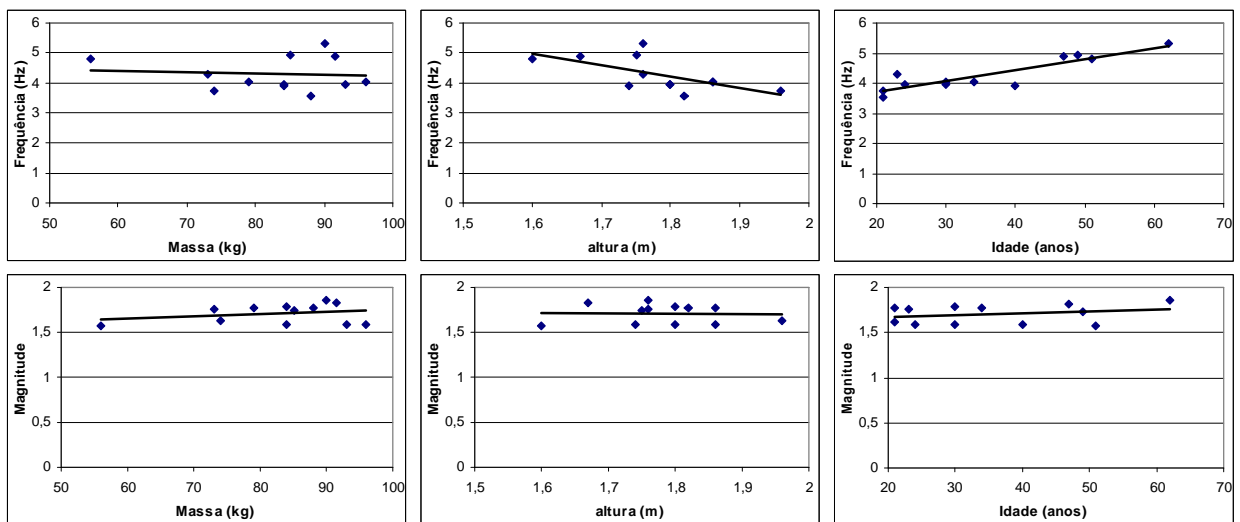


Figura 6.35 – Influência da massa, altura e idade dos indivíduos na magnitude e na frequência da primeira ressonância da massa aparente

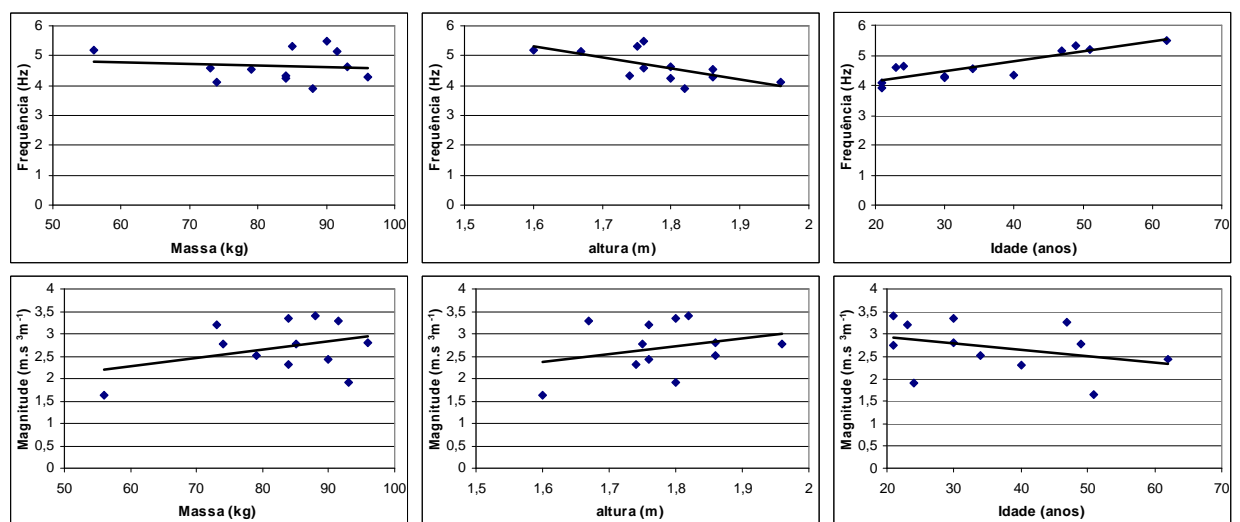


Figura 6.36 – Influência da massa, altura e idade dos indivíduos na magnitude e na frequência da primeira ressonância da potência absorvida

Tabela 6.14 – Teste F para verificação da aderência do modelo de regressão linear dos gráficos de idade e altura pela frequência da ressonância dos parâmetros biodinâmicos

	$F_{tab}$	Transmissibilidade	Massa aparente	Potência absorvida
Idade x freq. da ressonância	4,96	49,2	39,3	32,7
Altura x freq. da ressonância		12,2	6,7	7,8

É necessário destacar, uma vez mais, que o pequeno número de indivíduos e a dificuldade de seguir um projeto de experimentos dificulta esta análise, e os resultados não podem ser considerados conclusivos. No entanto, o registro destas informações ganha importância, na medida em que trabalhos futuros poderão utilizá-las para complementar a sua análise e reforçar as suas conclusões estatísticas.

### 6.3.2 Influência da postura e do nível de aceleração

Para verificar a influência da postura e dos níveis de aceleração nos parâmetros biodinâmicos, os experimentos realizados permitem fazer uma análise de variância (ANOVA fatorial completa com três fatores). O significado estatístico da influência da postura na frequência da primeira ressonância do corpo humano é mostrado na Tabela 6.15, e a sua influência na magnitude desta ressonância aparece na Tabela 6.16.

Tabela 6.15 – Significado estatístico da influência da postura na frequência da ressonância nos parâmetros biodinâmicos ( $\alpha = 0,05$ )

Pessoas do grupo de controle			Motoristas		
Parâmetro	$F_{calc}$	$F_{tabelado}$	Parâmetro	$F_{calc}$	$F_{tabelado}$
Transmissibilidade	34,3	6,61	Transmissibilidade	1,6	6,61
Massa aparente	52,4	6,61	Massa aparente	0,7	6,61
Potência absorvida	27,2	6,61	Potência absorvida	3,8	6,61

Tabela 6.16 – Significado estatístico da influência da postura na magnitude da ressonância dos parâmetros biodinâmicos ( $\alpha = 0,05$ )

Pessoas do grupo de controle			Motoristas		
Parâmetro	$F_{calc}$	$F_{tabelado}$	Parâmetro	$F_{calc}$	$F_{tabelado}$
Transmissibilidade	16,8	6,61	Transmissibilidade	1,1	6,61
Massa aparente	0,1	6,61	Massa aparente	5,3	6,61
Potência absorvida	15,0	6,61	Potência absorvida	1,2	6,61

Os resultados desta análise revelaram-se bem distintos para os dois grupos em questão. Para os indivíduos do grupo de controle, a análise estatística mostrou uma forte influência da postura sobre a frequência da primeira ressonância do corpo, em todos os parâmetros estudados. A mudança da postura “relaxado” para a postura “ereto” provocou, em todos os parâmetros biodinâmicos, um aumento da frequência da primeira ressonância.

Para este grupo, a postura também influenciou fortemente a magnitude da primeira ressonância da transmissibilidade e da potência absorvida. Em ambos os casos, a mudança da

postura “relaxado” para a postura “ereto” causou a diminuição da magnitude do parâmetro biodinâmico. A massa aparente, porém, não teve magnitude da primeira ressonância influenciada pela postura.

Para o grupo de motoristas, porém, a influência da mudança de postura na frequência e na magnitude da primeira ressonância desapareceu completamente. Comparando os resultados (Figura 6.31), pode-se afirmar que todos os dados obtidos com o grupo de motoristas, em ambas as posturas, se aproximam dos dados do grupo de controle na postura “ereto”.

Esta diferença de comportamento entre os dois grupos estudados é um resultado importante. Em especial, o resultado para o grupo de motoristas difere do que já foi publicado a respeito do efeito da postura sobre os parâmetros biodinâmicos.

Este efeito já foi explorado de diversas formas em trabalhos anteriores. Alguns trabalhos, inclusive, exploraram a mesma característica (postura “ereto” ou “relaxado”). Um exemplo disso é o trabalho de Holmlund e Lundström (1998), onde os autores constataram a influência da postura na potência absorvida. Zimmermann, 1997, constatou que a postura pode ser importante para a transmissibilidade. Griffin (1990) também apresenta resultados de trabalhos que identificaram que a postura influencia a transmissibilidade do assento à cabeça, a impedância mecânica e a massa aparente, embora os resultados considerados mostrem uma influência mais consistente e repetitiva da postura sobre a transmissibilidade do que sobre os outros parâmetros biodinâmicos. Estudos de Boileau e Rakheja (1998) e Holmlund *et al.* (2000) mostraram importância da postura para a impedância mecânica que, embora não tenha sido calculada neste trabalho, é baseada nos mesmos dados da massa aparente e da potência absorvida.

Os procedimentos e a instrumentação utilizada para realizar os experimentos com os dois grupos foram idênticos. A postura não foi controlada de forma rigorosa em ambos os grupos. As instruções quanto ao significado de “ereto” e “relaxado” foram iguais, e as diferenças na variação da postura de um indivíduo para outro eram visíveis em ambos os grupos. Apesar disso, o comportamento observado nos indivíduos do grupo de controle foi muito repetitivo, o que fica comprovado pela significância estatística forte da influência da postura.

Comparações deste tipo, entre um grupo de controle e um grupo diretamente exposto à vibração de corpo inteiro em seu posto de trabalho, não foram encontradas na literatura pesquisada. Também não foram encontradas informações que permitam explicar objetivamente esta variação, tanto na literatura quanto nos dados deste trabalho. Uma forma de explicar estas diferenças seria imaginar alguma dificuldade do grupo de motoristas em assumir e manter, durante a exposição à vibração, posturas diferenciadas. A razão para isso deverá ser alvo de uma investigação específica.

É útil destacar que, durante a realização dos experimentos, a diferença entre posturas era, em média, menos visível (embora perceptível) no grupo de motoristas do que no grupo de controle, na observação do autor. É possível que, durante a exposição à vibração, os motoristas assumam, talvez de forma inconsciente, uma postura defensiva, em uma tentativa de proteção contra um agente agressivo ao qual estão habituados.

Outra causa possível para as diferenças de comportamento encontradas entre os dois grupos são as diferenças nas características antropométricas. O grupo de controle é composto, predominantemente, por indivíduos mais altos e mais jovens do que o grupo de motoristas. A análise da seção 6.3.1 mostrou que os dois fatores podem influenciar a frequência da ressonância. O aumento da idade pode induzir a perda de elasticidade no corpo, tornando-o mais rígido, aproximando o comportamento da postura “relaxado” ao da postura ereto. Além disso, esta hipótese poderia explicar a tendência de aumento da frequência de ressonância com a idade.

Alguns comentários devem ser feitos sobre as diferenças provocadas pela variação da postura no grupo de controle. As frequências de ressonância de um sistema estão associadas às relações entre características de inércia e de rigidez deste sistema. Aumento da rigidez faz com que a frequência de ressonância aumente; aumento da massa faz com que esta frequência diminua. Como a mudança de postura não tem influência na massa dos indivíduos, é possível supor que o efeito da postura na frequência da primeira ressonância do grupo de controle é consequência do aumento da rigidez do corpo, possivelmente resultado da ação muscular para manter a postura ereta. De acordo com Griffin, 1990, a influência da ação muscular é frequentemente citada como uma razão para variações nos parâmetros biodinâmicos.

O significado da mudança de magnitude na ressonância deve ser interpretado de forma distinta em cada parâmetro biodinâmico. Para a transmissibilidade, a mudança significa que a cabeça se move menos, na direção vertical, na frequência da primeira ressonância do corpo, quando a pessoa está na postura “ereto”. Na potência absorvida, o significado é que o corpo absorve menos energia nesta frequência específica, quando a pessoa está na posição “ereto”. Isto vale apenas para esta frequência, e não significa, como será mostrado na análise da potência absorvida total, que a parcela total da energia que é absorvida pelo corpo, considerando todas as frequências, seja menor na postura ereto.

O nível de aceleração alterou de forma significativa apenas a frequência da primeira ressonância da transmissibilidade nos dois grupos (grupo de controle -  $F_{\text{calc}} = 8,6$ ; motoristas -  $F_{\text{calc}} = 7,0$ ;  $F_{\text{tab}} = 6,61$ ), indicando um leve aumento na frequência de ressonância quando a aceleração foi reduzida de  $2 \text{ m.s}^{-2}$  para  $1,5 \text{ m.s}^{-2}$ . Segundo Griffin (1990), os efeitos da postura e da variabilidade individual e entre indivíduos na transmissibilidade são maiores do que o efeito



da magnitude da vibração. Em consequência disso, análises de não linearidade deste parâmetro são poucas e inconclusivas.

Mansfield e Griffin (2000) detectaram efeitos de não linearidade na massa aparente, caracterizada por uma redução da frequência de ressonância de 5,4 Hz para 4,2 Hz com o aumento da magnitude da vibração de  $0,25 \text{ m.s}^{-2}$  para  $2,5 \text{ m.s}^{-2}$ . O experimento foi feito de forma semelhante à deste trabalho. Fairley e Griffin (1989) também observaram em seu trabalho o efeito de diminuição da frequência da primeira ressonância com o aumento da magnitude da vibração. Uma explicação para que o efeito de não linearidade da massa aparente não tenha aparecido é que a faixa de amplitudes da vibração utilizada foi muito mais estreita, provavelmente insuficiente para que a não linearidade ficasse estatisticamente comprovada.

O trabalho de Mansfield e Griffin (1998) mostra que a potência absorvida normalizada muda pouco ou nada para a variação de nível de aceleração aqui explorada, corroborando com o resultado encontrado. Lundström e Holmlund (1998), encontraram na potência absorvida um efeito de diminuição da frequência da ressonância com o aumento da magnitude, similar ao observado na massa aparente. Eles, porém, exploraram uma faixa de magnitudes mais ampla, entre  $0,5 \text{ m.s}^{-2}$  e  $1,4 \text{ m.s}^{-2}$ .

A análise estatística mostrou ainda que a frequência da ressonância da massa aparente varia significativamente entre os indivíduos do grupo de controle, embora com menor significado estatístico ( $F_{\text{calc}} = 6,4$ ;  $F_{\text{tab}} = 5,05$ ). Além disso, a magnitude da ressonância da potência absorvida também variou de forma significativa entre os indivíduos deste mesmo grupo ( $F_{\text{calc}} = 10,2$ ;  $F_{\text{tab}} = 5,05$ ).

Também aparece na análise, para o grupo de motoristas, um efeito dos indivíduos nos valores da frequência e da magnitude da ressonância de todos os parâmetros biodinâmicos. Este efeito tem um forte significado estatístico. Para o grupo de controle, o efeito individual apareceu somente na frequência da massa aparente e na magnitude da potência absorvida. A maior faixa de valores nas características de idade, massa e altura do grupo de motoristas pode ser a razão para este resultado.

Finalmente, apareceram na análise efeitos de interação entre os indivíduos e a postura ( $F_{\text{calc}} = 5,6$ ;  $F_{\text{tab}} = 5,05$ ) e entre os indivíduos e o nível de aceleração ( $F_{\text{calc}} = 14,4$ ;  $F_{\text{tab}} = 5,05$ ) na magnitude da primeira ressonância da massa aparente, apenas para o grupo de motoristas. A mudança da postura “ereto” para “relaxado” aumentou a magnitude da massa aparente para alguns indivíduos deste grupo e diminuiu para outros. A variabilidade da interpretação individual a respeito do significado de cada postura poderia explicar o primeiro efeito, porém, neste caso, ele deveria aparecer também nas outras análises. O aumento da aceleração também provocou

aumento da magnitude da massa aparente para alguns indivíduos deste grupo e redução para outros. O fato de este efeito aparecer apenas neste caso também dificulta a sua interpretação.

### 6.3.3 Análise qualitativa dos gráficos

Uma observação dos gráficos de valores médios permite ainda identificar uma possível segunda ressonância, principalmente nos dados de transmissibilidade, na faixa de frequências entre 8 Hz e 10 Hz. Nos gráficos que mostram as curvas individuais dos parâmetros biodinâmicos, é possível detectar que esta segunda ressonância fica bem evidente para alguns indivíduos, enquanto para outros ela não aparece. Isto ocorre para todos os parâmetros biodinâmicos estudados em ambos os grupos.

Foi feita uma tentativa de identificar os indivíduos que mais contribuíram para o aparecimento desta segunda ressonância. Ocorre, porém, que os indivíduos para quem esta segunda ressonância se destaca em um parâmetro biodinâmico não apresentam o mesmo efeito em outros parâmetros. O indivíduo identificado por ID 1, do grupo de controle, por exemplo, foi o que apresentou de forma mais destacada esta segunda ressonância na transmissibilidade. Nos demais parâmetros biodinâmicos, porém, esta ressonância não aparece em momento algum para este indivíduo.

Como não se pode estabelecer um padrão para o aparecimento desta segunda ressonância, não foi possível fazer uma análise que permita identificar alguma característica responsável pelo seu aparecimento.

### 6.3.4 Comparação com dados retirados da bibliografia

A compilação de dados retirados da literatura por Boileau *et al.* (1998) oferece uma boa forma de fazer uma comparação entre os valores publicados de transmissibilidade e massa aparente e os resultados deste trabalho. Os autores daquele trabalho selecionaram dados que foram obtidos de forma semelhante à utilizada aqui. A comparação é mostrada nos gráficos da Figura 6.37 (magnitude da transmissibilidade), da Figura 6.39 (fase da transmissibilidade), da Figura 6.40 (magnitude da massa aparente normalizada) e da Figura 6.41 (fase da massa aparente normalizada). Os valores correspondentes aos dados compilados por Boileau *et al.* são mostrados no Apêndice II.

Boileau *et al.* relatam que só foram considerados dados em que a postura durante as medições foi descrita como “ereto”. Efetivamente, tanto para a transmissibilidade (magnitude e fase) quanto para a massa aparente (magnitude e fase), os dados que mais diferiram da faixa de

valores definida por Boileau et al. foram os da postura relaxado para o grupo de controle, no qual a postura revelou-se um fator importante.

Os dados do presente trabalho mais discrepantes dos de Boileau et al. são os da magnitude da transmissibilidade. A diferença que mais chama a atenção, neste caso, é na frequência da primeira ressonância no grupo de controle. Embora a magnitude também esteja um pouco diferente (ou muito diferente, no caso dos dados do grupo de controle na postura “relaxado”), esta diferença pode ser explicada por variações na forma da fixação e posicionamento dos sensores.

Distorções na frequência, porém, não podem ser atribuídas a erros experimentais. A frequência de ressonância média da transmissibilidade nos dados com postura “ereto” do grupo de controle é de 4,4 Hz (cai para 3,9 com a postura relaxado). Boileau não explicita qual o valor exato da ressonância média dos dados considerados em seu trabalho, mas observando o gráfico, pode-se afirmar que ela fica próxima dos 5 Hz. Para o grupo de motoristas, a frequência da ressonância da transmissibilidade é, em média, 4,8 Hz (não varia com a postura), valor que pode ser considerado próximo aos dados de Boileau.

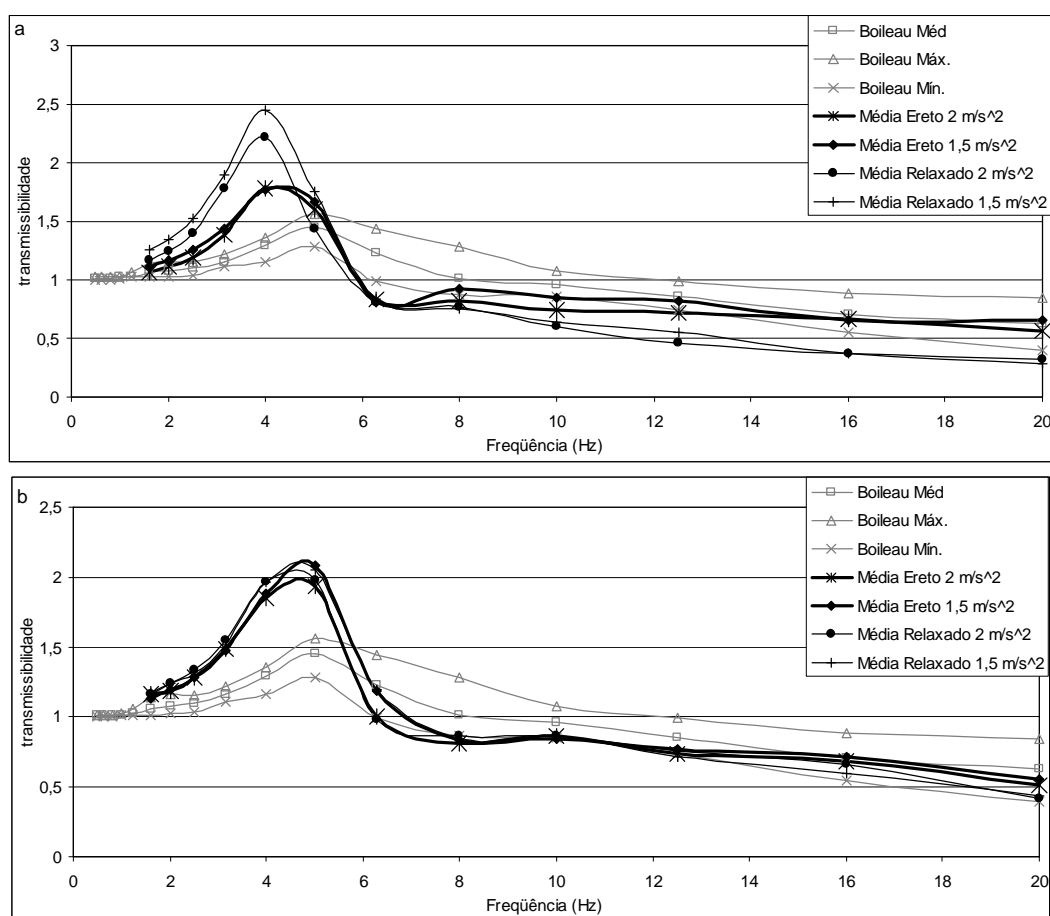


Figura 6.37 – Comparação da faixa de valores “ideais” definida por Boileau *et al.* (1998) para a magnitude da transmissibilidade com os valores médios dos experimentos realizados neste trabalho, (a) grupo de controle, (b) motoristas.

A transmissibilidade é sempre referida como um parâmetro biodinâmico com grande variabilidade (p. ex., : Paddan e Griffin, 1998 e Paddan e Griffin, 1988). Para ilustrar esta variabilidade, pode-se citar o trabalho de Paddan e Griffin (1993), que utilizou dados de transmissibilidade do assento a cabeça de pessoas sentadas cuja frequência média da ressonância era de 4,5 Hz. Como o presente trabalho utilizou apenas 12 pessoas, diferenças nas características da população, como massa, altura e idade poderiam ser a causa para as diferenças observadas. Não é possível conhecer a média da massa dos indivíduos que participaram dos experimentos considerados por Boileau, e fatores como altura e idade não foram considerados.

Além disso, Boileau considerou dados obtidos com magnitudes de excitação que vão de  $1 \text{ m.s}^{-2}$  até  $5 \text{ m.s}^{-2}$ . Esta faixa é muito mais ampla do que a utilizada neste trabalho. O efeito de não linearidade existente na transmissibilidade (que também foi observado neste trabalho), pode ser outra razão para a diferença encontrada.

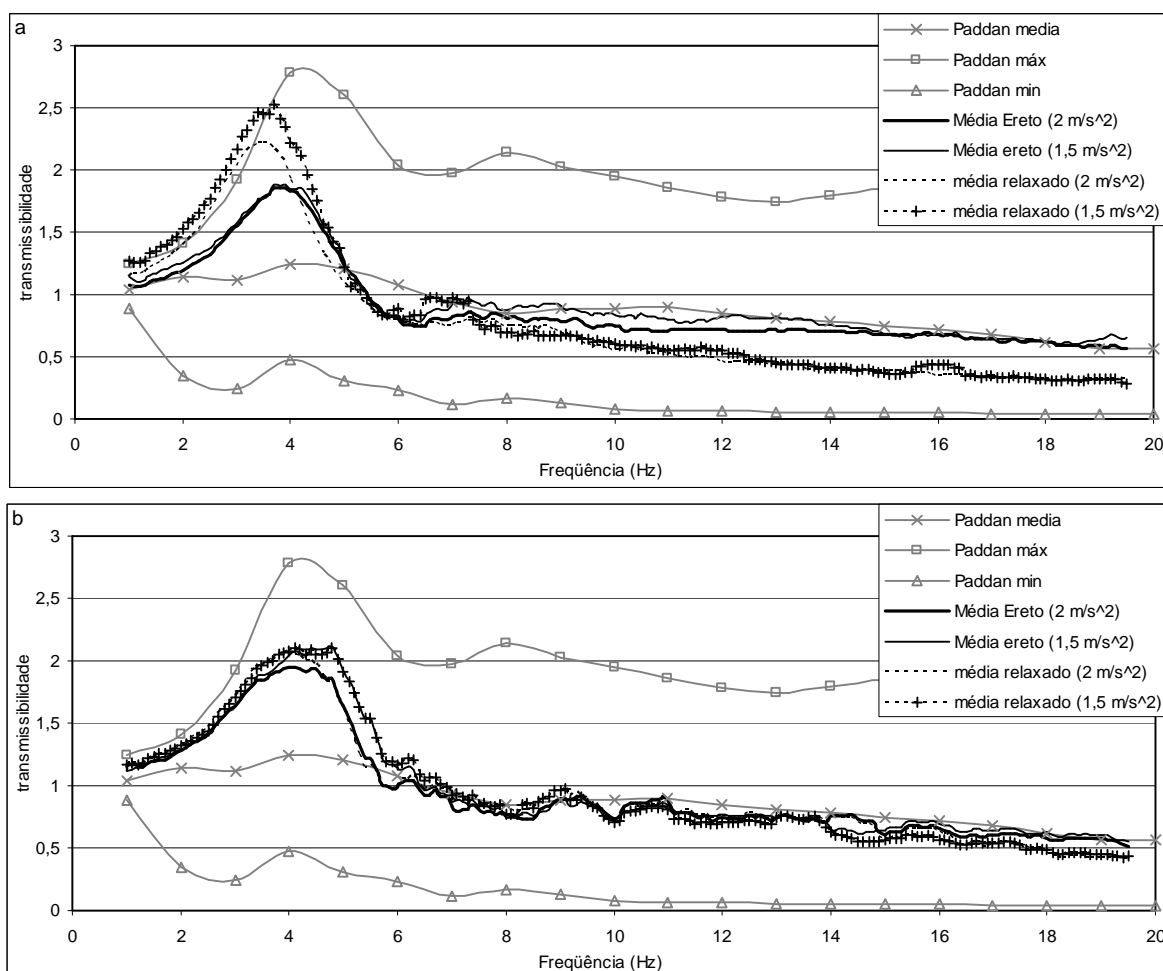


Figura 6.38 – Comparação dos valores de transmissibilidade compilados da bibliografia por Paddan e Griffin (1998) e os resultados do presente trabalho, (a) grupo de controle, (b) motoristas.

Paddan e Griffin, 1998, também fizeram uma compilação dos dados publicados de transmissibilidade do assento à cabeça, e encontraram valores bem diferentes dos apresentados por Boileau. Um possível motivo para isso é que a única restrição imposta para considerar um trabalho válido é a de que deveriam ter participado seis ou mais pessoas para o levantamento dos dados experimentais. O gráfico da Figura 6.38 mostra a comparação dos valores encontrados neste trabalho e os valores médios e limites máximos e mínimos encontrados por Paddan e Griffin.

Para os indivíduos do grupo de controle na postura “relaxado”, os dados do presente trabalho extrapolam um pouco o valor máximo dos dados de Paddan e Griffin nas frequências abaixo de 4 Hz. Os demais valores de transmissibilidade se encontram dentro da faixa estabelecida naquele trabalho.

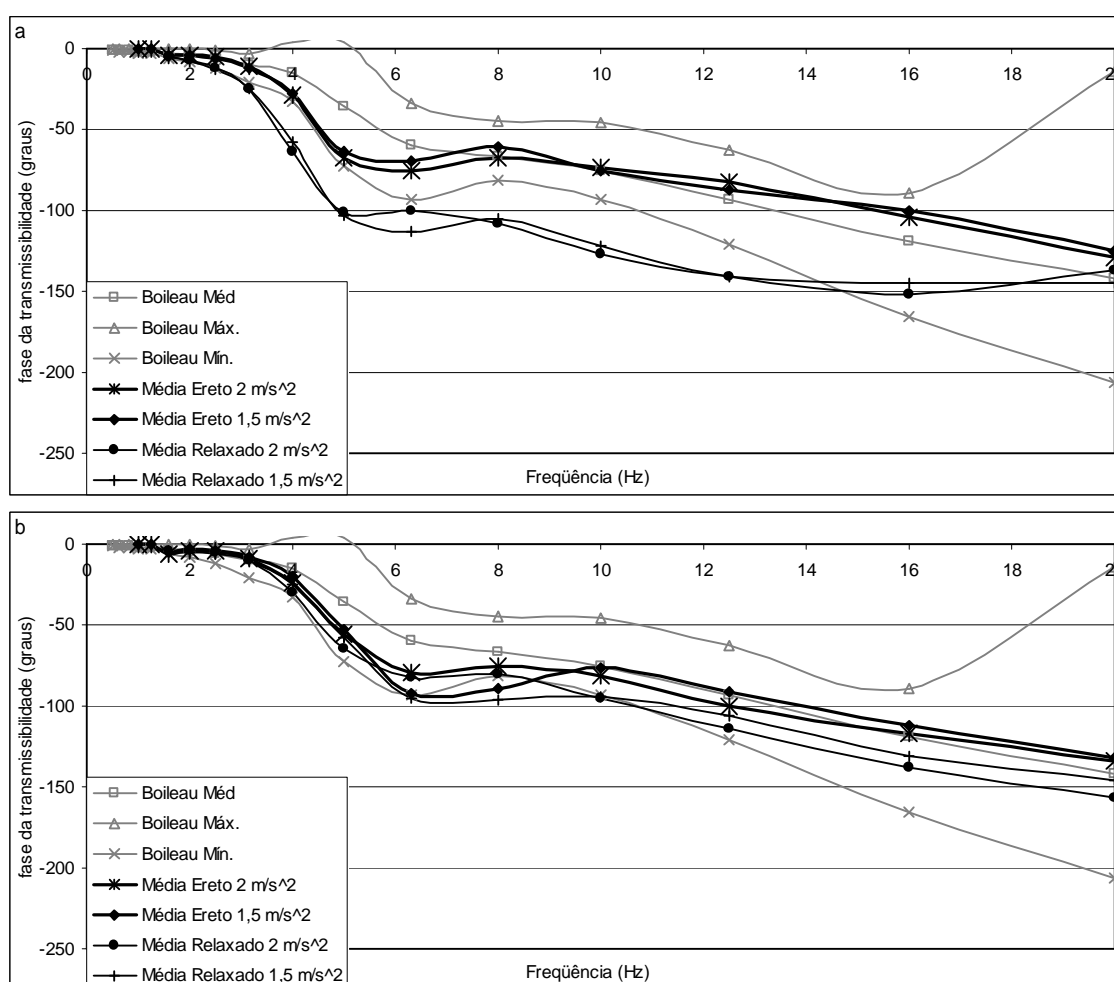


Figura 6.39 - Comparação da faixa de valores “ideais” definida por Boileau *et al.* (1998) para a fase da transmissibilidade com os valores dos experimentos realizados neste, (a) grupo de controle, (b) motoristas.

A maior parte dos dados de fase da transmissibilidade ficou totalmente dentro dos limites definidos por Boileau (Figura 6.39). A exceção foi nos dados do grupo de controle na postura

relaxado, em que o ângulo de fase da transmissibilidade ficou maior (em módulo) do que os limites definidos por Boileau em quase toda a faixa de frequências considerada.

Também existe uma pequena discrepância nos dados de magnitude da massa aparente, na comparação dos dados do presente trabalho com os de Boileau. As frequências da ressonância do grupo de controle ficaram bem próximas, porém a magnitude da massa aparente nesta frequência é um pouco maior neste trabalho do que os valores definidos por Boileau.

A exemplo da transmissibilidade, diferenças entre as características médias (massa, altura, idade, etc.) da população que participou deste experimento e da população que deu origem aos dados compilados por Boileau poderiam explicar as diferenças observadas na massa aparente. A carência destas informações nos dados publicados impede uma análise que permita comprovar alguma hipótese neste sentido. Também não é possível comprovar a influência destes fatores com a amostra coletada neste trabalho, porém o gráfico da Figura 6.35 indica que pode existir um aumento da massa aparente normalizada com o aumento da massa do indivíduo.

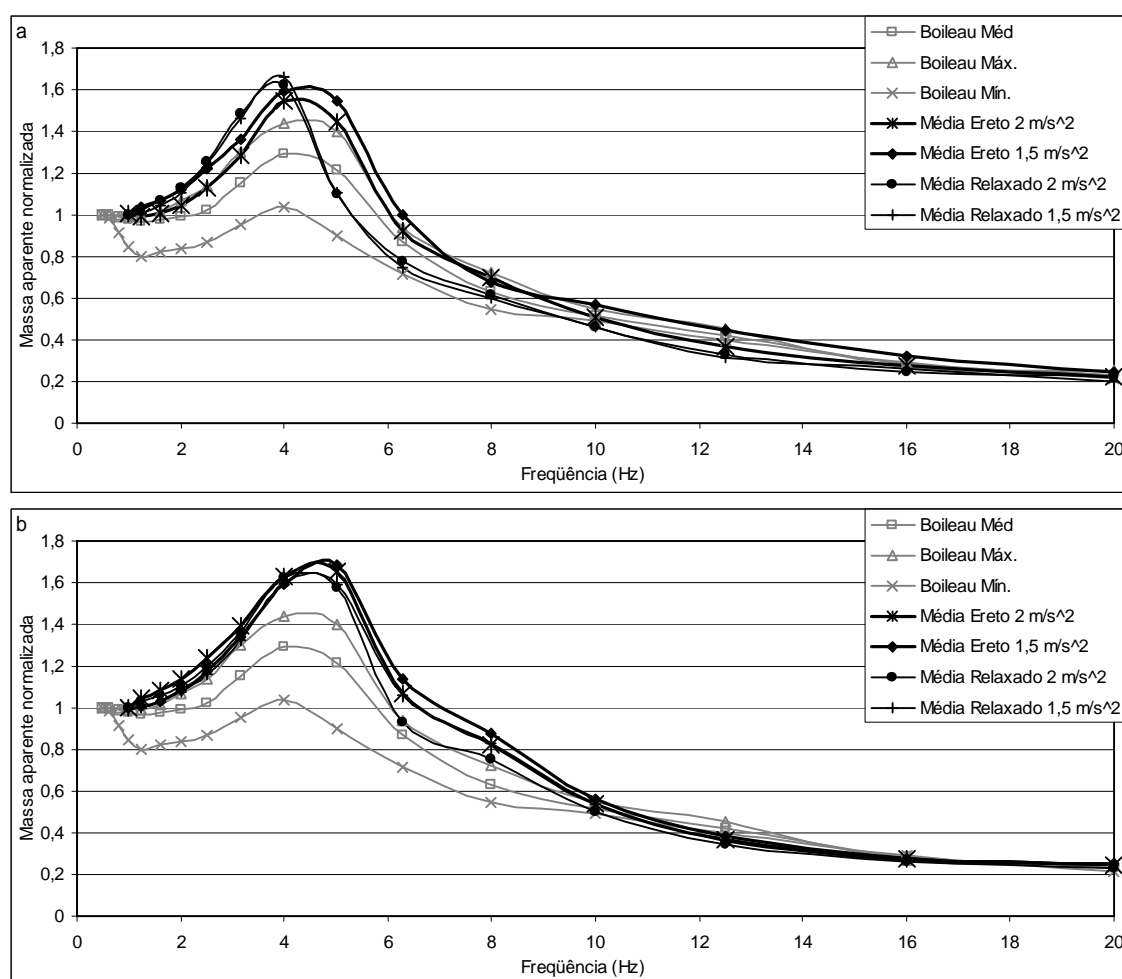


Figura 6.40 - Comparação da faixa de valores “ideais” definida por Boileau *et al.* (1998) para a magnitude da massa aparente normalizada com os valores médios dos experimentos realizados neste trabalho neste, (a) grupo de controle, (b) motoristas.

Para a fase da massa aparente, pode ser identificada alguma diferença entre os dois conjuntos de dados nas frequências acima de 14 Hz. A diferença é maior para os dados obtidos com postura “relaxado” no grupo de controle.

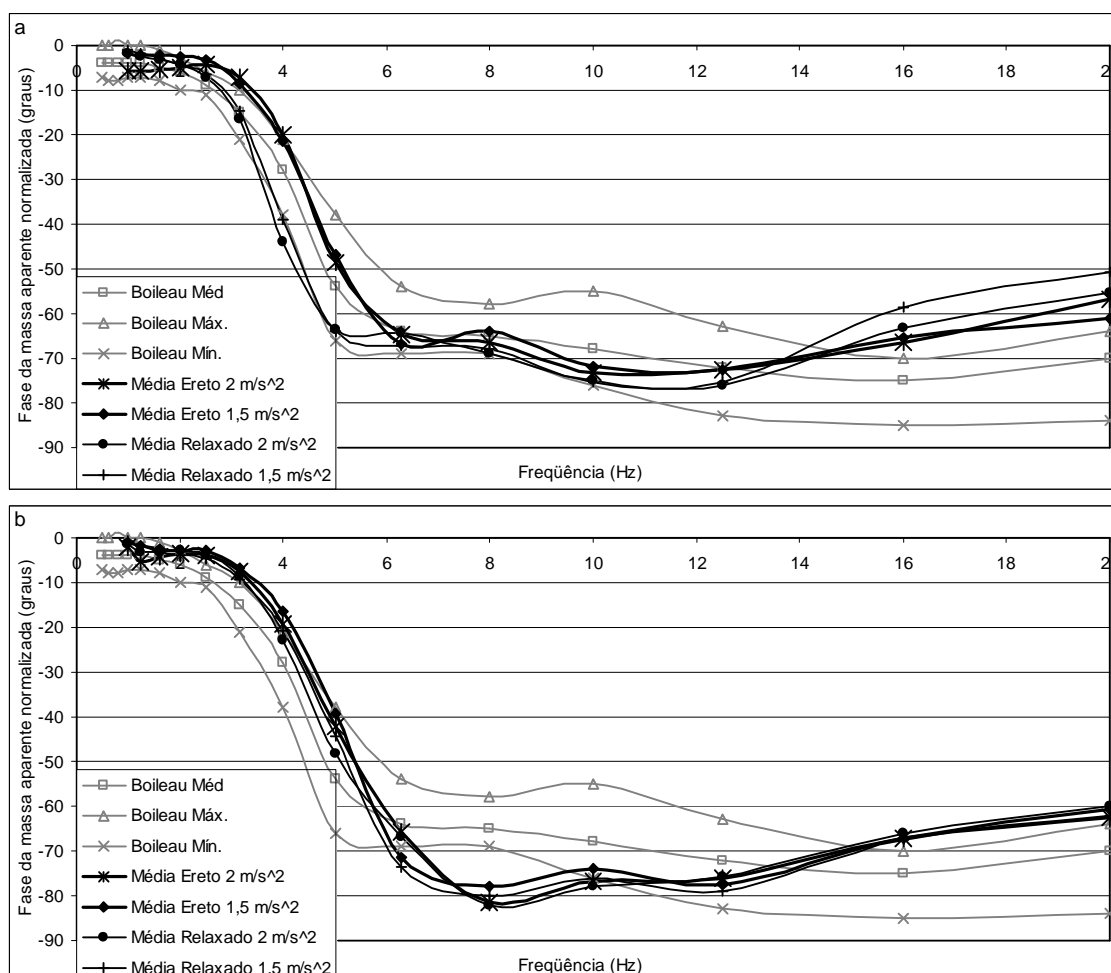


Figura 6.41 - Comparação da faixa de valores “ideais” definida por Boileau *et al.* (1998) para a magnitude da massa aparente com os valores médios dos experimentos realizados neste trabalho, (a) grupo de controle, (b) motoristas.

Para a potência absorvida, os únicos dados que permitem a mesma comparação feita para os outros parâmetros biodinâmicos são os publicados por Mansfield e Griffin, 1998. A comparação aparece no gráfico da Figura 6.42. Nos gráficos, fica clara a semelhança entre os dados obtidos no presente trabalho e os dados de Mansfield e Griffin, em todas as faixas de frequência. Uma vez mais, as maiores diferenças aparecem para o grupo de controle com postura “relaxado”.

Mansfield e Griffin fizeram suas medições com pessoas em uma postura definida como “ereto” confortável (eles utilizaram a expressão “*comfortable upright*”, enquanto a maior parte dos autores utilizam a expressão “*erect*”).

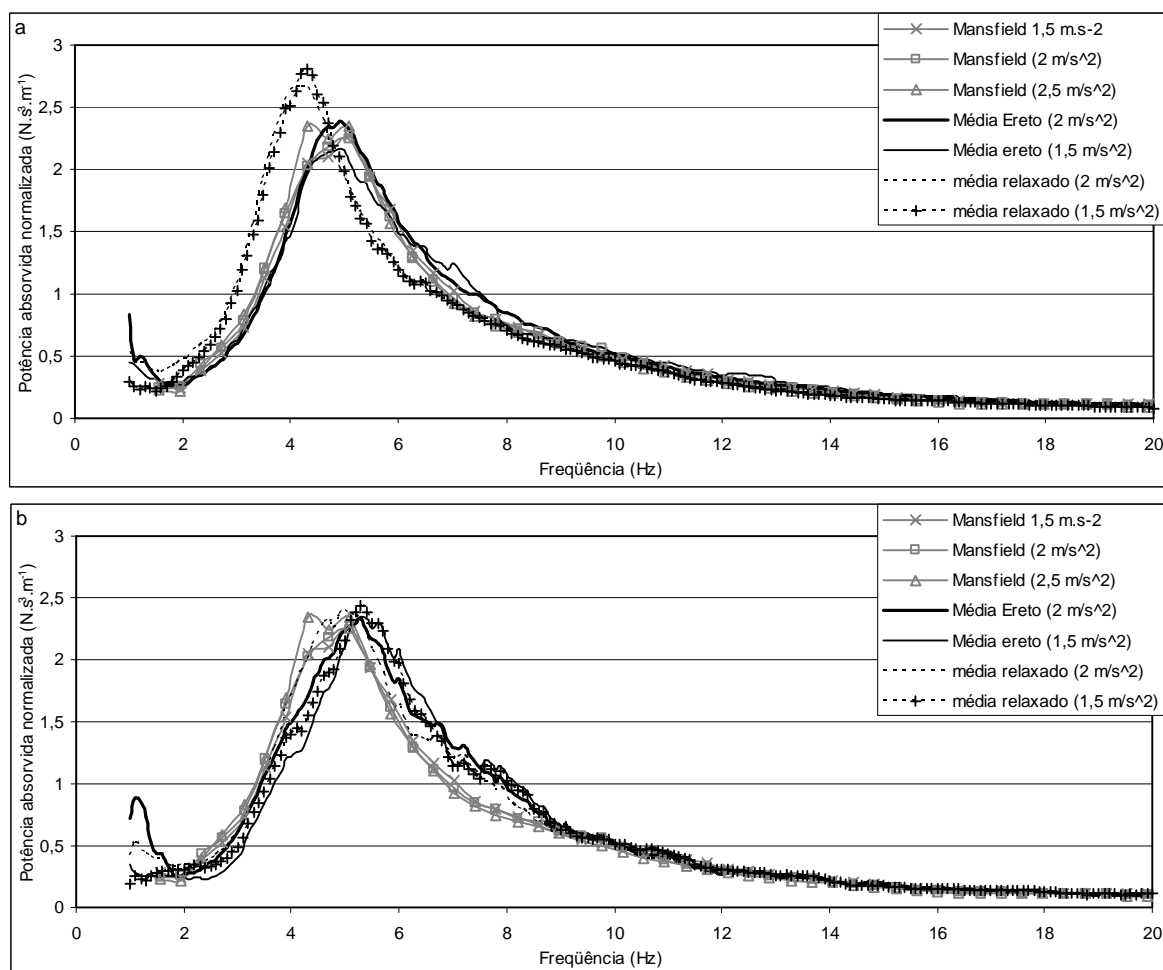


Figura 6.42 – Comparação dos dados de potência absorvida deste trabalho (valores médios de todos os indivíduos) com os dados encontrados por Mansfield e Griffin, 1998.

### 6.3.5 Potência absorvida total

Foi calculada a potência absorvida total dos experimentos realizados no presente trabalho, utilizando a equação 31, a mesma utilizada por Mansfield e Griffin em seu trabalho. Este é mais um parâmetro de comparação entre os dados. Os resultados são apresentados na Tabela 6.17 (grupo de controle) e Tabela 6.18 (grupo dos motoristas), separados pelo nível de aceleração na entrada e pela postura. Como a aceleração na entrada pode variar um pouco de um ensaio para outro (10 % em torno do valor nominal), e esta variação poderia influenciar o valor da potência absorvida total, o valor exato da aceleração do sinal de entrada foi colocado para cada ensaio.



Tabela 6.17 - Valores da potência absorvida total para o grupo de controle

		Aceleração nominal 1,5 m.s <sup>-2</sup>		Aceleração nominal 2 m.s <sup>-2</sup>	
		Pot. abs. total (N.m.s <sup>-1</sup> )	Aceleração Real (m.s <sup>-2</sup> )	Pot. Abs. Tot. (N.m.s <sup>-1</sup> )	Aceleração Real (m.s <sup>-2</sup> )
ID1	Ereto	1,36	1,58	2,59	2,2
	Relaxado	1,21	1,46	2,18	2,01
ID2	Ereto	1,28	1,49	2,37	2,02
	Relaxado	1,46	1,50	2,45	1,93
ID3	Ereto	1,11	1,51	1,71	2,03
	Relaxado	1,10	1,50	1,76	2,04
ID4	Ereto	1,2	1,49	2,01	1,93
	Relaxado	1,24	1,49	2,30	1,99
ID5	Ereto	1,19	1,44	1,72	1,97
	Relaxado	1,21	1,51	1,95	2,03
ID6	Ereto	1,30	1,50	2,11	2,12
	Relaxado	1,40	1,49	1,93	2,02
Média	Ereto	1,24	1,50	2,09	2,05
	Relaxado	1,27	1,49	2,10	2,00

Tabela 6.18 - Valores da potência absorvida total para o grupo dos motoristas

		Aceleração nominal 1,5 m.s <sup>-2</sup>		Aceleração nominal 2 m.s <sup>-2</sup>	
		Pot. abs. total (N.m.s <sup>-1</sup> )	Aceleração Real (m.s <sup>-2</sup> )	Pot. Abs. Tot. (N.m.s <sup>-1</sup> )	Aceleração Real (m.s <sup>-2</sup> )
ID1	Ereto	1,25	1,50	2,13	1,92
	Relaxado	1,29	1,46	2,44	1,94
ID2	Ereto	1,20	1,47	2,24	1,95
	Relaxado	1,22	1,48	2,27	1,97
ID3	Ereto	1,16	1,51	2,06	1,93
	Relaxado	1,14	1,51	2,33	2,07
ID4	Ereto	1,21	1,50	1,96	1,91
	Relaxado	1,20	1,49	2,03	1,94
ID5	Ereto	0,90	1,50	1,92	2,18
	Relaxado	0,88	1,49	1,69	1,98
ID6	Ereto	1,29	1,43	2,41	1,91
	Relaxado	1,34	1,47	2,52	1,99
Média	Ereto	1,17	1,49	2,12	1,97
	Relaxado	1,18	1,48	2,21	1,98

O nível de aceleração, como esperado, influenciou diretamente nos valores de potência absorvida total. A pequena variabilidade da aceleração em torno do valor nominal não foi suficiente para influenciar os resultados significativamente. Já a postura, que influenciou significativamente a distribuição espectral da potência absorvida, não teve o mesmo efeito no valor da potência absorvida total. Estes resultados são observáveis no gráfico da Figura 6.43.

Os valores médios encontrados por Mansfield e Griffin para a potência absorvida total foi de 0,869 N.m.s<sup>-1</sup> para uma aceleração de entrada de 1,5 m.s<sup>-2</sup> e de 1,496 N.m.s<sup>-1</sup> para a

aceleração de  $2 \text{ m.s}^{-2}$ . Estes valores são menores do que as médias encontradas neste trabalho ( $1,215 \text{ N.m.s}^{-1}$  para a aceleração de  $1,5 \text{ m.s}^{-2}$  e  $2,13 \text{ N.m.s}^{-1}$  para a aceleração de  $2 \text{ m.s}^{-2}$ ).

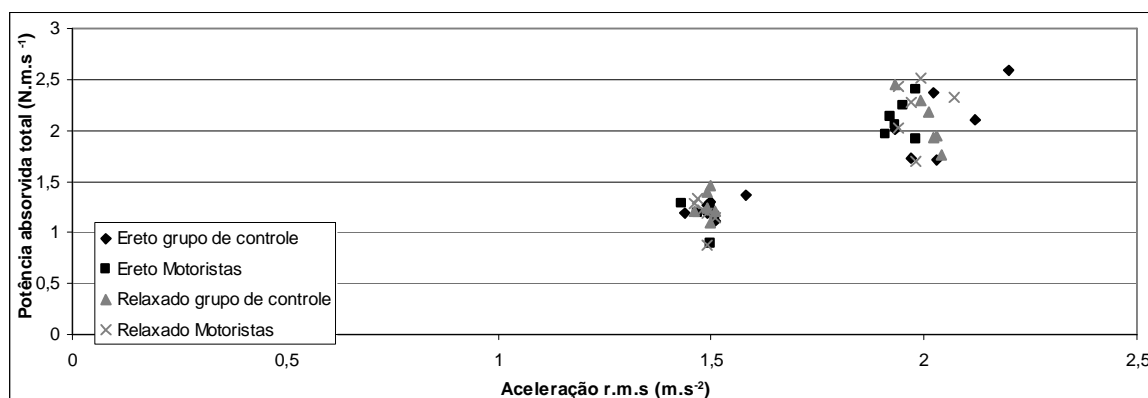


Figura 6.43 - Valores individuais da potência absorvida total nas duas posturas

Uma explicação para esta diferença está na média das massas dos indivíduos que participaram dos experimentos. O efeito da massa na potência absorvida total, também observado por Lundström et al. (1998), é ilustrado na Figura 6.44. Os 12 indivíduos que participaram das medições de Mansfield e Griffin tinham massa média de 68,3 kg, enquanto a massa média dos indivíduos dos experimentos deste trabalho é 82,3 kg. Um único indivíduo, no trabalho de Mansfield e Griffin, tinha massa acima dos 80 Kg (sua massa era 85 kg, próxima à média das massa dos indivíduos deste trabalho). Para este indivíduo, o valor de potência absorvida total foi de  $1,220 \text{ N.m.s}^{-1}$  para a aceleração de  $1,5 \text{ m.s}^{-2}$  e de  $2,164 \text{ N.m.s}^{-1}$  para a aceleração de  $2 \text{ m.s}^{-2}$ . Estes valores são muito similares aos das médias para os indivíduos deste trabalho.

Da mesma forma, o indivíduo do presente trabalho com massa próxima à dos que participaram do trabalho de Mansfield e Griffin (IDm5, 56,0 kg), teve os valores de potência absorvida ( $0,89 \text{ N.m.s}^{-1}$  para a aceleração de  $1,5 \text{ m.s}^{-2}$  e de  $1,69 \text{ N.m.s}^{-1}$  para a aceleração de  $2 \text{ m.s}^{-2}$ ) bem próximos dos valores médios daquele trabalho para as condições correspondentes.

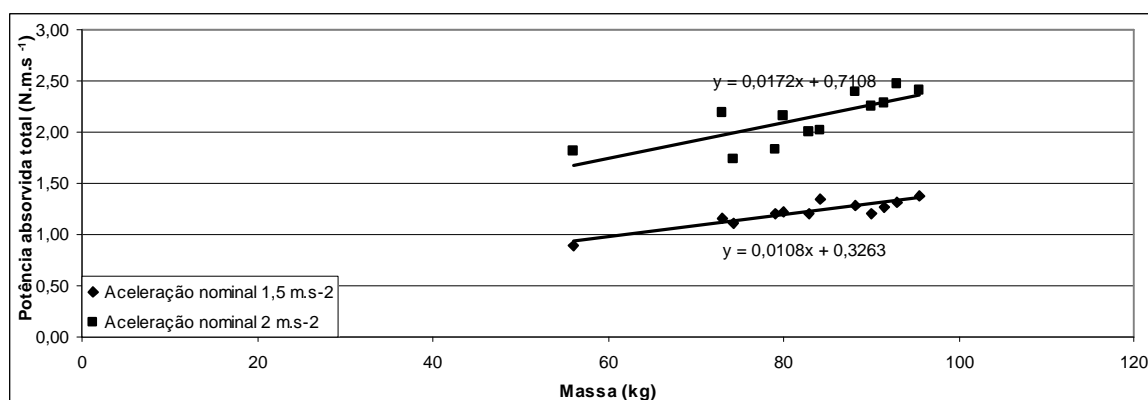


Figura 6.44 - efeito da massa na potência absorvida total

Um paralelo entre os dados de potência absorvida total do presente trabalho com os resultados de Mansfield e Griffin aparece nos gráficos da Figura 6.45 (potência absorvida total em função da aceleração no ponto de entrada da vibração) e da Figura 6.46 (potência absorvida total em função da massa individual).

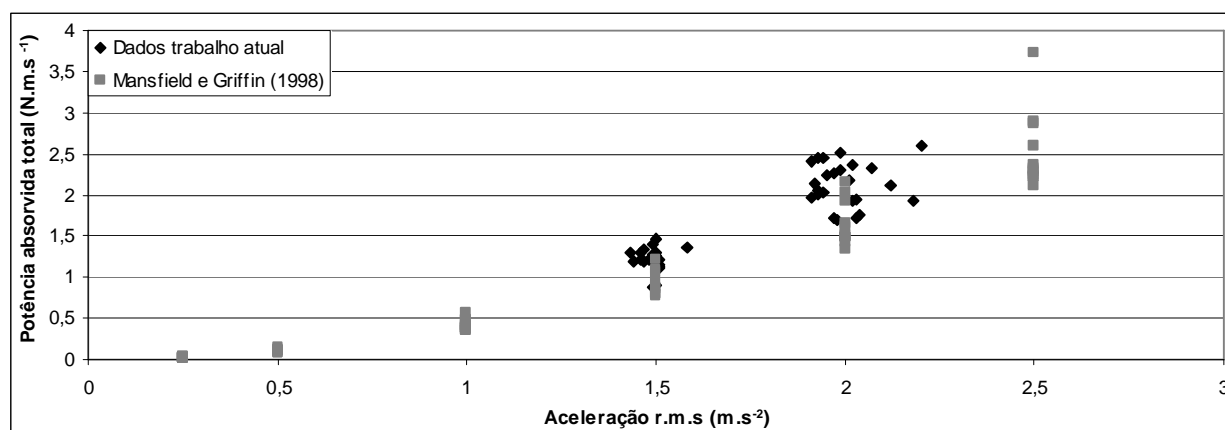


Figura 6.45 – Comparação da potência absorvida total em função da aceleração entre os indivíduos do presente trabalho com os dados obtidos por Mansfield e Griffin (1998).

Mansfield e Griffin exploraram uma faixa de acelerações muito mais ampla. Porém, nos níveis em comum, os valores de potência absorvida total ficaram muito próximos. A comparação com a massa total dos indivíduos também tem poucos pontos em comum (poucos indivíduos com massa similar), o que torna os dois trabalhos complementares nesta análise. Por uma questão de clareza, apenas os dados correspondentes aos níveis de aceleração comuns aos dois trabalhos foram colocados no gráfico da Figura 6.46. O conjunto dos dados permite distinguir o mesmo efeito de aumento da potência absorvida com o aumento da massa e com o aumento da aceleração no ponto de entrada, observado nos dois trabalhos individualmente.

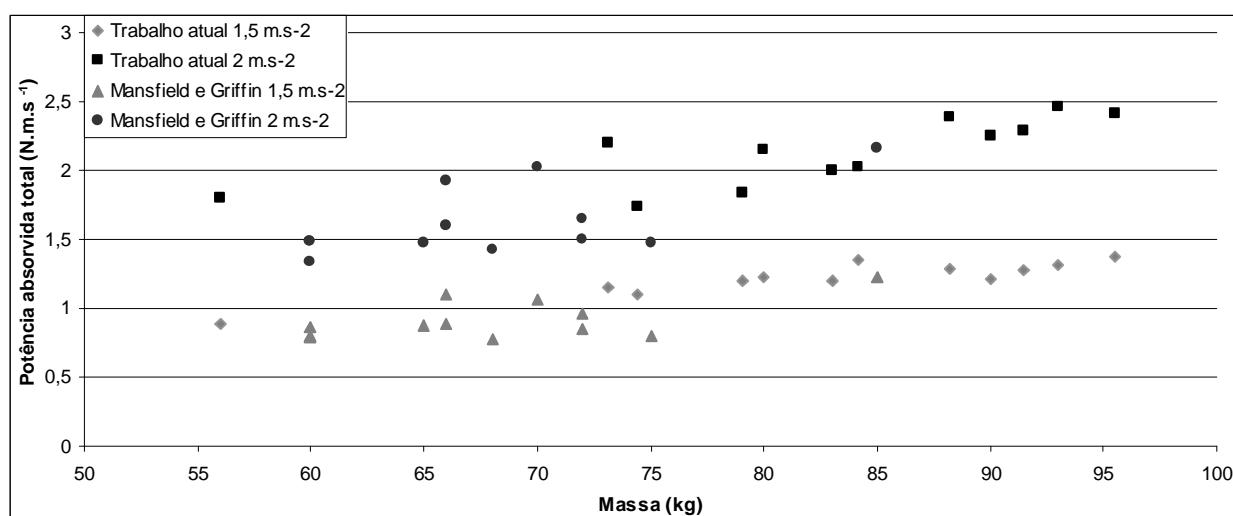


Figura 6.46 – Comparação da potência absorvida total em função da massa dos indivíduos deste trabalho com os dados de Mansfield e Griffin (1998).

## 7 CONCLUSÕES

Os objetivos deste trabalho, colocados no início deste texto, eram (1) desenvolver uma mesa vibratória de baixo custo para fazer experimentos sobre parâmetros biodinâmicos, (2) medir parâmetros biomecânicos de corpo inteiro em uma população de brasileiros e comparar com dados medidos em outros países e (3) desenvolver um modelo biodinâmico do corpo humano utilizando os dados obtidos. Estes objetivos estão relacionados com a busca de aperfeiçoar o conhecimento a respeito da resposta do corpo humano ao movimento imposto, permitindo melhorar o desempenho de sistemas mecânicos ocupados por pessoas, como máquinas pesadas móveis e veículos de transporte.

Foi desenvolvida uma mesa vibratória unidirecional (direção vertical), utilizando acionamento pneumático, com características de carga, amplitude de aceleração e faixa de frequências adequadas a realização de experimentos sobre o comportamento dinâmico do corpo humano. A mesa foi instrumentada com sensores de força e aceleração adequados às medições dos parâmetros biodinâmicos. O sistema de acionamento é capaz de aplicar uma força de até 10000 N, e movimentar a mesa em frequências de até 65 Hz. A máxima aceleração na frequência de 1 Hz é aproximadamente  $5 \text{ m.s}^{-2}$ . Para frequências acima disso, a aceleração máxima aumenta.

Os resultados experimentais obtidos com esta mesa vibratória mostraram-se condizentes com o que aparece na bibliografia internacional sobre o tema, e as diferenças encontradas podem ser atribuídas às características físicas das pessoas que participaram do experimento ou à grande variabilidade intrínseca de alguns dos comportamentos estudados, em particular a transmissibilidade. As principais diferenças ocorreram para o grupo de controle na postura “relaxado”, em que a magnitude da primeira ressonância resultou maior do que o encontrado em condições semelhantes em outros trabalhos, e a frequência desta ressonância ficou menor.

Como foi mencionado ao longo do texto, uma das principais características da resposta do corpo humano sentado exposto a uma vibração na direção vertical é a sua primeira ressonância, em função de aparecer de forma bem definida e repetitiva nos parâmetros utilizados para medir o comportamento dinâmico do corpo e de excitações nesta faixa de frequências serem uma possibilidade real em sistemas mecânicos ocupados por pessoas. Por exemplo, vários tipos de veículos apresentam uma frequência dominante no assento na faixa dos 3 Hz a 6 Hz..

As características médias desta ressonância (magnitude e frequência) da transmissibilidade, da massa aparente e da potência absorvida para os indivíduos que participaram dos experimentos deste trabalho são resumidas na Tabela 7.1. A média geral da frequência da primeira ressonância do corpo humano para os indivíduos deste trabalho é 4,61

Hz. A magnitude média da ressonância da transmissibilidade é 2,18 (adimensional), a da massa aparente normalizada é 1,72 (adimensional) e a da potência absorvida é de 2,54.

Tabela 7.1 – Valores médios da magnitude e da frequência da primeira ressonância dos parâmetros biodinâmicos medidos neste trabalho

Parâmetro Biodinâmico	Acel. (m.s <sup>-2</sup> )	Grupo de controle				Motoristas de ônibus				Médias gerais	
		Relaxado		Ereto		Relaxado		Ereto			
		Freq (Hz)	Mag	Freq (Hz)	Mag	Freq (Hz)	Mag	Freq (Hz)	Mag	Freq (Hz)	Mag
Transmissibilidade	2	3,93	2,30	4,38	1,92	4,78	2,14	4,65	2,06	4,44	2,10
	1,5	4,18	2,59	4,53	1,96	4,93	2,30	4,88	2,23	4,63	2,27
Massa aparente normalizada	2	3,88	1,68	4,45	1,66	4,53	1,68	4,72	1,77	4,40	1,70
	1,5	3,87	1,70	4,40	1,76	4,87	1,76	4,93	1,77	4,52	1,75
Potência absorvida (mag. em N.s <sup>3</sup> .m <sup>-1</sup> )	2	4,23	2,85	4,87	2,51	5,03	2,54	5,12	2,42	4,81	2,58
	1,5	4,25	2,86	4,78	2,35	5,10	2,54	5,28	2,44	4,85	2,51

A comparação entre os parâmetros biodinâmicos do grupo de controle com os do grupo de motoristas de ônibus mostrou diferenças importantes. No grupo de controle, apareceu uma forte influência da variação da postura nos parâmetros biodinâmicos, resultado que encontra respaldo em outros trabalhos publicados sobre o assunto. Para o grupo de motoristas, o efeito da postura não apareceu. Isso pode indicar que trabalhadores expostos à vibração em seu ambiente de trabalho reagem de forma diferente de outras pessoas a este fator estressante. Constatações deste tipo não foram encontradas na literatura pesquisada sobre o assunto, e apontam a necessidade de se trabalhar mais com populações expostas à vibração para o avanço do conhecimento neste tema. Outra possível explicação para as diferenças observadas no comportamento entre os dois grupos são as características antropométricas (em especial, idade e altura), que são diferentes para os dois grupos.

Foram desenvolvidos alguns modelos numéricos do corpo humano, baseados nos dados experimentais obtidos. O modelo que melhor se ajustou aos dados experimentais, pela medida de erro utilizada, foi o de 4 GDL. Porém, a diferença de desempenho deste modelo para o de 3 GDL foi pequena o suficiente para que se possa considerar desnecessário utilizar o modelo de 4 GDL. Desta forma, conclui-se que o modelo mais indicado para descrever o comportamento dinâmico do corpo humano observado neste trabalho é o de 3 GDL mostrado na Tabela 6.10.

Foi constatado, pela comparação dos dados deste trabalho com os modelos de outros autores, que os modelos desenvolvidos com base em um conjunto de dados podem não ser adequados para descrever o comportamento biodinâmico de outro grupo de pessoas. Esta constatação confirma o que já fora indicado por outros autores (p. ex., Griffin, 2001). Isso indica que é fundamental identificar, ao menos, uma parcela das variáveis responsáveis pelas diferenças observadas nos comportamentos individuais, tais como massa, altura, idade, tempo na profissão,

etc., e incluir estas variáveis no modelo. Para fazer a identificação destas variáveis com base nas metodologias disponíveis atualmente, é fundamental que a base de dados de parâmetros biodinâmicos disponível na literatura internacional seja aumentada e solidificada.

Cumriu-se assim, com este trabalho, o propósito de contribuir na busca de um entendimento mais aprofundado do comportamento do corpo humano submetido à vibração, com o acréscimo de informações contemplando uma população que ainda não havia sido observada. É importante observar que não foram encontrados, na bibliografia pesquisada, trabalhos anteriores que tenham medido parâmetros biodinâmicos de corpo inteiro utilizando uma população diretamente exposta ao problema da vibração. Além disso, o aparato experimental desenvolvido estará à disposição para dar seqüência a esta linha de pesquisa.

Finalmente, cabe ressaltar a importância do sistema desenvolvido para mover a mesa vibratória. O acionamento pneumático mostrou-se adequado ao desenvolvimento de pesquisas nesta área, com a vantagem, sobre sistemas hidráulicos e eletromecânicos, de ser muito mais simples e de ter um custo construtivo muito menor. Sistemas como este podem viabilizar a disseminação da pesquisa neste assunto, permitindo aumentar a carente base de dados sobre o comportamento biodinâmico de seres humanos.

## 8 SUGESTÕES DE CONTINUAÇÃO

O campo de estudo do comportamento dinâmico do corpo humano é relativamente novo, e o assunto é extremamente complexo. Muito ainda existe a ser feito antes de se ter um conhecimento mais sólido do tema, que permita projetar sistemas cujo comportamento seja otimizado para proteger a saúde e privilegiar o conforto humano. Algumas sugestões para a continuação de trabalhos na mesma linha de pesquisa aqui apresentada são:

- Aperfeiçoar o sistema de controle da mesa vibratória para permitir o uso de sinais tipo varredura senoidal, possibilitar um controle mais preciso da amplitude da vibração imposta e permitir a reprodução de movimentos observados em veículos de transporte;
- Realizar medições com outras populações, relacionadas ou não com atividades que exponham à vibração de corpo inteiro. Podem ser citadas como exemplo de atividades em que pessoas são expostas a vibração de corpo inteiro a agricultura mecanizada, todo tipo de transporte e a operação de máquinas pesadas;
- Realizar medições com outros tipos de assento, com posturas diferentes e em situações diferentes (com apoio das costas, por exemplo);
- Avaliar assentos utilizados na indústria nacional quanto a proteção que oferecem ao ocupante;
- Explorar os efeitos subjetivos (conforto e sensações) provocados pela vibração;
- Aprofundar a investigação sobre os efeitos da fixação do acelerômetro na pele para as medições de transmissibilidade;
- Aprofundar a investigação a respeito da influência das variáveis antropométricas.

## 9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Anflor, C. T., 2002. “**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.

Balbinot, A., 2001 “**Caracterização dos Níveis de Vibração em Motoristas de Ônibus: Um enfoque no conforto e na saúde**”, Tese de Doutorado, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre.

Bendat, J. S., Piersol, A. G., 1980. “**Engineering Applications of Correlation and Spectral Analysis**”, John Wiley & Sons, New York, USA

Bendat, J. S., Piersol, A. G., 1971. “**Random Data: Analysis and Measurement procedures**”, Wiley-interscience, USA.

Beranek, L. L., Vér, I. L., 1992. “**Noise and vibration control engineering, principles and applications**”, John Wiley & Sons, New York, USA.

Beyer, W. H., 1968. “**Handbook of tables for probability and statistics**”, 2a ed., EUA, The Chemical Robber Co.

Boileau, P. -É., Rakheja, S., 1998. “Whole-body vertical biodynamic response characteristics of the seated vehicle driver - Measurement and model development”, **International Journal of Industrial Ergonomics**, vol. 22, pp. 449-472.

Boileau, P. -É., Rakheja, S., Wu, X., 2002. “A body mass dependent mechanical impedance model for application in vibration seat testing”, **Journal of Sound and Vibration**, vol. 253, no. 1, pp. 243-264.

Boileau, P. -É., Wu, X., Rakheja, S., 1998. “Definition of a range of idealized values to characterize seated body biodynamic response under vertical vibration”, **Journal of Sound and Vibration**, vol. 215, no. 4, pp. 841-862.

Bovenzi, M., Hulshof, C., T., J., 1999. “An updated review of epidemiologic studies on the relationship between exposure to whole-body vibration and low back pain (1986-1997)”, **International Archives of Occupational and Environmental Health**, vol. 72, pp. 351-365.



BS 6841:1987. “**Measurement and Evaluation of Human Exposure to Whole-Body Mechanical Vibration and Repeated Shock**”, British Standards Institution.

BS 7085: 1989. “**Safety aspects of experiments in which people are exposed to mechanical vibration and chock**”. British Standards Institution.

Cho, Y., Yoon, Y,-S. 2001. “Biomechanical model of human on seat with backrest for evaluating ride quality”, **International Journal of Industrial Ergonomics**, vol. 27, no. 5, pp. 331-345.

Computerboards, 1994. “Manual PCM DAS16/330”, USA

Demić, M. 1989. “A contribution to identification of a non-linear biodynamic oscillatory model of man”, **International Journal of Vehicle Design**, vol. 10, no. 2, pp. 153-164, UK.

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, no. 3, pp. 423-442.

**Endevco model 2250A/AM1-10 data sheet**, [www.endevco.com](http://www.endevco.com)

Fairley, T. E., Griffin, M. J., 1989. “The apparent mass of the seated human body: vertical vibrations”, **Journal of Biomechanics**, vol. 22, no. 2, pp. 81-94.

Fairley, T. E., Griffin, M. J., 1990. “The apparent mass of the seated human body in the fore-and-aft and lateral directions”, **Journal of Sound and Vibration**, vol. 139, no. 2, pp. 299-306.

Von Gierke, H. E., 1971. “Biodynamic Models and Their Applications”, **The Journal of the Acoustical Society of America**, vol. 50, no. 6 (1), USA.

Griffin, M. J., 1990. “Handbook of Human Vibration” 1<sup>a</sup> edição, UK, Academic Press.

Griffin, M. J., 1990<sup>b</sup>. “Measurement and evaluation of whole-body vibration at work”, **International Journal of Industrial Ergonomics**, vol. 6, no. 1, pp. 45-54.

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, no. 4, pp. 883-914.

Griffin, M. J., 2001. "The validation of biodynamic models", **Clinical Biomechanics**, vol. 16, no. 1, pp. S81-S92.

Hewlett Packard Company, 1997, HPVEE Advanced programming techniques, EUA

Holmlund, P., Lundström, R., 1998. "Mechanical impedance of the human body in the horizontal direction", **Journal of Sound and Vibration**, vol. 214, no. 4, pp. 810-812.

Holmlund, P., Lundström, R., Lindberg, L., 2000. "Mechanical impedance of the human body in vertical direction", **Applied Ergonomics**, vol. 31, pp. 415-422.

ISO 2631-1, 1997. "**Mechanical Vibration and Shock – Evaluation of Human Exposure to Whole Body Vibration**", International Standard.

ISO 2631-5, 2004. "**Mechanical Vibration and Shock – Evaluation of Human Exposure to Whole Body Vibration, part 5: method for evaluation of vibration containing multiple shocks**", International Standard.

Kitazaki, S., Griffin, M. J., 1995. "A data correction method for surface measurement of vibration on the human body", **Journal of Biomechanics**, vol. 28, no. 7, pp. 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.

Lundström, R., Holmlund, P., Lindberg, L., 1998. "Absorption of energy during whole-body vertical vibration exposure", **Journal of Biomechanics**, vol. 31, no. 4, pp. 317-326.

Lundström, R., Holmlund, P., Lindberg, L., 1998<sup>b</sup>. "Absorption of energy during vertical vibration exposure", **Journal of Sound and Vibration**, vol. 215, no. 4, pp. 789-799.

Mansfield, N., Holmlund, P., Lundström, R., 2000. "Comparison of subjective responses to vibration and shock with standard analysis methods and absorbed power", **Journal of Sound and Vibration**, vol. 230, no. 3, pp. 477-491.

Mansfield, N., Holmlund, P., Lundström, R., 2001. "Apparent mass and absorbed power during exposure to whole-body vibration and repeated shocks", **Journal of Sound and Vibration**, vol. 248, no. 3, pp. 427-440.

Mansfield, N. J., Griffin, M. J., 1998. "Effects of magnitude of vertical whole-body vibration on absorbed power for the seated human body", **Journal of Sound and Vibration**, vol. 215, no. 4, pp. 813-825.

Mansfield, N. J., Griffin, M. J., 2000. "Non-linearities in apparent mass and transmissibility during exposure to whole-body vertical vibration", **Journal of Biomechanics**, vol. 33, no. 8, pp. 933-941.

Mansfield, P., Lundström, R., 1999. "The apparent mass of the human body exposed to non-orthogonal horizontal vibration", **Journal of Biomechanics**, vol. 32, pp. 1269-1278.

Matsumoto, Y., Griffin, M. J., 1998. "Dynamic response of the standing human body exposed to vertical vibration: influence of posture and vibration magnitude", **Journal of Sound and Vibration**, vol. 212, no. 1, pp. 85-107.

Matsumoto, Y., Griffin, M. J., 1998<sup>b</sup>. "Movement of the upper-body of seated subjects exposed to vertical whole-body vibration at the principal resonance frequency", **Journal of Sound and Vibration**, vol. 215, no. 4, pp. 743-762.

Matsumoto, Y., Griffin, M. J., 2000. "Comparison of biodynamic responses in standing and seated human body", **Journal of Sound and Vibration**, vol. 238, no. 4, pp. 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**, vol. 260, pp. 531-551.

Nawayseh, N., Griffin, M. J., 2003. "Non-linear dual-axis biodynamic response to vertical whole-body vibration", **Journal of Sound and Vibration**, vol. 268, pp. 503-523.

de Oliveira, C. G., Nadal, J., 2004. "Back muscle EMG of helicopter pilots in flight: Effects of fatigue, vibration and posture", **Aviation, Space, and Environmental Medicine**, vol. 75, no. 4, pp. 317-322.

de Oliveira, C. G., Nadal, J., 2005. "Transmissibility of helicopter vibration in the spines of Pilots in flight", **Aviation, Space, and Environmental Medicine**, vol. 76, no. 6, pp. 576-580.

Paddan, G. S., Griffin, M. J., 1988. "The transmission of translational seat vibration to the head – I. Vertical seat vibration", **Journal of Biomechanics**, vol. 21, no. 3, pp. 191-197.

Paddan, G. S., Griffin, M. J., 1988<sup>b</sup>. "The transmission of translational seat vibration to the head – II. Horizontal seat vibration", **Journal of Biomechanics**, vol. 21, no. 3, pp. 199-206.

Paddan, G. S., Griffin, M. J., 1993. "The transmission of translational floor vibration to the heads of standing subjects", **Journal of Sound and Vibration**, vol. 160, no. 3, pp. 503-521.

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, no. 4, pp. 863-882.

Paddan, G. S., Griffin, M. J., 2000. "Transmission of yaw seat vibration to the head", **Journal of Sound and Vibration**, vol. 229, no. 5, pp. 1077-1095.

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, no. 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, no. 1, pp. S45-S56.

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, no. 1, pp. 135-155.

Rakheja, S., Stiharu, I., Boileai, P. -É., 2002. "Seated occupant apparent mass characteristics under automotive postures and vertical vibration", **Journal of Sound and Vibration**, vol. 253, no. 1, pp. 57-75.

Rosen, J., Arcan, M., 2003. "Modeling the human body/seat system in a vibration environment", **Journal of Biomechanical Engineering**, vol. 125, no. ??, pp. 223-231.

Sandover, J., 1998. "High acceleration events: an introduction and review of expert opinion", **Journal of Sound and Vibration**, vol. 215, no. 4, pp. 927-945.

Smith, S. D., 2000. "Modeling differences in the vibration response characteristics of the human body", **Journal of Biomechanics**, vol. 33, pp. 1513-1516.

Stainer, R. M., 2001. "**Whole-Body vibration and shock: A literature review**", HSE Books, UK.

Toutenburg, H., 2002. "**Statistical Analysis of Designed Experiments**", 2<sup>a</sup> edição, Springer, Munique, Alemanha.

Tregoubov, V. P., 2000. "Problems of mechanical model identification for human body under vibration", **Mechanism and Machine Theory**, vol. 35, pp. 491-504.

Wei, L., Griffin, M. J., 1998. "Mathematical models for the apparent mass of the seated human body exposed to vertical vibration", **Journal of Sound and Vibration**, vol. 212, no. 5, pp. 855-874.

Wikström, B., -O., Kjellberg, A., Landström, U., 1994. "Health effects of long-term occupational exposure to whole-body vibration: A review", **International Journal of Industrial Ergonomics**, vol. 14, no. 3, pp. 273-292.

Wu, X., Rakheja, S., Boileau, P. -É., 1999. "Analyses of relationships between biodynamic response functions", **Journal of Sound and Vibration**, vol. 226, no. 3, pp. 595-606.

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.

## APÊNDICE I – Definições das bandas de oitava e 1/3 de oitava

Tabela I.1 – Frequências dos limites e do centro das bandas de oitava e 1/3 de oitava.

Banda	Oitava			1/3 de oitava		
	Limite Inferior	Centro	Limite Superior	Limite Inferior	Centro	Limite Superior
-3	0,35	0,5	0,7	0,45	0,5	0,56
-2				0,56	0,63	0,7
-1				0,7	0,8	0,89
0	0,7	1	1,4	0,89	1	1,12
1				1,12	1,25	1,4
2				1,4	1,6	1,8
3	1,4	2	2,8	1,8	2	2,24
4				2,24	2,5	2,8
5				2,8	3,15	3,35
6	2,8	4	5,6	3,35	4	4,5
7				4,5	5	5,6
8				5,6	6,3	7,1
9	5,6	8	11	7,1	8	8,9
10				8,9	10	11,2
11				11,2	12,5	14,1
12	11	16	22	14,1	16	17,8
13				17,8	20	22,4
14				22,4	25	28,2
15	22	31,5	44	28,2	31,5	35,5
16				35,5	40	44,7
17				44,7	50	56,2
18	44	63	88	56,2	63	70,8
19				70,8	80	89,1

APÊNDICE II – Objetivo e faixa dos valores de impedância mecânica, massa aparente e transmissibilidade obtidos por Boileau *et al.* (1998)

Tabela II.1 - Objetivo e faixa dos valores de Impedância mecânica de um ser humano sentado nas condições especificadas. Fonte: Boileau, Wu e Rakheja (1998).

Frequência (Hz)	Magnitude (N.s.m <sup>-1</sup> )				Fase (graus)			
	Limite inferior	Média (objetivo)	Sd	Limite superior	Limite inferior	Média	Sd	Limite superior
0,5	148	254	116	400	83	86	3	90
0,63	218	304	95	425	82	86	3	90
0,8	266	359	86	471	82	86	3	91
1	310	424	87	539	83	86	3	90
1,25	356	493	88	607	83	86	2	90
1,6	490	627	71	703	82	85	2	89
2	614	768	93	893	80	84	2	87
2,5	758	947	132	1141	79	81	2	84
3,15	1131	1429	212	1732	69	75	3	80
4	1541	2002	316	2389	52	61	7	69
5	1663	2346	522	2908	24	36	9	52
6,3	1635	2065	298	2404	20	26	5	36
8	1605	1939	274	2392	20	25	4	32
10,0	1756	1981	196	2273	14	22	8	35
12,5	1828	2023	211	2327	7	18	8	27
16,0	1710	1750	37	1791	4	15	7	20
20,0	1552	1755	239	2099	6	20	9	26

Tabela II.2 - Objetivo e faixa dos valores de massa aparente de um ser humano sentado nas condições especificadas. Fonte: Boileau, Wu e Rakheja (1998).

Frequência (Hz)	Magnitude (kg)				Fase (graus)			
	Limite inferior	Média (objetivo)	Sd	Limite superior	Limite inferior	Média	Sd	Limite superior
0,5	58,7	61,2	3,2	65,9	-7	-4	3	0
0,63	58,0	61,4	3,5	65,8	-8	-4	3	0
0,8	53,8	60,6	5,0	65,6	-8	-4	3	1
1	49,8	59,6	6,2	65,2	-7	-4	3	0
1,25	46,9	59,2	7,2	65,2	-7	-4	2	0
1,6	48,5	60,0	7,0	66,7	-8	-5	2	-1
2	49,0	60,8	7,6	70,6	-10	-6	2	-3
2,5	51,2	62,6	8,5	75,2	-11	-9	2	-6
3,15	56,0	70,7	10,4	85,6	-21	-15	3	-10
4	61,0	79,3	12,4	94,6	-38	-28	7	-21
5	52,8	74,5	16,6	92,3	-66	-54	9	-38
6,3	41,9	53,2	7,7	61,9	-69	-64	5	-54
8	31,9	38,5	5,4	47,4	-69	-65	4	-58
10,0	27,8	31,5	3,1	36,1	-76	-68	8	-55
12,5	23,4	25,9	2,7	29,8	-83	-72	8	-63
16,0	17,0	17,4	0,4	17,8	-85	-75	7	-70
20,0	12,5	14,1	1,9	16,9	-84	-70	9	-64

Tabela II.3 - Objetivo e faixa dos valores de transmissibilidade do assento à cabeça de um ser humano sentado nas condições especificadas. Fonte: Boileau, Wu e Rakheja (1998).

Frequência (Hz)	Magnitude				Fase (graus)			
	Limite inferior	Média (objetivo)	Sd	Limite superior	Limite inferior	Média	Sd	Limite superior
0,5	1,00	1,01	0,01	1,02	-1,2	-0,6	0,8	0,0
0,63	1,00	1,01	0,01	1,02	-1,9	-1,0	1,3	0,0
0,8	1,00	1,01	0,01	1,02	-2,4	-1,2	1,7	0,0
1	1,01	1,02	0,01	1,03	-2,8	-1,5	1,9	-0,1
1,25	1,02	1,03	0,02	1,06	-3,4	-1,8	2,3	-0,1
1,6	1,02	1,06	0,05	1,14	-5,6	-2,9	3,8	-0,2
2	1,03	1,08	0,06	1,16	-8,4	-4,3	5,8	-0,2
2,5	1,04	1,10	0,05	1,15	-11,8	-6,3	6,3	-0,6
3,15	1,11	1,16	0,05	1,22	-20,5	-9,7	9,4	-3,4
4	1,16	1,29	0,09	1,36	-32,5	-15,0	18,5	4,2
5	1,28	1,45	0,12	1,56	-72,9	-35,6	38,4	3,8
6,3	0,99	1,23	0,19	1,44	-93,0	-59,8	30,3	-34,1
8	0,87	1,01	0,19	1,28	-81,5	-66,3	19,0	-45,3
10,0	0,86	0,96	0,09	1,08	-93,1	-75,6	26,5	-45,1
12,5	0,74	0,86	0,13	0,99	-121,2	-93,2	29,8	-62,1
16,0	0,55	0,71	0,15	0,89	-166,1	-119,5	41,0	-89,0
20,0	0,40	0,63	0,18	0,84	-206,3	-142,2	55,8	-104,3



## APÊNDICE III – Termo de consentimento informado

Você está sendo convidado(a) a participar do projeto de pesquisa ESTUDO DO COMPORTAMENTO BIODINÂMICO HUMANO EM BRASILEIROS: MEDIÇÃO DE PARÂMETROS E DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO. O documento abaixo contém todas as informações necessárias sobre a pesquisa que estamos fazendo. Sua colaboração será de muita importância para nós, mas você poderá desistir a qualquer momento sem qualquer ônus.

Eu, \_\_\_\_\_, \_\_\_\_\_  
 (informar nome e nacionalidade), portador da cédula de identidade \_\_\_\_\_  
 emitida por \_\_\_\_\_, inscrito no CPF/MF \_\_\_\_\_, concordo em  
 participar dos experimentos relacionados com a pesquisa sobre exposição humana à vibração  
 intitulada “Estudo do comportamento biodinâmico humano em brasileiros: medição de  
 parâmetros e desenvolvimento de um modelo”. A pesquisa é parte da elaboração de uma tese de  
 doutorado, cujo objetivo é contribuir na busca mais conforto e de proteção da saúde de pessoas  
 expostas à vibração ocupacional, como motoristas profissionais.

Fui informado sobre os procedimentos a serem realizados, bem como os riscos envolvidos. Também estou ciente que:

1. Os resultados obtidos serão utilizados na tese e em outras publicações, porém não será feita identificação individual que permita relacionar os dados publicados com as pessoas que participaram do experimento.

2. Tenho a liberdade de desistir ou de interromper a colaboração com este estudo no momento em que desejar, sem necessidade de qualquer explicação. A desistência não implicará prejuízos pessoais de qualquer espécie.

Assino o presente documento em duas vias de igual conteúdo e forma, ficando uma em minha posse.

\_\_\_\_\_, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
 Pesquisador responsável pelo projeto

Tiago Becker

Telefone para contato: 33884920

## APÊNDICE IV – Aprovação do comitê de ética



**PRÓ-REITORIA DE PESQUISA**  
**COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA**  
**CARTA DE APROVAÇÃO**

pro-pesq

O Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul analisou o projeto:

**Número :** 2005519

**Título :** Estudo do comportamento biodinâmico de brasileiros: medição de parâmetros e desenvolvimento de um modelo

**Pesquisador (es) :**

<u>NOME</u>	<u>PARTICIPAÇÃO</u>	<u>EMAIL</u>	<u>FONE</u>
ALBERTO TAMAGNA	PESQ RESPONSÁVEL	tamagna@ufrgs.br	33163928
TIAGO BECKER	PESQUISADOR	tiago_becker@ufrgs.br	33163928

O mesmo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS, reunião nº 1 , ata nº 67 , de 18/1/2006 , por estar adequado ética e metodologicamente e de acordo com a Resolução 196/96 e complementares do Conselho Nacional de Saúde.

Porto Alegre, quinta-feira, 19 de janeiro de 2006

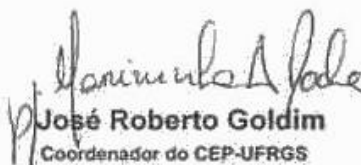
  
**José Roberto Goldim**  
 Coordenador do CEP-UFRGS



Tabela V.3 - Magnitude da massa aparente (grupo de controle)

Freq(Hz)	relaxado 2 m.s <sup>-2</sup>						relaxado 1,5 m.s <sup>-2</sup>						ereto 2 m.s <sup>-2</sup>						ereto 1,5 m.s <sup>-2</sup>					
	IDc1	IDc2	IDc3	IDc4	IDc5	IDc6	IDc1	IDc2	IDc3	IDc4	IDc5	IDc6	IDc1	IDc2	IDc3	IDc4	IDc5	IDc6	IDc1	IDc2	IDc3	IDc4	IDc5	IDc6
1	1,000	1,000	1,008	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,001	1,000	1,001	1,001	1,001	1,053	1,004	1,001	1,000	1,000	1,000	1,000	1,004	1,001	1,001
1,5	1,071	1,043	1,088	1,043	1,107	1,022	1,065	1,062	0,983	1,015	1,019	1,060	0,956	1,040	0,957	1,025	0,892	1,144	1,101	1,046	1,158	1,036	0,984	1,002
2	1,186	1,079	1,171	1,100	1,177	1,067	1,168	1,109	1,058	1,069	1,101	1,125	1,017	1,085	0,958	1,098	0,894	1,245	1,148	1,087	1,259	1,114	1,039	1,076
2,5	1,379	1,174	1,293	1,206	1,281	1,179	1,369	1,195	1,207	1,194	1,227	1,286	1,091	1,180	1,005	1,219	0,965	1,339	1,235	1,154	1,394	1,220	1,120	1,223
3	1,601	1,315	1,489	1,329	1,409	1,379	1,590	1,326	1,367	1,296	1,354	1,447	1,171	1,278	1,091	1,324	1,061	1,523	1,338	1,227	1,536	1,294	1,184	1,361
3,5	1,726	1,491	1,686	1,504	1,607	1,575	1,803	1,495	1,498	1,449	1,584	1,696	1,329	1,419	1,241	1,470	1,134	1,739	1,502	1,316	1,694	1,422	1,272	1,561
4	1,537	1,564	1,664	1,583	1,735	1,668	1,748	1,586	1,450	1,556	1,759	1,874	1,572	1,584	1,326	1,589	1,259	1,928	1,742	1,453	1,751	1,463	1,408	1,718
4,5	1,189	1,418	1,282	1,381	1,604	1,349	1,334	1,377	1,196	1,377	1,595	1,546	1,171	1,681	1,333	1,452	1,426	1,986	1,975	1,699	1,791	1,351	1,602	1,599
5	0,961	1,193	0,970	1,122	1,410	0,938	1,030	1,076	0,984	1,194	1,234	1,121	1,560	1,497	1,258	1,177	1,545	1,660	1,786	1,736	1,594	1,228	1,645	1,288
5,5	0,800	0,978	0,841	0,987	1,220	0,765	0,848	0,904	0,789	1,036	0,957	0,886	1,242	1,149	1,158	1,002	1,407	1,261	1,374	1,426	1,221	1,102	1,436	1,017
6	0,679	0,943	0,688	0,955	0,978	0,714	0,714	0,863	0,651	0,946	0,835	0,852	0,981	1,053	0,973	0,980	1,058	0,999	1,098	1,146	1,031	1,032	1,229	0,911
6,5	0,617	0,893	0,591	0,905	0,823	0,726	0,640	0,822	0,549	0,919	0,756	0,819	0,828	1,022	0,768	0,924	0,870	0,948	1,000	1,157	0,892	1,021	1,126	0,826
7	0,608	0,737	0,524	0,805	0,789	0,708	0,575	0,743	0,530	0,871	0,660	0,689	0,770	0,922	0,674	0,815	0,769	0,816	0,980	1,226	0,798	0,961	1,063	0,750
7,5	0,561	0,681	0,507	0,773	0,768	0,652	0,566	0,684	0,516	0,811	0,640	0,638	0,808	0,872	0,593	0,780	0,707	0,777	0,859	1,049	0,740	0,921	0,958	0,715
8	0,475	0,664	0,516	0,729	0,696	0,599	0,532	0,653	0,452	0,716	0,610	0,633	0,758	0,779	0,493	0,729	0,692	0,765	0,627	0,724	0,597	0,869	0,735	0,527
8,5	0,433	0,601	0,531	0,682	0,591	0,556	0,446	0,594	0,441	0,698	0,559	0,591	0,681	0,661	0,495	0,682	0,663	0,765	0,597	0,648	0,572	0,834	0,700	0,480
9	0,394	0,552	0,480	0,657	0,579	0,521	0,397	0,524	0,432	0,714	0,538	0,583	0,589	0,556	0,487	0,643	0,604	0,605	0,624	0,606	0,588	0,836	0,714	0,459
9,5	0,371	0,509	0,465	0,609	0,569	0,473	0,360	0,477	0,414	0,686	0,505	0,554	0,516	0,498	0,445	0,586	0,558	0,553	0,603	0,557	0,570	0,811	0,714	0,444
10	0,326	0,471	0,449	0,567	0,516	0,437	0,322	0,457	0,395	0,612	0,463	0,515	0,509	0,480	0,426	0,535	0,560	0,529	0,565	0,525	0,524	0,705	0,686	0,423
10,5	0,305	0,454	0,426	0,537	0,448	0,436	0,301	0,439	0,392	0,602	0,452	0,491	0,464	0,442	0,405	0,494	0,551	0,514	0,527	0,471	0,513	0,675	0,683	0,399
11	0,264	0,451	0,404	0,500	0,440	0,421	0,296	0,422	0,374	0,550	0,422	0,453	0,415	0,451	0,365	0,467	0,501	0,479	0,521	0,485	0,499	0,647	0,667	0,382
11,5	0,259	0,414	0,394	0,440	0,413	0,342	0,275	0,383	0,338	0,451	0,361	0,384	0,400	0,429	0,348	0,417	0,462	0,419	0,474	0,468	0,448	0,556	0,593	0,339
12	0,242	0,389	0,358	0,403	0,385	0,294	0,266	0,371	0,319	0,405	0,346	0,362	0,378	0,417	0,319	0,388	0,453	0,387	0,446	0,442	0,426	0,508	0,563	0,313
12,5	0,246	0,373	0,329	0,378	0,368	0,270	0,255	0,353	0,293	0,345	0,330	0,338	0,359	0,405	0,286	0,371	0,431	0,360	0,449	0,431	0,405	0,525	0,557	0,292
13	0,235	0,342	0,323	0,342	0,339	0,258	0,242	0,328	0,272	0,338	0,319	0,300	0,312	0,394	0,294	0,339	0,381	0,376	0,413	0,436	0,369	0,484	0,520	0,276
13,5	0,222	0,329	0,308	0,318	0,366	0,264	0,236	0,317	0,256	0,309	0,306	0,295	0,302	0,397	0,287	0,325	0,359	0,371	0,380	0,434	0,363	0,439	0,491	0,278
14	0,221	0,310	0,301	0,293	0,342	0,237	0,224	0,298	0,239	0,282	0,277	0,265	0,290	0,362	0,271	0,301	0,370	0,317	0,349	0,404	0,343	0,406	0,472	0,256
14,5	0,225	0,303	0,281	0,276	0,299	0,226	0,221	0,290	0,228	0,266	0,265	0,258	0,277	0,347	0,263	0,281	0,353	0,295	0,327	0,396	0,310	0,400	0,438	0,238
15	0,220	0,287	0,256	0,256	0,304	0,211	0,216	0,284	0,210	0,251	0,259	0,250	0,266	0,339	0,251	0,262	0,328	0,281	0,316	0,388	0,278	0,375	0,407	0,224
15,5	0,216	0,290	0,250	0,260	0,281	0,206	0,227	0,292	0,223	0,268	0,276	0,282	0,254	0,348	0,239	0,265	0,304	0,276	0,309	0,382	0,283	0,362	0,379	0,242
16	0,203	0,292	0,232	0,260	0,280	0,207	0,231	0,295	0,224	0,273	0,279	0,283	0,251	0,342	0,226	0,268	0,289	0,267	0,311	0,376	0,279	0,361	0,382	0,236
16,5	0,189	0,305	0,226	0,290	0,284	0,217	0,227	0,292	0,186	0,251	0,249	0,266	0,238	0,339	0,218	0,276	0,279	0,252	0,291	0,375	0,250	0,330	0,361	0,230
17	0,198	0,282	0,214	0,281	0,279	0,210	0,217	0,275	0,182	0,240	0,254	0,253	0,231	0,326	0,207	0,253	0,274	0,247	0,272	0,358	0,234	0,310	0,341	0,221
17,5	0,194	0,264	0,205	0,234	0,267	0,208	0,216	0,264	0,182	0,237	0,243	0,241	0,221	0,309	0,203	0,232	0,265	0,249	0,273	0,350	0,228	0,290	0,328	0,206
18	0,197	0,251	0,205	0,226	0,262	0,208	0,203	0,254	0,177	0,228	0,232	0,238	0,234	0,294	0,199	0,224	0,271	0,249	0,262	0,336	0,220	0,268	0,299	0,211
18,5	0,195	0,253	0,207	0,224	0,246	0,207	0,201	0,257	0,176	0,231	0,234	0,237	0,231	0,292	0,195	0,226	0,264	0,246	0,255	0,335	0,220	0,267	0,291	0,211
19	0,194	0,251	0,203	0,219	0,248	0,205	0,192	0,253	0,175	0,226	0,233	0,229	0,210	0,285	0,190	0,222	0,248	0,236	0,250	0,328	0,217	0,247	0,278	0,214
19,5	0,197	0,253	0,195	0,224	0,246	0,198	0,195	0,246	0,169	0,215	0,224	0,228	0,201	0,294	0,183	0,221	0,248	0,229	0,254	0,336	0,206	0,250	0,282	0,198
20	0,193	0,265	0,194	0,214	0,267	0,202	0,196	0,261	0,160	0,199	0,171	0,231	0,206	0,296	0,181	0,230	0,217	0,229	0,255	0,342	0,195	0,235	0,252	0,211

Tabela V.4 - Fase da massa aparente (grupo de controle)

Freq(Hz)	relaxado 2 m.s <sup>-2</sup>						relaxado 1,5 m.s <sup>-2</sup>						ereto 2 m.s <sup>-2</sup>						ereto 1,5 m.s <sup>-2</sup>					
	IDc1	IDc2	IDc3	IDc4	IDc5	IDc6	IDc1	IDc2	IDc3	IDc4	IDc5	IDc6	IDc1	IDc2	IDc3	IDc4	IDc5	IDc6	IDc1	IDc2	IDc3	IDc4	IDc5	IDc6
1	-0,5	-0,1	-7,2	-1,4	-0,3	-1,4	-0,7	-1,2	-0,8	-0,5	-2,4	-0,6	-3,0	-3,1	-18,3	-5,3	-2,9	-1,0	-1,2	-0,5	-4,3	-5,4	-2,1	-2,2
1,5	-1,2	-1,0	-4,6	-1,5	-5,4	-4,4	-1,2	-1,5	-4,2	-1,5	-4,4	-2,5	-5,0	-2,0	-5,4	-7,2	-8,7	-5,1	-1,6	-1,1	-1,4	-4,6	-1,3	-3,1
2	-3,6	-2,7	-2,7	-1,9	-8,1	-6,4	-3,4	-4,1	-7,6	-3,3	-3,1	-4,7	-3,9	-1,5	-2,2	-6,4	-9,6	-5,3	-1,8	-1,5	-1,3	-6,9	-1,4	-2,5
2,5	-10,0	-4,0	-3,8	-4,9	-8,2	-12,1	-9,6	-6,9	-6,3	-10,5	-5,1	-1,8	-6,9	-3,5	-1,4	-4,4	-3,6	-9,4	-3,7	-1,7	-2,0	-9,9	-1,7	-1,7
3	-21,1	-9,0	-11,7	-7,8	-16,9	-14,9	-16,9	-10,6	-18,5	-9,5	-5,7	-12,7	-3,1	-4,6	-7,7	-4,3	-11,9	-3,3	-4,2	-5,0	-8,1	-14,9	-3,5	-6,6
3,5	-39,4	-18,5	-27,3	-17,5	-25,4	-27,1	-33,1	-20,0	-32,4	-17,1	-13,4	-22,4	-5,5	-10,2	-14,1	-10,4	-15,5	-8,6	-8,2	-8,3	-18,2	-21,8	-5,9	-15,7
4	-65,0	-31,9	-46,5	-31,7	-39,8	-48,0	-52,8	-34,6	-49,4	-29,2	-27,8	-39,8	-13,8	-19,5	-24,9	-23,2	-19,0	-20,2	-16,5	-13,3	-29,1	-29,1	-9,8	-30,5
4,5	-73,1	-46,2	-60,6	-45,9	-54,0	-65,4	-68,2	-51,5	-63,9	-45,6	-48,2	-63,4	-30,1	-33,6	-36,1	-39,3	-28,5	-38,3	-33,1	-23,5	-42,1	-39,7	-18,8	-46,7

Tabela V.5 - Magnitude da potência absorvida na postura relaxado (grupo de controle)

Freq(Hz)	relaxado 2 m.s <sup>-2</sup>						relaxado 1,5 m.s <sup>-2</sup>						ereto 2 m.s <sup>-2</sup>						ereto 1,5 m.s <sup>-2</sup>					
	IDc1	IDc2	IDc3	IDc4	IDc5	IDc6	IDc1	IDc2	IDc3	IDc4	IDc5	IDc6	IDc1	IDc2	IDc3	IDc4	IDc5	IDc6	IDc1	IDc2	IDc3	IDc4	IDc5	IDc6
1	0,204	0,529	0,666	0,459	0,796	0,572	0,054	0,401	0,482	0,287	0,245							0,833	0,600	0,321	0,645	0,345	0,326	
1,5	0,202	0,344	0,522	0,275	0,574	0,389	0,167	0,279	0,293	0,238	0,130	0,223	0,200	0,203	0,435	0,342	0,293	0,518	0,388	0,226	0,415	0,316	0,245	0,297
2	0,381	0,522	0,575	0,303	0,551	0,478	0,378	0,568	0,438	0,329	0,177	0,399	0,229	0,267	0,416	0,283	0,140	0,294	0,310	0,255	0,404	0,297	0,211	0,330
2,5	0,988	0,601	0,736	0,495	0,444	0,693	0,663	0,732	0,710	0,465	0,382	0,603	0,381	0,408	0,570	0,483	0,165	0,431	0,359	0,354	0,498	0,415	0,226	0,534
3	1,937	0,898	1,348	0,753	0,470	1,133	1,451	0,984	1,251	0,685	0,720	1,033	0,474	0,604	0,723	0,763	0,296	0,755	0,519	0,505	0,861	0,641	0,300	0,922
3,5	3,152	1,675	2,345	1,404	0,994	2,084	2,724	1,708	2,092	1,149	1,327	1,771	0,778	1,046	1,076	1,288	0,542	1,214	0,712	0,720	1,490	1,094	0,442	1,699
4	3,396	2,375	2,932	2,098	1,856	3,207	3,317	2,520	2,472	1,777	2,131	2,836	1,456	1,614	1,576	1,931	0,748	2,093	1,296	0,968	1,863	1,423	0,638	2,616
4,5	2,482	2,610	2,377	2,212	2,278	3,015	2,767	2,703	2,305	2,157	2,607	3,092	2,512	2,383	1,865	2,282	1,483	2,891	2,456	1,738	2,263	1,651	1,228	3,149
5	1,857	2,211	1,664	1,744	2,175	1,964	1,968	2,067	1,880	1,797	2,097	2,137	2,942	2,509	1,915	1,887	2,113	2,795	2,520	2,411	2,114	1,638	1,699	2,506
5,5	1,441	1,700	1,328	1,377	1,835	1,380	1,483	1,544	1,398	1,301	1,477	1,365	2,458	2,018	1,896	1,388	2,088	2,079	1,994	2,307	1,596	1,352	1,824	1,802
6	1,074	1,534	1,002	1,269	1,334	1,108	1,129	1,386	1,052	1,165	1,180	1,263	1,821	1,675	1,632	1,273	1,583	1,513	1,616	1,717	1,288	1,111	1,647	1,561
6,5	0,876	1,420	0,774	1,175	1,017	1,057	0,954	1,304	0,830	1,173	1,045	1,258	1,405	1,575	1,251	1,193	1,223	1,295	1,398	1,775	1,048	1,141	1,497	1,389
7	0,846	1,120	0,631	1,013	0,900	1,046	0,804	1,135	0,686	1,082	0,847	0,955	1,195	1,344	1,020	0,999	0,983	1,064	1,326	1,741	0,859	1,049	1,350	1,106
7,5	0,749	0,962	0,558	0,909	0,851	0,877	0,754	0,984	0,602	0,949	0,740	0,800	1,135	1,213	0,849	0,908	0,852	0,932	1,049	1,301	0,735	0,933	1,101	0,991
8	0,601	0,866	0,534	0,790	0,705	0,788	0,673	0,859	0,487	0,779	0,648	0,789	1,015	1,001	0,645	0,781	0,810	0,849	0,696	0,913	0,541	0,836	0,779	0,690
8,5	0,515	0,736	0,483	0,696	0,537	0,707	0,528	0,741	0,461	0,717	0,579	0,692	0,886	0,823	0,587	0,694	0,725	0,741	0,630	0,792	0,485	0,788	0,705	0,610
9	0,441	0,639	0,437	0,655	0,510	0,629	0,441	0,626	0,440	0,715	0,542	0,675	0,740	0,662	0,553	0,617	0,651	0,618	0,617	0,727	0,481	0,782	0,678	0,563
9,5	0,394	0,562	0,407	0,589	0,529	0,541	0,375	0,541	0,399	0,672	0,491	0,617	0,620	0,561	0,474	0,547	0,568	0,538	0,571	0,640	0,449	0,727	0,651	0,517
10	0,326	0,513	0,381	0,533	0,446	0,475	0,322	0,499	0,370	0,582	0,432	0,538	0,580	0,521	0,441	0,497	0,550	0,493	0,517	0,555	0,398	0,624	0,622	0,473
10,5	0,280	0,465	0,345	0,488	0,368	0,456	0,283	0,453	0,350	0,548	0,395	0,495	0,509	0,451	0,401	0,438	0,526	0,459	0,459	0,468	0,370	0,565	0,584	0,415
11	0,232	0,433	0,311	0,430	0,348	0,423	0,261	0,409	0,319	0,477	0,351	0,447	0,443	0,429	0,342	0,392	0,452	0,407	0,444	0,449	0,343	0,514	0,551	0,382
11,5	0,219	0,375	0,295	0,359	0,301	0,324	0,228	0,349	0,279	0,374	0,286	0,361	0,408	0,384	0,313	0,334	0,412	0,340	0,398	0,410	0,293	0,435	0,478	0,328
12	0,203	0,340	0,259	0,318	0,262	0,265	0,214	0,328	0,258	0,326	0,260	0,324	0,364	0,354	0,274	0,299	0,398	0,297	0,357	0,367	0,271	0,386	0,433	0,284
12,5	0,186	0,316	0,227	0,286	0,250	0,219	0,195	0,302	0,225	0,283	0,237	0,281	0,327	0,334	0,237	0,271	0,352	0,267	0,429	0,349	0,246	0,412	0,406	0,254
13	0,172	0,282	0,212	0,248	0,217	0,198	0,175	0,266	0,196	0,247	0,217	0,236	0,276	0,312	0,232	0,238	0,293	0,265	0,299	0,334	0,215	0,324	0,383	0,229
13,5	0,156	0,258	0,198	0,220	0,208	0,215	0,161	0,244	0,180	0,216	0,197	0,226	0,260	0,304	0,219	0,220	0,270	0,247	0,262	0,318	0,204	0,290	0,344	0,222
14	0,148	0,231	0,185	0,194	0,199	0,183	0,147	0,218	0,165	0,190	0,173	0,197	0,238	0,263	0,200	0,196	0,273	0,205	0,230	0,286	0,189	0,260	0,327	0,198
14,5	0,142	0,210	0,166	0,171	0,160	0,165	0,135	0,197	0,145	0,173	0,154	0,184	0,218	0,236	0,184	0,172	0,247	0,183	0,203	0,267	0,160	0,230	0,281	0,173
15	0,133	0,191	0,145	0,152	0,164	0,147	0,124	0,186	0,127	0,154	0,143	0,171	0,199	0,224	0,168	0,152	0,216	0,173	0,186	0,255	0,136	0,204	0,250	0,153
15,5	0,130	0,184	0,136	0,147	0,146	0,134	0,125	0,180	0,124	0,149	0,136	0,160	0,188	0,225	0,152	0,146	0,202	0,164	0,181	0,242	0,130	0,199	0,222	0,157
16	0,120	0,179	0,120	0,142	0,142	0,128	0,124	0,176	0,120	0,146	0,133	0,157	0,177	0,214	0,138	0,143	0,182	0,149	0,179	0,237	0,122	0,190	0,213	0,147
16,5	0,106	0,181	0,114	0,157	0,137	0,129	0,119	0,172	0,095	0,121	0,118	0,136	0,159	0,212	0,132	0,124	0,170	0,134	0,163	0,236	0,109	0,171	0,202	0,134
17	0,103	0,159	0,105	0,146	0,118	0,121	0,105	0,153	0,092	0,111	0,108	0,125	0,146	0,194	0,119	0,119	0,161	0,127	0,143	0,212	0,095	0,149	0,180	0,124
17,5	0,099	0,143	0,095	0,114	0,110	0,115	0,104	0,142	0,089	0,111	0,103	0,128	0,137	0,178	0,113	0,109	0,150	0,122	0,138	0,202	0,089	0,137	0,170	0,113
18	0,097	0,131	0,091	0,106	0,112	0,111	0,096	0,132	0,082	0,104	0,100	0,122	0,134	0,167	0,110	0,101	0,149	0,119	0,126	0,192	0,079	0,126	0,153	0,109
18,5	0,091	0,126	0,089	0,099	0,100	0,109	0,093	0,127	0,079	0,099	0,096	0,117	0,127	0,161	0,102	0,096	0,135	0,115	0,120	0,184	0,075	0,118	0,143	0,105
19	0,089	0,123	0,083	0,094	0,094	0,105	0,089	0,122	0,071	0,088	0,090	0,108	0,117	0,152	0,096	0,091	0,127	0,106	0,118	0,174	0,073	0,109	0,135	0,100
19,5	0,088	0,126	0,078	0,096	0,091	0,098	0,089	0,118	0,072	0,091	0,088	0,113	0,111	0,156	0,087	0,092	0,120	0,099	0,119	0,171	0,070	0,109	0,131	0,098
20	0,083	0,118	0,073	0,082	0,098	0,097	0,085	0,119	0,061	0,076	0,049	0,104	0,109	0,151	0,078	0,088	0,101	0,092	0,123	0,175	0,060	0,095	0,114	0,097



Tabela V.8 - Magnitude da massa aparente (motoristas)

Freq (Hz)	relaxado 2 m.s <sup>-2</sup>						relaxado 1,5 m.s <sup>-2</sup>						ereto 2 m.s <sup>-2</sup>						ereto 1,5 m.s <sup>-2</sup>					
	IDm 1	IDm 2	IDm 3	IDm 4	IDm 5	IDm 6	IDm 1	IDm 2	IDm 3	IDm 4	IDm 5	IDm 6	IDm 1	IDm 2	IDm 3	IDm 4	IDm 5	IDm 6	IDm 1	IDm 2	IDm 3	IDm 4	IDm 5	IDm 6
1	1,000	1,000	1,002	1,000	1,001	1,000	1,001	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,001	1,002	1,000	1,000	1,000	1,004	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
1,5	1,034	1,063	1,105	1,003	1,010	1,033	1,005	1,079	1,018	1,007	1,004	0,970	1,014	1,077	1,149	0,953	1,053	1,188	0,997	1,076	1,049	1,003	1,035	0,956
2	1,104	1,143	1,156	1,067	1,038	1,157	1,083	1,158	1,063	1,060	1,080	1,027	1,076	1,134	1,211	1,002	1,131	1,289	1,079	1,155	1,082	1,043	1,131	1,020
2,5	1,200	1,219	1,237	1,142	1,109	1,298	1,159	1,253	1,152	1,124	1,144	1,122	1,172	1,215	1,332	1,084	1,222	1,399	1,152	1,267	1,168	1,114	1,217	1,126
3	1,294	1,320	1,336	1,224	1,223	1,428	1,239	1,370	1,282	1,197	1,243	1,251	1,270	1,331	1,456	1,168	1,297	1,528	1,245	1,390	1,271	1,213	1,308	1,257
3,5	1,466	1,454	1,483	1,397	1,357	1,609	1,404	1,529	1,463	1,361	1,423	1,448	1,430	1,467	1,623	1,310	1,418	1,693	1,404	1,548	1,426	1,373	1,495	1,420
4	1,630	1,594	1,606	1,616	1,465	1,838	1,604	1,666	1,570	1,558	1,559	1,623	1,610	1,590	1,763	1,480	1,536	1,796	1,579	1,710	1,556	1,552	1,613	1,554
4,5	1,704	1,655	1,596	1,712	1,499	1,849	1,756	1,721	1,505	1,647	1,601	1,620	1,783	1,662	1,700	1,592	1,637	1,777	1,744	1,795	1,568	1,659	1,680	1,588
5	1,684	1,653	1,451	1,677	1,444	1,557	1,829	1,796	1,277	1,666	1,609	1,397	1,872	1,617	1,486	1,619	1,749	1,560	1,882	1,863	1,470	1,662	1,823	1,405
5,5	1,297	1,553	1,223	1,443	1,363	1,155	1,759	1,953	1,121	1,603	1,435	1,168	1,710	1,507	1,263	1,459	1,729	1,296	1,785	1,877	1,425	1,559	1,756	1,176
6	0,876	1,363	1,060	1,122	1,187	0,838	1,439	1,767	0,996	1,324	1,282	0,998	1,367	1,325	1,079	1,211	1,512	1,055	1,547	1,659	1,326	1,288	1,418	1,024
6,5	0,810	1,158	0,990	0,933	0,924	0,786	1,078	1,335	0,821	1,010	1,101	0,860	1,050	1,131	0,962	0,968	1,218	0,948	1,231	1,316	1,091	0,984	1,105	0,884
7	0,782	1,037	0,954	0,910	0,808	0,765	0,922	1,056	0,743	0,838	0,872	0,816	0,932	1,052	0,927	0,958	1,094	0,876	0,852	1,090	0,970	0,814	0,951	0,815
7,5	0,711	0,946	0,877	0,982	0,752	0,612	0,864	1,040	0,694	0,859	0,816	0,752	0,928	0,935	0,872	0,979	1,047	0,668	0,859	1,059	0,898	0,847	0,900	0,749
8	0,728	0,876	0,773	0,903	0,667	0,553	0,849	1,119	0,651	0,944	0,765	0,642	0,841	0,912	0,778	0,853	0,895	0,643	0,888	1,088	0,816	0,938	0,871	0,638
8,5	0,599	0,726	0,667	0,724	0,573	0,478	0,636	0,912	0,573	0,745	0,670	0,529	0,681	0,786	0,659	0,686	0,783	0,598	0,752	0,877	0,698	0,744	0,749	0,545
9	0,537	0,604	0,621	0,650	0,487	0,410	0,574	0,702	0,536	0,656	0,594	0,444	0,616	0,598	0,601	0,582	0,647	0,500	0,650	0,714	0,657	0,605	0,641	0,471
9,5	0,577	0,606	0,587	0,611	0,473	0,430	0,605	0,674	0,519	0,619	0,588	0,428	0,618	0,575	0,596	0,544	0,615	0,542	0,648	0,674	0,612	0,576	0,621	0,471
10	0,544	0,549	0,547	0,538	0,450	0,395	0,584	0,657	0,473	0,569	0,528	0,411	0,569	0,513	0,554	0,487	0,602	0,492	0,617	0,650	0,535	0,540	0,572	0,452
10,5	0,439	0,447	0,500	0,438	0,405	0,351	0,494	0,588	0,439	0,500	0,507	0,367	0,462	0,443	0,498	0,410	0,570	0,435	0,540	0,582	0,504	0,483	0,555	0,404
11	0,432	0,451	0,471	0,443	0,422	0,356	0,535	0,591	0,416	0,500	0,517	0,354	0,499	0,428	0,474	0,414	0,548	0,450	0,558	0,574	0,497	0,498	0,578	0,400
11,5	0,378	0,379	0,423	0,356	0,344	0,318	0,454	0,443	0,377	0,386	0,406	0,311	0,397	0,354	0,414	0,325	0,438	0,393	0,427	0,438	0,434	0,386	0,442	0,355
12	0,338	0,336	0,400	0,308	0,294	0,290	0,408	0,404	0,360	0,359	0,376	0,293	0,333	0,327	0,383	0,292	0,394	0,350	0,387	0,409	0,412	0,362	0,416	0,321
12,5	0,376	0,365	0,392	0,338	0,318	0,308	0,405	0,391	0,351	0,354	0,369	0,290	0,368	0,351	0,398	0,319	0,408	0,366	0,392	0,400	0,409	0,362	0,415	0,317
13	0,341	0,329	0,383	0,314	0,293	0,286	0,389	0,373	0,338	0,333	0,351	0,274	0,336	0,320	0,388	0,297	0,381	0,334	0,365	0,384	0,388	0,346	0,390	0,300
13,5	0,338	0,339	0,384	0,333	0,289	0,285	0,410	0,407	0,347	0,365	0,367	0,285	0,347	0,336	0,395	0,322	0,382	0,328	0,377	0,407	0,399	0,367	0,370	0,301
14	0,293	0,316	0,357	0,286	0,276	0,249	0,353	0,370	0,318	0,307	0,330	0,250	0,306	0,304	0,364	0,284	0,378	0,302	0,330	0,364	0,367	0,317	0,336	0,259
14,5	0,255	0,263	0,331	0,253	0,264	0,224	0,282	0,307	0,280	0,235	0,277	0,223	0,263	0,259	0,334	0,246	0,352	0,274	0,253	0,314	0,321	0,254	0,305	0,232
15	0,288	0,298	0,343	0,293	0,281	0,255	0,300	0,335	0,287	0,263	0,278	0,248	0,307	0,302	0,352	0,289	0,346	0,300	0,289	0,345	0,330	0,277	0,311	0,259
15,5	0,248	0,274	0,307	0,212	0,226	0,235	0,270	0,320	0,276	0,233	0,268	0,230	0,245	0,269	0,307	0,221	0,283	0,265	0,270	0,319	0,318	0,250	0,292	0,239
16	0,271	0,279	0,314	0,236	0,240	0,244	0,272	0,319	0,285	0,239	0,267	0,223	0,254	0,278	0,321	0,238	0,309	0,275	0,266	0,316	0,316	0,257	0,282	0,233
16,5	0,278	0,279	0,299	0,240	0,238	0,248	0,262	0,305	0,268	0,232	0,251	0,221	0,262	0,278	0,311	0,239	0,294	0,276	0,259	0,307	0,297	0,249	0,276	0,229
17	0,251	0,270	0,288	0,232	0,227	0,240	0,265	0,303	0,264	0,240	0,244	0,226	0,257	0,271	0,295	0,229	0,276	0,258	0,270	0,305	0,295	0,249	0,277	0,231
17,5	0,253	0,266	0,287	0,241	0,230	0,239	0,278	0,315	0,270	0,263	0,255	0,230	0,261	0,264	0,297	0,235	0,281	0,258	0,290	0,313	0,296	0,270	0,286	0,237
18	0,244	0,258	0,283	0,238	0,228	0,237	0,269	0,304	0,264	0,253	0,254	0,227	0,255	0,254	0,298	0,228	0,288	0,253	0,280	0,303	0,288	0,258	0,283	0,231
18,5	0,231	0,244	0,255	0,201	0,204	0,220	0,237	0,278	0,240	0,214	0,225	0,211	0,225	0,243	0,268	0,199	0,249	0,224	0,246	0,280	0,289	0,218	0,239	0,210
19	0,238	0,246	0,243	0,195	0,198	0,215	0,244	0,287	0,237	0,212	0,224	0,211	0,225	0,245	0,260	0,198	0,239	0,224	0,252	0,283	0,270	0,218	0,238	0,210
19,5	0,243	0,247	0,243	0,194	0,194	0,213	0,253	0,292	0,228	0,212	0,225	0,213	0,223	0,249	0,258	0,200	0,234	0,224	0,253	0,292	0,270	0,225	0,239	0,212
20	0,241	0,243	0,257	0,217	0,220	0,195	0,266	0,290	0,249	0,229	0,256	0,205	0,239	0,239	0,271	0,216	0,275	0,234	0,267	0,278	0,277	0,236	0,272	0,210

Tabela V.9 - Fase da massa aparente (motoristas)

Freq (Hz)	relaxado 2 m.s <sup>-2</sup>						relaxado 1,5 m.s <sup>-2</sup>						ereto 2 m.s <sup>-2</sup>						ereto 1,5 m.s <sup>-2</sup>					
	IDm 1	IDm 2	IDm 3	IDm 4	IDm 5	IDm 6	IDm 1	IDm 2	IDm 3	IDm 4	IDm 5	IDm 6	IDm 1	IDm 2	IDm 3	IDm 4	IDm 5	IDm 6	IDm 1	IDm 2	IDm 3	IDm 4	IDm 5	IDm 6
1	-0,6	-1,4	-3,2	-0,6	-2,0	-1,2	-2,0	-0,2	-0,2	-0,9	-0,4	-0,3	-0,9	-2,0	-3,7	-0,6	-1,4	-5,3	-1,5	-1,6	-1,5	-0,3	-1,1	-1,3
1,5	-2,5	-4,0	-3,1	-2,3	-3,8	-2,3	-3,3	-1,8	-4,0	-2,6	-2,4	-2,7	-2,0	-5,4	-2,7	-2,4	-3,4	-9,3	-4,6	-2,1	-2,0	-1,7	-1,8	-1,7
2	-2,6	-2,4	-3,3	-4,1	-2,9	-2,2	-4,6	-3,0	-5,5	-4,3	-3,5	-3,3	-3,3	-3,7	-1,8	-4,2	-2,6	-6,3	-4,0	-3,2	-2,7	-2,9	-1,9	-1,8
2,5	-2,6	-2,8	-5,0	-6,0	-2,5	-4,1	-5,8	-3,7	-6,5	-5,9	-3,3	-3,6	-4,6	-3,5	-3,3	-6,4	-1,4	-5,0	-3,2	-4,3	-2,9	-3,9	-1,2	-2,3
3	-5,2	-5,3	-9,2	-8,5	-5,9	-9,1	-8,4	-6,2	-10,4	-8,4	-4,8	-7,7	-7,6	-3,8	-7,9	-9,1	-3,7	-5,0	-2,7	-7,3	-5,9	-6,6	-2,7	-6,6
3,5	-11,5	-10,5	-15,7	-12,6	-11,3	-18,0	-12,8	-11,6	-18,5	-12,5	-9,0	-15,5	-12,4	-8,9	-15,7	-13,6	-6,6	-11,9	-4,1	-12,6	-12,1	-11,2	-6,6	-14,3
4	-21,8	-16,6	-25,8	-21,0	-19,4	-33,0	-18,6	-17,7	-28,8	-18,3	-15,1	-25,8	-19,4	-14,4	-26,4	-19,9	-12,2	-23,7	-7,6	-18,3	-19,9	-16,8	-10,5	-24,7
4,5	-36,8	-25,3	-38,5	-33,8	-30,5	-49,6	-27,5	-23,5	-41,6	-27,3	-23,0	-40,0	-29,9	-23,3	-39,6	-30,4	-20,5	-37,9	-16,7	-25,4	-29,5			

Tabela V.10 - Potência absorvida (motoristas)

Freq (Hz)	relaxado 2 m.s <sup>-2</sup>						relaxado 1,5 m.s <sup>-2</sup>						ereto 2 m.s <sup>-2</sup>						ereto 1,5 m.s <sup>-2</sup>					
	IDm 1	IDm 2	IDm 3	IDm 4	IDm 5	IDm 6	IDm 1	IDm 2	IDm 3	IDm 4	IDm 5	IDm 6	IDm 1	IDm 2	IDm 3	IDm 4	IDm 5	IDm 6	IDm 1	IDm 2	IDm 3	IDm 4	IDm 5	IDm 6
1	0,410	0,629	0,422	0,352	0,481	0,259	0,476	0,207	0,112	0,205	0,071	0,118	0,423	1,127	0,545	0,557	0,382	1,258	0,640	0,388	0,258	0,102	0,345	0,321
1,5	0,362	0,584	0,354	0,218	0,416	0,441	0,225	0,178	0,387	0,138	0,251	0,480	0,215	0,537	0,396	0,198	0,286	1,005	0,235	0,157	0,266	0,150	0,261	0,418
2	0,426	0,363	0,326	0,296	0,316	0,326	0,292	0,199	0,400	0,237	0,316	0,414	0,195	0,189	0,269	0,213	0,226	0,523	0,210	0,177	0,234	0,211	0,237	0,366
2,5	0,417	0,384	0,371	0,432	0,314	0,476	0,348	0,210	0,403	0,351	0,288	0,407	0,243	0,322	0,375	0,389	0,187	0,731	0,207	0,190	0,280	0,263	0,177	0,356
3	0,610	0,622	0,592	0,511	0,440	0,896	0,502	0,358	0,610	0,492	0,298	0,696	0,446	0,633	0,632	0,500	0,288	1,193	0,349	0,364	0,447	0,417	0,228	0,694
3,5	1,131	1,065	0,966	0,795	0,727	1,652	0,905	0,802	1,132	0,831	0,545	1,382	0,864	1,207	1,056	0,837	0,464	1,863	0,737	0,835	0,832	0,785	0,477	1,357
4	1,913	1,484	1,456	1,477	1,052	2,863	1,355	1,220	1,659	1,202	0,803	2,164	1,422	1,498	1,637	1,317	0,676	2,392	1,053	1,181	1,217	1,153	0,594	2,106
4,5	2,609	1,813	1,831	2,122	1,363	3,501	1,825	1,405	1,910	1,554	1,001	2,760	2,048	1,875	1,932	1,821	0,964	2,691	1,461	1,495	1,504	1,600	0,829	2,692
5	3,025	2,196	1,842	2,572	1,620	3,103	2,706	1,904	1,852	2,248	1,394	2,798	2,818	2,281	1,893	2,449	1,349	2,622	2,398	2,107	1,705	2,268	1,378	2,768
5,5	2,410	2,294	1,530	2,440	1,636	2,210	3,316	2,362	1,606	2,698	1,425	2,352	3,033	2,226	1,587	2,508	1,517	2,100	2,959	2,487	1,729	2,445	1,679	2,245
6	1,589	2,178	1,272	1,907	1,433	1,472	2,669	2,347	1,345	2,271	1,321	1,901	2,546	2,029	1,281	2,100	1,437	1,699	2,994	2,367	1,629	2,040	1,620	1,853
6,5	1,310	1,822	1,155	1,472	1,082	1,304	1,739	1,940	1,061	1,572	1,161	1,563	1,851	1,748	1,101	1,596	1,202	1,475	2,299	1,911	1,334	1,535	1,232	1,610
7	1,195	1,518	1,061	1,325	0,916	1,189	1,299	1,364	0,889	1,110	0,835	1,361	1,450	1,519	1,023	1,478	1,015	1,278	1,243	1,350	1,089	1,111	0,870	1,343
7,5	1,041	1,280	0,934	1,395	0,813	0,884	1,177	1,283	0,780	1,094	0,732	1,190	1,369	1,256	0,926	1,432	0,927	0,887	1,189	1,257	0,972	1,113	0,774	1,178
8	0,910	1,112	0,776	1,201	0,627	0,732	1,183	1,414	0,700	1,196	0,684	0,987	1,211	1,177	0,758	1,202	0,737	0,790	1,285	1,361	0,868	1,246	0,718	0,987
8,5	0,751	0,875	0,639	0,871	0,512	0,614	0,861	1,093	0,580	0,930	0,555	0,756	0,906	0,976	0,609	0,903	0,622	0,672	0,997	1,041	0,695	0,937	0,591	0,785
9	0,660	0,721	0,571	0,768	0,421	0,505	0,719	0,791	0,505	0,782	0,408	0,598	0,787	0,722	0,539	0,736	0,493	0,547	0,786	0,803	0,557	0,716	0,457	0,635
9,5	0,668	0,684	0,503	0,678	0,376	0,503	0,660	0,672	0,458	0,667	0,372	0,540	0,740	0,655	0,489	0,636	0,433	0,592	0,686	0,686	0,471	0,600	0,403	0,589
10	0,612	0,592	0,446	0,572	0,342	0,439	0,620	0,628	0,407	0,591	0,362	0,502	0,653	0,560	0,431	0,544	0,405	0,506	0,649	0,631	0,449	0,544	0,372	0,545
10,5	0,477	0,458	0,388	0,446	0,297	0,367	0,542	0,567	0,358	0,513	0,338	0,425	0,508	0,453	0,371	0,445	0,371	0,433	0,580	0,557	0,403	0,495	0,354	0,463
11	0,444	0,438	0,351	0,431	0,285	0,355	0,553	0,543	0,323	0,489	0,341	0,391	0,524	0,415	0,337	0,425	0,336	0,412	0,568	0,525	0,385	0,485	0,347	0,441
11,5	0,374	0,352	0,304	0,334	0,218	0,306	0,456	0,391	0,286	0,361	0,253	0,328	0,402	0,332	0,286	0,324	0,260	0,342	0,422	0,382	0,324	0,363	0,258	0,378
12	0,319	0,296	0,273	0,275	0,176	0,261	0,392	0,340	0,259	0,322	0,224	0,291	0,320	0,293	0,251	0,277	0,223	0,289	0,367	0,341	0,290	0,325	0,231	0,324
12,5	0,340	0,310	0,255	0,290	0,188	0,264	0,374	0,316	0,244	0,305	0,212	0,278	0,342	0,302	0,243	0,290	0,221	0,285	0,365	0,321	0,276	0,313	0,219	0,307
13	0,301	0,268	0,240	0,258	0,166	0,238	0,345	0,288	0,223	0,275	0,192	0,251	0,300	0,264	0,228	0,258	0,201	0,260	0,328	0,294	0,248	0,287	0,198	0,278
13,5	0,280	0,267	0,230	0,259	0,158	0,227	0,347	0,291	0,218	0,281	0,167	0,251	0,292	0,268	0,225	0,268	0,191	0,240	0,286	0,280	0,253	0,278	0,203	0,265
14	0,230	0,239	0,207	0,218	0,148	0,189	0,291	0,254	0,195	0,229	0,145	0,211	0,251	0,230	0,202	0,232	0,182	0,214	0,231	0,239	0,224	0,231	0,182	0,219
14,5	0,194	0,186	0,186	0,178	0,135	0,163	0,221	0,205	0,160	0,168	0,131	0,176	0,209	0,179	0,175	0,204	0,161	0,192	0,192	0,208	0,181	0,182	0,136	0,186
15	0,212	0,204	0,179	0,196	0,135	0,176	0,220	0,212	0,152	0,178	0,121	0,184	0,235	0,202	0,175	0,220	0,149	0,204	0,204	0,215	0,174	0,186	0,130	0,194
15,5	0,171	0,175	0,158	0,138	0,101	0,150	0,191	0,189	0,145	0,154	0,111	0,161	0,174	0,172	0,149	0,152	0,117	0,159	0,183	0,191	0,167	0,164	0,116	0,173
16	0,179	0,175	0,155	0,150	0,104	0,155	0,188	0,186	0,149	0,154	0,107	0,155	0,179	0,176	0,149	0,160	0,123	0,166	0,181	0,187	0,163	0,163	0,107	0,169
16,5	0,177	0,170	0,137	0,146	0,097	0,152	0,171	0,175	0,132	0,142	0,097	0,148	0,176	0,172	0,137	0,154	0,108	0,162	0,169	0,178	0,147	0,153	0,101	0,161
17	0,152	0,159	0,128	0,134	0,086	0,138	0,167	0,168	0,124	0,140	0,090	0,144	0,166	0,160	0,127	0,142	0,094	0,144	0,169	0,171	0,139	0,147	0,099	0,153
17,5	0,146	0,151	0,125	0,133	0,083	0,132	0,171	0,167	0,118	0,145	0,087	0,140	0,162	0,152	0,122	0,139	0,094	0,136	0,175	0,167	0,129	0,151	0,098	0,150
18	0,144	0,145	0,120	0,130	0,084	0,128	0,164	0,157	0,114	0,138	0,085	0,134	0,157	0,145	0,122	0,132	0,096	0,136	0,165	0,157	0,123	0,141	0,097	0,143
18,5	0,129	0,132	0,108	0,109	0,072	0,116	0,136	0,136	0,106	0,117	0,076	0,122	0,131	0,132	0,107	0,114	0,082	0,115	0,134	0,140	0,115	0,118	0,076	0,127
19	0,127	0,127	0,100	0,101	0,064	0,110	0,133	0,135	0,100	0,109	0,071	0,117	0,126	0,129	0,099	0,109	0,075	0,110	0,132	0,137	0,111	0,112	0,071	0,122
19,5	0,126	0,125	0,097	0,097	0,060	0,106	0,134	0,134	0,094	0,105	0,067	0,114	0,122	0,126	0,097	0,106	0,072	0,110	0,131	0,137	0,109	0,114	0,068	0,119
20	0,124	0,122	0,098	0,108	0,069	0,093	0,141	0,135	0,100	0,110	0,078	0,109	0,132	0,120	0,102	0,115	0,082	0,103	0,140	0,131	0,107	0,115	0,074	0,115



## APÊNDICE VI – Análise estatística (ANOVA)

Tabela VI.1 - Avaliação do efeito da postura, do indivíduo e do nível de aceleração na frequência da primeira ressonância da transmissibilidade (dados do grupo do grupo de controle)

ID (A)	Acel (c)	Postura (B)		
		Relaxado	Ereto	
IDc 1	2 m.s <sup>-2</sup>	3,5	4,4	16,5
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	3,9	4,7	
IDc 2	2 m.s <sup>-2</sup>	3,9	4,2	16,7
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	3,9	4,7	
IDc 3	2 m.s <sup>-2</sup>	3,9	4,2	16,7
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	4,2	4,4	
IDc 4	2 m.s <sup>-2</sup>	4,2	4,2	17,3
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	4,7	4,2	
IDc 5	2 m.s <sup>-2</sup>	4,1	5	18,3
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	4,2	5	
IDc 6	2 m.s <sup>-2</sup>	4	4,3	16,7
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	4,2	4,2	
T.j..		48,7	53,5	102,2
T..k.		49,9	52,3	

Tij..	B	
A	Relaxado	Ereto
IDc 1	7,4	9,1
IDc 2	7,8	8,9
IDc 3	8,1	8,6
IDc 4	8,9	8,4
IDc 5	8,3	10
IDc 6	8,2	8,5

Ti.k.	C	
A	2 m.s <sup>-2</sup>	1,5 m.s <sup>-2</sup>
IDc 1	7,9	8,6
IDc 2	8,1	8,6
IDc 3	8,1	8,6
IDc 4	8,4	8,9
IDc 5	9,1	9,2
IDc 6	8,3	8,4

Tj.k.	C	
B	2 m.s <sup>-2</sup>	1,5 m.s <sup>-2</sup>
Relaxado	23,6	25,1
Ereto	26,3	27,2

a	6
b	2
c	2
n	1

Tc	
SQ A	435,2
SQ B	0,6
SQ C	1,0
SQ AB	0,2
SQ AC	0,93
SQ BC	0,07
SQ ABC	0,01
SQR	0,1
SQT	0,0
Verif.	2,9

ANOVA						
Fonte	SQ	GDL	MQ	Fcalc	Ftab	Signif.
ID (A)	0,57	5	0,11	4,1	5,05	não
Postura (B)	0,96	1	0,96	34,3	6,61	sim
Acel. (C)	0,24	1	0,24	8,6	6,61	sim
AB	0,93	5	0,19	6,7	5,05	sim
AC	0,07	5	0,01	0,5	5,05	não
BC	0,01	1	0,01	0,5	6,61	não
ABC	0,14	5	0,03	1,0	5,05	não
Erro	0,00	0				
Total	2,94	11				

Tabela VI.2 - Avaliação do efeito da postura, do indivíduo e do nível de aceleração na magnitude da primeira ressonância da transmissibilidade (dados do grupo de controle)

ID (A)	Acel (c)	Postura (B)		
		Relaxado	Ereto	
IDc 1	2 m.s <sup>-2</sup>	2,309	2,033	8,730
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	2,576	1,812	
IDc 2	2 m.s <sup>-2</sup>	1,709	1,495	6,468
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	1,872	1,392	
IDc 3	2 m.s <sup>-2</sup>	2,542	1,711	8,708
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	2,267	2,189	
IDc 4	2 m.s <sup>-2</sup>	2,563	2,291	9,560
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	2,904	1,802	
IDc 5	2 m.s <sup>-2</sup>	1,897	1,963	8,785
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	2,814	2,111	
IDc 6	2 m.s <sup>-2</sup>	2,789	2,033	10,392
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	3,100	2,470	
T.j..		29,343	23,302	52,644
T..k.		25,337	27,308	

Tij..	B	
A	Relaxado	Ereto
IDc 1	4,885	3,846
IDc 2	3,581	2,887
IDc 3	4,809	3,899
IDc 4	5,467	4,093
IDc 5	4,711	4,074
IDc 6	5,889	4,503

Ti.k.	C	
A	2 m.s <sup>-2</sup>	1,5 m.s <sup>-2</sup>
IDc 1	4,342	4,388
IDc 2	3,204	3,264
IDc 3	4,252	4,456
IDc 4	4,855	4,706
IDc 5	3,861	4,925
IDc 6	4,823	5,570

Tj.k.	C	
B	2 m.s <sup>-2</sup>	1,5 m.s <sup>-2</sup>
Relaxado	13,810	15,533
Ereto	11,527	11,775

a	6
b	2
c	2
n	1

Tc	
SQ A	115,5
SQ B	2,1
SQ C	1,5
SQ AB	0,2
SQ AC	0,13
SQ BC	0,28
SQ ABC	0,09
SQR	0,5
SQT	0,0
Verif.	4,8

ANOVA						
Fonte	SQ	GDL	MQ	Fcalc	Ftab	Signif.
ID (A)	2,14	5	0,43	4,7	5,05	não
Postura (B)	1,52	1	1,52	16,8	6,61	sim
Acel. (C)	0,16	1	0,16	1,8	6,61	não
AB	0,13	5	0,03	0,3	5,05	não
AC	0,28	5	0,06	0,6	5,05	não
BC	0,09	1	0,09	1,0	6,61	não
ABC	0,45	5	0,09	1,0	5,05	não
Erro	0,00	0				
Total	4,77	11				

Tabela VI.3 - Avaliação do efeito da postura, do indivíduo e do nível de aceleração na frequência da primeira ressonância da massa aparente (dados do grupo de controle)

ID (A)	Acel (c)	Postura (B)		
		Relaxado	Ereto	
IDc 1	2 m.s <sup>-2</sup>	3,5	4,4	16
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	3,6	4,5	
IDc 2	2 m.s <sup>-2</sup>	4,2	4,4	17,2
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	3,9	4,7	
IDc 3	2 m.s <sup>-2</sup>	3,8	4,2	15,9
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	3,7	4,2	
IDc 4	2 m.s <sup>-2</sup>	3,9	4,2	15,8
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	3,9	3,8	
IDc 5	2 m.s <sup>-2</sup>	3,9	5,1	18,2
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	4,2	5	
IDc 6	2 m.s <sup>-2</sup>	4	4,4	16,5
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	3,9	4,2	
T.j.		46,5	53,1	99,6
T..k.		50	49,6	

Tij..	B	
A	Relaxado	Ereto
IDc 1	7,1	8,9
IDc 2	8,1	9,1
IDc 3	7,5	8,4
IDc 4	7,8	8
IDc 5	8,1	10,1
IDc 6	7,9	8,6

Ti.k.	C	
A	2 m.s <sup>-2</sup>	1,5 m.s <sup>-2</sup>
IDc 1	7,9	8,1
IDc 2	8,6	8,6
IDc 3	8	7,9
IDc 4	8,1	7,7
IDc 5	9	9,2
IDc 6	8,4	8,1

Tj.k.	C	
B	2 m.s <sup>-2</sup>	1,5 m.s <sup>-2</sup>
Relaxado	23,3	23,2
Ereto	26,7	26,4

a	6
b	2
c	2
n	1

Tc	
SQ A	413,3
SQ B	1,1
SQ C	1,8
SQ AB	0,0
SQ AC	0,58
SQ AC	0,08
SQ BC	0,00
SQ ABC	0,2
SQR	0,0
SQT	3,8
Verif.	0,0

ANOVA						
Fonte	SQ	GDL	MQ	Fcalc	Ftab	Signif.
ID (A)	1,10	5	0,22	6,4	5,05	sim
Postura (B)	1,81	1	1,81	52,4	6,61	sim
Acel. (C)	0,01	1	0,01	0,2	6,61	não
AB	0,58	5	0,12	3,3	5,05	não
AC	0,08	5	0,02	0,5	5,05	não
BC	0,00	1	0,00	0,0	6,61	não
ABC	0,17	5	0,03	1,0	5,05	não
Erro	0,00	0				
Total	3,76	11				

Tabela VI.4 - Avaliação do efeito da postura, do indivíduo e do nível de aceleração na magnitude da primeira ressonância da massa aparente (dados do grupo de controle)

ID (A)	Acel (c)	Postura (B)		
		Relaxado	Ereto	
IDc 1	2 m.s <sup>-2</sup>	1,726	1,719	7,248
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	1,829	1,975	
IDc 2	2 m.s <sup>-2</sup>	1,586	1,721	6,683
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	1,593	1,784	
IDc 3	2 m.s <sup>-2</sup>	1,726	1,349	6,477
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	1,517	1,884	
IDc 4	2 m.s <sup>-2</sup>	1,608	1,602	6,266
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	1,578	1,478	
IDc 5	2 m.s <sup>-2</sup>	1,740	1,563	6,755
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	1,806	1,645	
IDc 6	2 m.s <sup>-2</sup>	1,668	1,997	7,346
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	1,902	1,779	
T.j.		20,279	20,496	40,775
T..k.		20,005	20,770	

Tij..	B	
A	Relaxado	Ereto
IDc 1	3,555	3,694
IDc 2	3,178	3,505
IDc 3	3,244	3,233
IDc 4	3,186	3,080
IDc 5	3,546	3,208
IDc 6	3,570	3,776

Ti.k.	C	
A	2 m.s <sup>-2</sup>	1,5 m.s <sup>-2</sup>
IDc 1	3,445	3,804
IDc 2	3,306	3,377
IDc 3	3,075	3,402
IDc 4	3,210	3,056
IDc 5	3,304	3,451
IDc 6	3,665	3,681

Tj.k.	C	
B	2 m.s <sup>-2</sup>	1,5 m.s <sup>-2</sup>
Relaxado	10,054	10,225
Ereto	9,951	10,545

a	6
b	2
c	2
n	1

Tc	
SQ A	69,3
SQ B	0,2
SQ C	0,0
SQ AB	0,07
SQ AC	0,05
SQ BC	0,01
SQ ABC	0,2
SQR	0,0
SQT	0,6
Verif.	0,0

ANOVA						
Fonte	SQ	GDL	MQ	Fcalc	Ftab	Signif.
ID (A)	0,23	5	0,05	1,2	5,05	não
Postura (B)	0,00	1	0,00	0,1	6,61	não
Acel. (C)	0,02	1	0,02	0,6	6,61	não
AB	0,07	5	0,01	0,4	5,05	não
AC	0,05	5	0,01	0,2	5,05	não
BC	0,01	1	0,01	0,2	6,61	não
ABC	0,19	5	0,04	1,0	5,05	não
Erro	0,00	0				
Total	0,57	11				

Tabela VI.5 - Avaliação do efeito da postura, do indivíduo e do nível de aceleração na frequência da primeira ressonância da potência absorvida (dados do grupo de controle)

ID (A)	Acel (c)	Postura (B)		
		Relaxado	Ereto	
IDc 1	2 m.s <sup>-2</sup>	3,9	4,9	17,3
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	3,9	4,6	
IDc 2	2 m.s <sup>-2</sup>	4,3	4,8	18,5
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	4,3	5,1	
IDc 3	2 m.s <sup>-2</sup>	4	5,2	17,8
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	4,2	4,4	
IDc 4	2 m.s <sup>-2</sup>	4,3	4,4	17,8
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	4,4	4,7	
IDc 5	2 m.s <sup>-2</sup>	4,7	5,3	19,9
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	4,4	5,5	
IDc 6	2 m.s <sup>-2</sup>	4,2	4,6	17,5
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	4,3	4,4	
T.j..		50,9	57,9	108,8
T..k.		54,6	54,2	

Tij..	B	
A	Relaxado	Ereto
IDc 1	7,8	9,5
IDc 2	8,6	9,9
IDc 3	8,2	9,6
IDc 4	8,7	9,1
IDc 5	9,1	10,8
IDc 6	8,5	9

Ti.k.	C	
A	2 m.s <sup>-2</sup>	1,5 m.s <sup>-2</sup>
IDc 1	8,8	8,5
IDc 2	9,1	9,4
IDc 3	9,2	8,6
IDc 4	8,7	9,1
IDc 5	10	9,9
IDc 6	8,8	8,7

Tj.k.	C	
B	2 m.s <sup>-2</sup>	1,5 m.s <sup>-2</sup>
Relaxado	25,4	25,5
Ereto	29,2	28,7

a	6
b	2
c	2
n	1

Tc	493,2
SQ A	1,1
SQ B	2,0
SQ C	0,0
SQ AB	0,42
SQ AC	0,17
SQ BC	0,01
SQ ABC	0,4
SQR	0,0
SQT	4,2
Verif.	0,0

ANOVA						
Fonte	SQ	GDL	MQ	Fcalc	Ftab	Signif.
ID (A)	1,14	5	0,23	3,0	5,05	não
Postura (B)	2,04	1	2,04	27,2	6,61	sim
Acel. (C)	0,01	1	0,01	0,1	6,61	não
AB	0,42	5	0,08	1,1	5,05	não
AC	0,17	5	0,03	0,5	5,05	não
BC	0,01	1	0,01	0,2	6,61	não
ABC	0,38	5	0,08	1,0	5,05	não
Erro	0,00	0				
Total	4,17	11				

Tabela VI.6 - Avaliação do efeito da postura, do indivíduo e do nível de aceleração na magnitude da primeira ressonância da potência absorvida (dados do grupo de controle)

ID (A)	Acel (c)	Postura (B)		
		Relaxado	Ereto	
IDc 1	2 m.s <sup>-2</sup>	3,458	2,973	12,349
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	3,363	2,554	
IDc 2	2 m.s <sup>-2</sup>	2,750	2,605	10,644
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	2,869	2,421	
IDc 3	2 m.s <sup>-2</sup>	2,932	1,960	9,784
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	2,597	2,295	
IDc 4	2 m.s <sup>-2</sup>	2,358	2,362	8,723
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	2,244	1,758	
IDc 5	2 m.s <sup>-2</sup>	2,317	2,228	9,076
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	2,707	1,824	
IDc 6	2 m.s <sup>-2</sup>	3,298	2,923	12,865
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	3,371	3,272	
T.j..		34,265	29,176	63,441
T..k.		32,165	31,276	

Tij..	B	
A	Relaxado	Ereto
IDc 1	6,822	5,527
IDc 2	5,619	5,025
IDc 3	5,529	4,255
IDc 4	4,603	4,121
IDc 5	5,024	4,052
IDc 6	6,669	6,195

Ti.k.	C	
A	2 m.s <sup>-2</sup>	1,5 m.s <sup>-2</sup>
IDc 1	6,431	5,917
IDc 2	5,354	5,290
IDc 3	4,892	4,892
IDc 4	4,721	4,003
IDc 5	4,545	4,531
IDc 6	6,221	6,644

Tj.k.	C	
B	2 m.s <sup>-2</sup>	1,5 m.s <sup>-2</sup>
Relaxado	17,113	17,152
Ereto	15,051	14,124

a	6
b	2
c	2
n	1

Tc	167,7
SQ A	3,7
SQ B	1,1
SQ C	0,0
SQ AB	0,18
SQ AC	0,21
SQ BC	0,04
SQ ABC	0,4
SQR	0,0
SQT	5,6
Verif.	0,0

ANOVA						
Fonte	SQ	GDL	MQ	Fcalc	Ftab	Signif.
ID (A)	3,67	5	0,73	10,2	5,05	sim
Postura (B)	1,08	1	1,08	15,0	6,61	sim
Acel. (C)	0,03	1	0,03	0,5	6,61	não
AB	0,18	5	0,04	0,5	5,05	não
AC	0,21	5	0,04	0,6	5,05	não
BC	0,04	1	0,04	0,5	6,61	não
ABC	0,36	5	0,07	1,0	5,05	não
Erro	0,00	0				
Total	5,58	11				

Tabela VI.7 - Avaliação do efeito da postura, do indivíduo e do nível de aceleração na frequência da primeira ressonância da transmissibilidade (dados do grupo de motoristas)

ID (A)	Acel (c)	Postura (B)		
		Relaxado	Ereto	
IDm 1	2 m.s <sup>-2</sup>	4,8	4,9	19,9
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	5,3	4,9	
IDm 2	2 m.s <sup>-2</sup>	5,3	4,9	20,8
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	5,3	5,3	
IDm 3	2 m.s <sup>-2</sup>	4,3	4	17,1
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	4,3	4,5	
IDm 4	2 m.s <sup>-2</sup>	4,7	4,6	19,8
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	5,3	5,2	
IDm 5	2 m.s <sup>-2</sup>	5,3	5,3	20,8
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	5,1	5,1	
IDm 6	2 m.s <sup>-2</sup>	4,3	4,2	17,1
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	4,3	4,3	
T.j..		58,3	57,2	115,5
T..k.		56,6	58,9	

Tij..		B	
A	Relaxado	Ereto	
IDm 1	10,1	9,8	
IDm 2	10,6	10,2	
IDm 3	8,6	8,5	
IDm 4	10	9,8	
IDm 5	10,4	10,4	
IDm 6	8,6	8,5	

Ti.k.		C	
A	2 m.s <sup>-2</sup>	1,5 m.s <sup>-2</sup>	
IDm 1	9,7	10,2	
IDm 2	10,2	10,6	
IDm 3	8,3	8,8	
IDm 4	9,3	10,5	
IDm 5	10,6	10,2	
IDm 6	8,5	8,6	

Tj.k.		C	
B	2 m.s <sup>-2</sup>	1,5 m.s <sup>-2</sup>	
Relaxado	28,7	29,6	
Ereto	27,9	29,3	

a	6
b	2
c	2
n	1

Tc	555,8
SQ A	3,7
SQ B	0,1
SQ C	0,2
SQ AB	0,03
SQ AC	0,35
SQ BC	0,01
SQ ABC	0,2
SQR	0,0
SQT	4,5
Verif.	0,0

ANOVA						
Fonte	SQ	GDL	MQ	Fcalc	Ftab	Signif.
ID (A)	3,69	5	0,74	23,5	5,05	sim
Postura (B)	0,05	1	0,05	1,6	6,61	não
Acel. (C)	0,22	1	0,22	7,0	6,61	sim
AB	0,03	5	0,01	0,2	5,05	não
AC	0,35	5	0,07	2,2	5,05	não
BC	0,01	1	0,01	0,3	6,61	não
ABC	0,16	5	0,03	1,0	5,05	não
Erro	0,00	0				
Total	4,51	11				

Tabela VI.8 - Avaliação do efeito da postura, do indivíduo e do nível de aceleração na magnitude da primeira ressonância da transmissibilidade (dados do grupo de controle)

ID (A)	Acel (c)	Postura (B)		
		Relaxado	Ereto	
IDm 1	2 m.s <sup>-2</sup>	1,716	1,753	7,363
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	2,090	1,804	
IDm 2	2 m.s <sup>-2</sup>	2,387	2,236	10,227
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	2,734	2,871	
IDm 3	2 m.s <sup>-2</sup>	2,110	2,177	8,993
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	2,474	2,232	
IDm 4	2 m.s <sup>-2</sup>	2,094	2,190	8,508
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	2,166	2,058	
IDm 5	2 m.s <sup>-2</sup>	2,155	2,118	8,646
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	2,070	2,302	
IDm 6	2 m.s <sup>-2</sup>	2,354	1,909	8,656
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	2,249	2,143	
T.j..		26,600	25,793	52,393
T..k.		25,200	27,193	

Tij..		B	
A	Relaxado	Ereto	
IDm 1	3,806	3,557	
IDm 2	5,121	5,106	
IDm 3	4,585	4,409	
IDm 4	4,259	4,248	
IDm 5	4,226	4,421	
IDm 6	4,604	4,052	

Ti.k.		C	
A	2 m.s <sup>-2</sup>	1,5 m.s <sup>-2</sup>	
IDm 1	3,469	3,894	
IDm 2	4,622	5,605	
IDm 3	4,287	4,706	
IDm 4	4,284	4,224	
IDm 5	4,274	4,373	
IDm 6	4,264	4,392	

Tj.k.		C	
B	2 m.s <sup>-2</sup>	1,5 m.s <sup>-2</sup>	
Relaxado	12,816	13,784	
Ereto	12,384	13,409	

a	6
b	2
c	2
n	1

Tc	114,4
SQ A	1,1
SQ B	0,0
SQ C	0,2
SQ AB	0,08
SQ AC	0,17
SQ BC	0,00
SQ ABC	0,1
SQR	0,0
SQT	1,6
Verif.	0,0

ANOVA						
Fonte	SQ	GDL	MQ	Fcalc	Ftab	Signif.
ID (A)	1,06	5	0,21	8,3	5,05	sim
Postura (B)	0,03	1	0,03	1,1	6,61	não
Acel. (C)	0,17	1	0,17	6,5	6,61	não
AB	0,08	5	0,02	0,6	5,05	não
AC	0,17	5	0,03	1,3	5,05	não
BC	0,00	1	0,00	0,0	6,61	não
ABC	0,13	5	0,03	1,0	5,05	não
Erro	0,00	0				
Total	1,64	11				

Tabela VI.9 - Avaliação do efeito da postura, do indivíduo e do nível de aceleração na frequência da primeira ressonância da massa aparente (dados do grupo de motoristas)

ID (A)	Acel (c)	Postura (B)		
		Relaxado	Ereto	
IDm 1	2 m.s <sup>-2</sup>	4,5	5,3	20,2
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	5,3	5,1	
IDm 2	2 m.s <sup>-2</sup>	5,3	4,6	20,5
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	5,3	5,3	
IDm 3	2 m.s <sup>-2</sup>	4	4	16,4
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	3,9	4,5	
IDm 4	2 m.s <sup>-2</sup>	4,6	4,9	20,1
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	5,3	5,3	
IDm 5	2 m.s <sup>-2</sup>	4,5	5,3	20
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	5,1	5,1	
IDm 6	2 m.s <sup>-2</sup>	4,3	4,2	17,1
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	4,3	4,3	
T.j..		56,4	57,9	114,3
T..k.		55,5	58,8	

Tij..	B	
A	Relaxado	Ereto
IDm 1	9,8	10,4
IDm 2	10,6	9,9
IDm 3	7,9	8,5
IDm 4	9,9	10,2
IDm 5	9,6	10,4
IDm 6	8,6	8,5

Ti.k.	C	
A	2 m.s <sup>-2</sup>	1,5 m.s <sup>-2</sup>
IDm 1	9,8	10,4
IDm 2	9,9	10,6
IDm 3	8	8,4
IDm 4	9,5	10,6
IDm 5	9,8	10,2
IDm 6	8,5	8,6

Tj.k.	C	
B	2 m.s <sup>-2</sup>	1,5 m.s <sup>-2</sup>
Relaxado	27,2	29,2
Ereto	28,3	29,6

Tc	544,4
SQ A	4,1
SQ B	0,1
SQ C	0,5
SQ AB	0,39
SQ AC	0,14
SQ BC	0,02
SQ ABC	0,6
SQR	0,0
SQT	5,8
Verif.	0,0

a	6
b	2
c	2
n	1

Tc	544,4
SQ A	4,1
SQ B	0,1
SQ C	0,5
SQ AB	0,39
SQ AC	0,14
SQ BC	0,02
SQ ABC	0,6
SQR	0,0
SQT	5,8
Verif.	0,0

ANOVA						
Fonte	SQ	GDL	MQ	Fcalc	Ftab	Signif.
ID (A)	4,06	5	0,81	6,5	5,05	sim
Postura (B)	0,09	1	0,09	0,7	6,61	não
Acel. (C)	0,45	1	0,45	3,6	6,61	não
AB	0,39	5	0,08	0,6	5,05	não
AC	0,14	5	0,03	0,2	5,05	não
BC	0,02	1	0,02	0,2	6,61	não
ABC	0,63	5	0,13	1,0	5,05	não
Erro	0,00	0				
Total	5,80	11				

Tabela VI.10 - Avaliação do efeito da postura, do indivíduo e do nível de aceleração na magnitude da primeira ressonância da massa aparente (dados do grupo de motoristas)

ID (A)	Acel (c)	Postura (B)		
		Relaxado	Ereto	
IDm 1	2 m.s <sup>-2</sup>	1,704	1,896	7,446
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	1,940	1,905	
IDm 2	2 m.s <sup>-2</sup>	1,672	1,663	7,364
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	2,036	1,992	
IDm 3	2 m.s <sup>-2</sup>	1,606	1,763	6,509
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	1,571	1,568	
IDm 4	2 m.s <sup>-2</sup>	1,719	1,625	6,810
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	1,753	1,714	
IDm 5	2 m.s <sup>-2</sup>	1,499	1,826	6,827
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	1,641	1,860	
IDm 6	2 m.s <sup>-2</sup>	1,873	1,835	6,956
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	1,642	1,606	
T.j..		20,658	21,253	41,911
T..k.		20,683	21,228	

Tij..	B	
A	Relaxado	Ereto
IDm 1	3,644	3,802
IDm 2	3,708	3,655
IDm 3	3,177	3,331
IDm 4	3,472	3,338
IDm 5	3,141	3,686
IDm 6	3,515	3,440

Ti.k.	C	
A	2 m.s <sup>-2</sup>	1,5 m.s <sup>-2</sup>
IDm 1	3,601	3,845
IDm 2	3,336	4,028
IDm 3	3,369	3,139
IDm 4	3,344	3,467
IDm 5	3,326	3,501
IDm 6	3,708	3,248

Tj.k.	C	
B	2 m.s <sup>-2</sup>	1,5 m.s <sup>-2</sup>
Relaxado	10,075	10,583
Ereto	10,609	10,644

Tc	73,2
SQ A	0,2
SQ B	0,0
SQ C	0,0
SQ AB	0,08
SQ AC	0,20
SQ BC	0,01
SQ ABC	0,0
SQR	0,0
SQT	0,5
Verif.	0,0

a	6
b	2
c	2
n	1

Tc	73,2
SQ A	0,2
SQ B	0,0
SQ C	0,0
SQ AB	0,08
SQ AC	0,20
SQ BC	0,01
SQ ABC	0,0
SQR	0,0
SQT	0,5
Verif.	0,0

ANOVA						
Fonte	SQ	GDL	MQ	Fcalc	Ftab	Signif.
ID (A)	0,16	5	0,03	11,5	5,05	sim
Postura (B)	0,01	1	0,01	5,3	6,61	não
Acel. (C)	0,01	1	0,01	4,4	6,61	não
AB	0,08	5	0,02	5,6	5,05	sim
AC	0,20	5	0,04	14,4	5,05	sim
BC	0,01	1	0,01	3,4	6,61	não
ABC	0,01	5	0,00	1,0	5,05	não
Erro	0,00	0				
Total	0,49	11				

Tabela VI.11 - Avaliação do efeito da postura, do indivíduo e do nível de aceleração na frequência da primeira ressonância da potência absorvida (dados do grupo de motoristas)

ID (A)	Acel (c)	Postura (B)		
		Relaxado	Ereto	
IDm 1	2 m.s <sup>-2</sup>	5	5,3	21,2
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	5,3	5,6	
IDm 2	2 m.s <sup>-2</sup>	5,3	5,3	21,7
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	5,7	5,4	
IDm 3	2 m.s <sup>-2</sup>	4,7	4,6	19,1
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	4,6	5,2	
IDm 4	2 m.s <sup>-2</sup>	5,3	5,3	21,2
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	5,3	5,3	
IDm 5	2 m.s <sup>-2</sup>	5,3	5,6	21,6
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	5,1	5,6	
IDm 6	2 m.s <sup>-2</sup>	4,6	4,6	18,4
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	4,6	4,6	
T.j..		60,8	62,4	123,2
T..k.		60,9	62,3	

Tij..	B	
A	Relaxado	Ereto
IDm 1	10,3	10,9
IDm 2	11	10,7
IDm 3	9,3	9,8
IDm 4	10,6	10,6
IDm 5	10,4	11,2
IDm 6	9,2	9,2

Ti.k.	C	
A	2 m.s <sup>-2</sup>	1,5 m.s <sup>-2</sup>
IDm 1	10,3	10,9
IDm 2	10,6	11,1
IDm 3	9,3	9,8
IDm 4	10,6	10,6
IDm 5	10,9	10,7
IDm 6	9,2	9,2

Tj.k.	C	
B	2 m.s <sup>-2</sup>	1,5 m.s <sup>-2</sup>
Relaxado	30,2	30,6
Ereto	30,7	31,7

a	6
b	2
c	2
n	1

Tc	632,4
SQ A	2,5
SQ B	0,1
SQ C	0,1
SQ AB	0,23
SQ AC	0,14
SQ BC	0,01
SQ ABC	0,1
SQR	0,0
SQT	3,2
Verif.	0,0

ANOVA						
Fonte	SQ	GDL	MQ	Fcalc	Ftab	Signif.
ID (A)	2,50	5	0,50	17,8	5,05	sim
Postura (B)	0,11	1	0,11	3,8	6,61	não
Acel. (C)	0,08	1	0,08	2,9	6,61	não
AB	0,23	5	0,05	1,6	5,05	não
AC	0,14	5	0,03	1,0	5,05	não
BC	0,01	1	0,01	0,5	6,61	não
ABC	0,14	5	0,03	1,0	5,05	não
Erro	0,00	0				
Total	3,21	11				

Tabela VI.12 - Avaliação do efeito da postura, do indivíduo e do nível de aceleração na magnitude da primeira ressonância da potência absorvida (dados do grupo de motoristas)

ID (A)	Acel (c)	Postura (B)		
		Relaxado	Ereto	
IDm 1	2 m.s <sup>-2</sup>	3,025	3,227	12,850
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	3,525	3,073	
IDm 2	2 m.s <sup>-2</sup>	2,411	2,401	9,847
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	2,472	2,563	
IDm 3	2 m.s <sup>-2</sup>	1,871	1,939	7,591
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	1,948	1,833	
IDm 4	2 m.s <sup>-2</sup>	2,689	2,681	10,876
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	2,881	2,625	
IDm 5	2 m.s <sup>-2</sup>	1,733	1,559	6,565
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	1,539	1,734	
IDm 6	2 m.s <sup>-2</sup>	3,530	2,743	11,966
	1,5 m.s <sup>-2</sup>	2,873	2,821	
T.j..		30,498	29,198	59,696
T..k.		29,810	29,886	

Tij..	B	
A	Relaxado	Ereto
IDm 1	6,550	6,300
IDm 2	4,883	4,964
IDm 3	3,820	3,771
IDm 4	5,571	5,306
IDm 5	3,272	3,293
IDm 6	6,402	5,564

Ti.k.	C	
A	2 m.s <sup>-2</sup>	1,5 m.s <sup>-2</sup>
IDm 1	6,252	6,597
IDm 2	4,812	5,035
IDm 3	3,810	3,781
IDm 4	5,370	5,506
IDm 5	3,292	3,273
IDm 6	6,273	5,693

Tj.k.	C	
B	2 m.s <sup>-2</sup>	1,5 m.s <sup>-2</sup>
Relaxado	15,261	15,238
Ereto	14,549	14,648

a	6
b	2
c	2
n	1

Tc	148,5
SQ A	7,6
SQ B	0,1
SQ C	0,0
SQ AB	0,14
SQ AC	0,13
SQ BC	0,00
SQ ABC	0,3
SQR	0,0
SQT	8,2
Verif.	0,0

ANOVA						
Fonte	SQ	GDL	MQ	Fcalc	Ftab	Signif.
ID (A)	7,59	5	1,52	25,2	5,05	sim
Postura (B)	0,07	1	0,07	1,2	6,61	não
Acel. (C)	0,00	1	0,00	0,0	6,61	não
AB	0,14	5	0,03	0,5	5,05	não
AC	0,13	5	0,03	0,4	5,05	não
BC	0,00	1	0,00	0,0	6,61	não
ABC	0,30	5	0,06	1,0	5,05	não
Erro	0,00	0				
Total	8,24	11				

## APÊNDICE VII – ANOVA para verificação do ajuste da regressão linear

Tabela VII.1 – Regressão linear dos dados de magnitude e frequência da ressonância da transmissibilidade com os dados de massa, altura e idade dos indivíduos

regressão linear $y=B_0+B_1x$		B <sub>0</sub> 5,4354	B <sub>1</sub> -0,0119			regressão linear $y=B_0+B_1x$		B <sub>0</sub> 2,5439	B <sub>1</sub> -0,0026
<b>Freq</b>	<b>massa</b>	<b><math>\hat{y}</math></b>	<b>RSS</b>	<b>SS</b>	<b>Mag</b>	<b>massa</b>	<b><math>\hat{y}</math></b>	<b>RSS</b>	<b>SS</b>
3,7	88,2	4,39	0,4743	0,00485	2,442	88,2	2,32	0,0160	0,00023
3,9	95,5	4,30	0,1617	0,02441	1,790	95,5	2,30	0,2566	0,00116
4,05	74,4	4,55	0,2525	0,00886	2,405	74,4	2,35	0,0028	0,00042
4,45	80,0	4,49	0,0013	0,00077	2,734	80,0	2,34	0,1573	0,00004
4,15	79,1	4,50	0,1202	0,00147	2,356	79,1	2,34	0,0003	0,00007
4,1	84,2	4,44	0,1130	0,00049	2,945	84,2	2,33	0,3826	0,00002
5,05	91,5	4,35	0,4906	0,01183	1,903	91,5	2,31	0,1635	0,00056
5,3	90,0	4,37	0,8698	0,00828	2,561	90,0	2,31	0,0622	0,00039
4,3	73,1	4,57	0,0718	0,01201	2,292	73,1	2,35	0,0039	0,00057
5	83,0	4,45	0,3020	0,00006	2,130	83,0	2,33	0,0398	0,00000
5,2	56,0	4,77	0,1842	0,09765	2,113	56,0	2,40	0,0819	0,00464
4,3	93,0	4,33	0,0010	0,01602	2,302	93,0	2,30	0,0000	0,00076
soma	53,5 988	53,50	3,0425	0,18670	27,971	988	27,97	1,1669	0,00887
média	4,5 82,33333	4,46			2,331 82,33333	2,33			
<i>teste F</i>	<i>F<sub>tab</sub></i>	<i>Signif?</i>			<i>teste F</i>	<i>F<sub>tab</sub></i>	<i>Signif?</i>		
0,61	4,92	não			0,08	4,92	não		
regressão linear $y=B_0+B_1x$		B <sub>0</sub> 12,1492	B <sub>1</sub> -4,3167			regressão linear $y=B_0+B_1x$		B <sub>0</sub> 1,2059	B <sub>1</sub> 0,6315
<b>Freq</b>	<b>altura</b>	<b><math>\hat{y}</math></b>	<b>RSS</b>	<b>SS</b>	<b>Mag</b>	<b>altura</b>	<b><math>\hat{y}</math></b>	<b>RSS</b>	<b>SS</b>
3,7	1,82	4,29	0,3515	0,02738	2,442	1,82	2,36	0,0076	0,00059
3,9	1,86	4,12	0,0485	0,11434	1,790	1,86	2,38	0,3482	0,00245
4,05	1,96	3,69	0,1307	0,59260	2,405	1,96	2,44	0,0015	0,01268
4,45	1,74	4,64	0,0354	0,03235	2,734	1,74	2,30	0,1840	0,00069
4,15	1,86	4,12	0,0009	0,11434	2,356	1,86	2,38	0,0006	0,00245
4,1	1,80	4,38	0,0779	0,00626	2,945	1,80	2,34	0,3625	0,00013
5,05	1,67	4,94	0,0120	0,23235	1,903	1,67	2,26	0,1278	0,00497
5,3	1,76	4,55	0,5597	0,00875	2,561	1,76	2,32	0,0592	0,00019
4,3	1,80	4,38	0,0063	0,00626	2,292	1,80	2,34	0,0025	0,00013
5	1,75	4,60	0,1640	0,01869	2,130	1,75	2,31	0,0329	0,00040
5,2	1,60	5,24	0,0018	0,61496	2,113	1,60	2,22	0,0107	0,01316
4,3	1,76	4,55	0,0634	0,00875	2,302	1,76	2,32	0,0002	0,00019
soma	53,5 21,38	53,50	1,4521	1,77703	27,971	21,38	27,97	1,1378	0,03803
média	4,5 1,78	4,46			2,331 1,78	2,33			
<i>teste F</i>	<i>F<sub>tab</sub></i>	<i>Signif?</i>			<i>teste F</i>	<i>F<sub>tab</sub></i>	<i>Signif?</i>		
12,24	4,92	sim			0,33	4,92	não		
regressão linear $y=B_0+B_1x$		B <sub>0</sub> 3,1545	B <sub>1</sub> 0,0362			regressão linear $y=B_0+B_1x$		B <sub>0</sub> 2,4267	B <sub>1</sub> -0,0027
<b>Freq</b>	<b>idade</b>	<b><math>\hat{y}</math></b>	<b>RSS</b>	<b>SS</b>	<b>Mag</b>	<b>idade</b>	<b><math>\hat{y}</math></b>	<b>RSS</b>	<b>SS</b>
3,7	21	3,92	0,0463	0,29513	2,442	21	2,37	0,0051	0,00159
3,9	30	4,24	0,1163	0,04722	1,790	30	2,35	0,3097	0,00025
4,05	21	3,92	0,0182	0,29513	2,405	21	2,37	0,0011	0,00159
4,45	40	4,60	0,0235	0,02099	2,734	40	2,32	0,1708	0,00011
4,15	34	4,39	0,0556	0,00525	2,356	34	2,34	0,0004	0,00003
4,1	30	4,24	0,0199	0,04722	2,945	30	2,35	0,3573	0,00025
5,05	47	4,86	0,0374	0,15871	1,903	47	2,30	0,1590	0,00086
5,3	62	5,40	0,0100	0,88669	2,561	62	2,26	0,0892	0,00478
4,3	24	4,02	0,0763	0,18888	2,292	24	2,36	0,0050	0,00102
5	49	4,93	0,0050	0,22167	2,130	49	2,30	0,0278	0,00119
5,2	51	5,00	0,0394	0,29513	2,113	51	2,29	0,0318	0,00159
4,3	23	3,99	0,0976	0,22167	2,302	23	2,37	0,0040	0,00119
soma	53,5 432	53,50	0,5455	2,68368	27,971	432	27,97	1,1613	0,01446
média	4,5 36	4,46			2,331 36	2,33			
<i>teste F</i>	<i>F<sub>tab</sub></i>	<i>Signif?</i>			<i>teste F</i>	<i>F<sub>tab</sub></i>	<i>Signif?</i>		
49,20	4,92	sim			0,12	4,92	não		

Tabela VII.2 – Regressão linear dos dados de magnitude e frequência da ressonância da massa aparente com os dados de massa, altura e idade dos indivíduos

regressão linear $y=B_0+B_1x$		B <sub>0</sub>	B <sub>1</sub>			regressão linear $y=B_0+B_1x$		B <sub>0</sub>	B <sub>1</sub>	
		4,1990	0,0011					1,2606	0,0054	
Freq	massa	$\hat{y}$	RSS	SS	Mag	massa	$\hat{y}$	RSS	SS	
3,55	88,2	4,29	0,5532	0,00004	1,777	88,2	1,74	0,0016	0,00101	
4,05	95,5	4,30	0,0633	0,00020	1,589	95,5	1,78	0,0352	0,00507	
3,75	74,4	4,28	0,2798	0,00007	1,622	74,4	1,66	0,0017	0,00184	
3,9	80,0	4,28	0,1482	0,00001	1,593	80,0	1,69	0,0101	0,00016	
4,05	79,1	4,28	0,0548	0,00001	1,773	79,1	1,69	0,0072	0,00031	
3,95	84,2	4,29	0,1153	0,00000	1,785	84,2	1,72	0,0048	0,00010	
4,9	91,5	4,30	0,3632	0,00010	1,822	91,5	1,76	0,0045	0,00246	
5,3	90,0	4,30	1,0085	0,00007	1,854	90,0	1,75	0,0114	0,00172	
3,95	73,1	4,28	0,1073	0,00010	1,589	73,1	1,66	0,0045	0,00249	
4,95	83,0	4,29	0,4380	0,00000	1,736	83,0	1,71	0,0007	0,00001	
4,8	56,0	4,26	0,2925	0,00080	1,570	56,0	1,56	0,0000	0,02027	
4,3	93,0	4,30	0,0000	0,00013	1,758	93,0	1,76	0,0000	0,00333	
soma	51,45	988	51,45	3,4241	0,00153	20,468	988	20,47	0,0818	0,03875
média	4,3	82,33333	4,29			1,706	82,33333	1,71		
teste F	F <sub>tab</sub>	Signif?				teste F	F <sub>tab</sub>	Signif?		
0,00	4,92	não				4,74	4,92	não		
regressão linear $y=B_0+B_1x$		B <sub>0</sub>	B <sub>1</sub>			regressão linear $y=B_0+B_1x$		B <sub>0</sub>	B <sub>1</sub>	
		11,0552	-3,7985					1,8130	-0,0602	
Freq	altura	$\hat{y}$	RSS	SS	Mag	altura	$\hat{y}$	RSS	SS	
3,55	1,82	4,14	0,3503	0,02120	1,777	1,82	1,70	0,0055	0,00001	
4,05	1,86	3,99	0,0036	0,08854	1,589	1,86	1,70	0,0125	0,00002	
3,75	1,96	3,61	0,0196	0,45887	1,622	1,96	1,69	0,0053	0,00012	
3,9	1,74	4,45	0,2979	0,02505	1,593	1,74	1,71	0,0133	0,00001	
4,05	1,86	3,99	0,0036	0,08854	1,773	1,86	1,70	0,0052	0,00002	
3,95	1,80	4,22	0,0717	0,00485	1,785	1,80	1,70	0,0065	0,00000	
4,9	1,67	4,71	0,0355	0,17992	1,822	1,67	1,71	0,0120	0,00005	
5,3	1,76	4,37	0,8653	0,00677	1,854	1,76	1,71	0,0216	0,00000	
3,95	1,80	4,22	0,0717	0,00485	1,589	1,80	1,70	0,0134	0,00000	
4,95	1,75	4,41	0,2940	0,01447	1,736	1,75	1,71	0,0008	0,00000	
4,8	1,60	4,98	0,0315	0,47618	1,570	1,60	1,72	0,0214	0,00012	
4,3	1,76	4,37	0,0049	0,00677	1,758	1,76	1,71	0,0026	0,00000	
soma	51,45	21,38	51,45	2,0496	1,37601	20,468	21,38	20,47	0,1202	0,00035
média	4,3	1,78	4,29			1,706	1,78	1,71		
teste F	F <sub>tab</sub>	Signif?				teste F	F <sub>tab</sub>	Signif?		
6,71	4,92	sim				0,03	4,92	não		
regressão linear $y=B_0+B_1x$		B <sub>0</sub>	B <sub>1</sub>			regressão linear $y=B_0+B_1x$		B <sub>0</sub>	B <sub>1</sub>	
		2,9723	0,0365					1,6344	0,0020	
Freq	idade	$\hat{y}$	RSS	SS	Mag	idade	$\hat{y}$	RSS	SS	
3,55	21	3,74	0,0359	0,30033	1,777	21	1,68	0,0103	0,00088	
4,05	30	4,07	0,0003	0,04805	1,589	30	1,69	0,0110	0,00014	
3,75	21	3,74	0,0001	0,30033	1,622	21	1,68	0,0029	0,00088	
3,9	40	4,43	0,2848	0,02136	1,593	40	1,71	0,0146	0,00006	
4,05	34	4,21	0,0270	0,00534	1,773	34	1,70	0,0051	0,00002	
3,95	30	4,07	0,0140	0,04805	1,785	30	1,69	0,0083	0,00014	
4,9	47	4,69	0,0444	0,16151	1,822	47	1,73	0,0090	0,00047	
5,3	62	5,24	0,0039	0,90231	1,854	62	1,76	0,0094	0,00265	
3,95	24	3,85	0,0102	0,19221	1,589	24	1,68	0,0087	0,00056	
4,95	49	4,76	0,0352	0,22558	1,736	49	1,73	0,0000	0,00066	
4,8	51	4,84	0,0013	0,30033	1,570	51	1,74	0,0272	0,00088	
4,3	23	3,81	0,2376	0,22558	1,758	23	1,68	0,0060	0,00066	
soma	51,45	432	51,45	0,6947	2,73097	20,468	432	20,47	0,1125	0,00802
média	4,3	36	4,29			1,706	36	1,71		
teste F	F <sub>tab</sub>	Signif?				teste F	F <sub>tab</sub>	Signif?		
39,31	4,92	sim				0,71	4,92	não		



Tabela VII.3 – Regressão linear dos dados de magnitude e frequência da ressonância da potência absorvida com os dados de massa, altura e idade dos indivíduos

regressão linear $y=B_0+B_1x$		B <sub>0</sub>	B <sub>1</sub>			regressão linear $y=B_0+B_1x$		B <sub>0</sub>	B <sub>1</sub>	
		5,1418	-0,0059					-0,5203	0,0391	
Freq	massa	$\hat{y}$	RSS	SS	Mag	massa	$\hat{y}$	RSS	SS	
3,9	88,2	4,62	0,5176	0,00121	3,411	88,2	2,93	0,2333	0,05260	
4,3	95,5	4,58	0,0763	0,00608	2,809	95,5	3,21	0,1630	0,26496	
4,1	74,4	4,70	0,3614	0,00221	2,764	74,4	2,39	0,1413	0,09619	
4,35	80,0	4,67	0,1011	0,00019	2,301	80,0	2,61	0,0936	0,00832	
4,55	79,1	4,67	0,0152	0,00037	2,512	79,1	2,57	0,0036	0,01598	
4,25	84,2	4,64	0,1545	0,00012	3,335	84,2	2,77	0,3173	0,00533	
5,15	91,5	4,60	0,3026	0,00295	3,275	91,5	3,06	0,0476	0,12842	
5,5	90,0	4,61	0,7943	0,00206	2,442	90,0	3,00	0,3098	0,08983	
4,65	73,1	4,71	0,0035	0,00299	1,910	73,1	2,34	0,1829	0,13030	
5,3	83,0	4,65	0,4222	0,00002	2,785	83,0	2,72	0,0037	0,00068	
5,2	56,0	4,81	0,1520	0,02432	1,636	56,0	1,67	0,0011	1,05983	
4,6	93,0	4,59	0,0001	0,00399	3,201	93,0	3,12	0,0073	0,17389	
soma	55,85	988	55,85	2,9008	0,04650	32,382	988	32,38	1,5047	2,02633
média	4,7	82,33333	4,65			2,698	82,33333	2,70		
teste F	F <sub>tab</sub>	Signif?			teste F	F <sub>tab</sub>	Signif?			
0,16	4,92	não			13,47	4,92	sim			
regressão linear $y=B_0+B_1x$		B <sub>0</sub>	B <sub>1</sub>			regressão linear $y=B_0+B_1x$		B <sub>0</sub>	B <sub>1</sub>	
		11,2039	-3,6762					-0,4293	1,7555	
Freq	altura	$\hat{y}$	RSS	SS	Mag	altura	$\hat{y}$	RSS	SS	
3,9	1,82	4,51	0,3761	0,01986	3,411	1,82	2,77	0,4162	0,00453	
4,3	1,86	4,37	0,0044	0,08292	2,809	1,86	2,84	0,0007	0,01891	
4,1	1,96	4,00	0,0103	0,42979	2,764	1,96	3,01	0,0612	0,09801	
4,35	1,74	4,81	0,2092	0,02346	2,301	1,74	2,63	0,1050	0,00535	
4,55	1,86	4,37	0,0338	0,08292	2,512	1,86	2,84	0,1050	0,01891	
4,25	1,80	4,59	0,1134	0,00454	3,335	1,80	2,73	0,3649	0,00104	
5,15	1,67	5,06	0,0073	0,16851	3,275	1,67	2,50	0,5970	0,03843	
5,5	1,76	4,73	0,5870	0,00634	2,442	1,76	2,66	0,0479	0,00145	
4,65	1,80	4,59	0,0040	0,00454	1,910	1,80	2,73	0,6738	0,00104	
5,3	1,75	4,77	0,2803	0,01355	2,785	1,75	2,64	0,0203	0,00309	
5,2	1,60	5,32	0,0149	0,44601	1,636	1,60	2,38	0,5528	0,10171	
4,6	1,76	4,73	0,0179	0,00634	3,201	1,76	2,66	0,2924	0,00145	
soma	55,85	21,38	55,85	1,6585	1,28880	32,382	21,38	32,38	3,2371	0,29391
média	4,7	1,78	4,65			2,698	1,78	2,70		
teste F	F <sub>tab</sub>	Signif?			teste F	F <sub>tab</sub>	Signif?			
7,77	4,92	sim			0,91	4,92	não			
regressão linear $y=B_0+B_1x$		B <sub>0</sub>	B <sub>1</sub>			regressão linear $y=B_0+B_1x$		B <sub>0</sub>	B <sub>1</sub>	
		3,4586	0,0332					3,2191	-0,0145	
Freq	idade	$\hat{y}$	RSS	SS	Mag	idade	$\hat{y}$	RSS	SS	
3,9	21	4,16	0,0655	0,24817	3,411	21	2,92	0,2455	0,04705	
4,3	30	4,45	0,0240	0,03971	2,809	30	2,79	0,0006	0,00753	
4,1	21	4,16	0,0031	0,24817	2,764	21	2,92	0,0228	0,04705	
4,35	40	4,79	0,1910	0,01765	2,301	40	2,64	0,1152	0,00335	
4,55	34	4,59	0,0014	0,00441	2,512	34	2,73	0,0464	0,00084	
4,25	30	4,45	0,0420	0,03971	3,335	30	2,79	0,3019	0,00753	
5,15	47	5,02	0,0170	0,13346	3,275	47	2,54	0,5412	0,02530	
5,5	62	5,52	0,0003	0,74561	2,442	62	2,32	0,0142	0,14135	
4,65	24	4,26	0,1555	0,15883	1,910	24	2,87	0,9258	0,03011	
5,3	49	5,09	0,0458	0,18640	2,785	49	2,51	0,0755	0,03534	
5,2	51	5,15	0,0023	0,24817	1,636	51	2,48	0,7149	0,04705	
4,6	23	4,22	0,1426	0,18640	3,201	23	2,89	0,0991	0,03534	
soma	55,85	432	55,85	0,6906	2,25670	32,382	432	32,38	3,1032	0,42782
média	4,7	36	4,65			2,698	36	2,70		
teste F	F <sub>tab</sub>	Signif?			teste F	F <sub>tab</sub>	Signif?			
32,68	4,92	sim			1,38	4,92	não			

## APÊNDICE VIII – Algoritmo em linguagem do Maple para o ajuste de curvas

```

> restart: with(linalg): with(plots):
Arquivo para gravação dos resultados
> res:="teste.txt":
Arquivos com os dados experimentais
> arq:="MAP_Mag.txt":
arq1:="MAP_Fase.txt":
arq2:="Transm_Mag.txt":
arq3:="Transm_Fase.txt":
ponto (GL) em que foram medidos os dados de saída e entrada de vibração
> saida:=x[3]: entrada:=x[0]: entr:=x[0]*(2*Pi*omega)^2:
No. de pontos de dados utilizados e ponto inicial do cálculo do erro
> npt:=201:
Pin:=11:
Frequência final do ajuste
> Ffn:=20:
Graus de Liberdade
> gl:=3:
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]:=60: k[1]:=60000: c[1]:=200:
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:
Força calculada
> Fa:=sum('-m[i]*(2*Pi*omega)^2*x[i]', 'i'=1..gl):
Massa aparente calculada
> MApa:=simplify(evalc(abs(simplify(Fa/entr)))):
MApa0:=subs(omega=0.5,MApa):
MApaC:=vector(npt, j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,MApa)/MApa0)):
Fase da massa aparente calculada
> phiMA:=simplify(arctan(evalc(Im(Fa)/evalc(Re(Fa)))-arctan(evalc(Im(entr)/evalc(Re(entr))))):
FaseCalcMA:=vector(npt, j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,phiMA))):
for jj from 1 to npt do
  if FaseCalcMA[jj]>0 then FaseCalcMA[jj]:=FaseCalcMA[jj]-Pi end if:
od:
Transmissibilidade calculada
> H:=simplify(evalc(abs(saida/entrada))):
HCalc:=vector(npt, j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,H))):
Fase da transmissibilidade calculada
> phiH:=(simplify(arctan(evalc(Im(saida)/evalc(Re(saida)))-
arctan(evalc(Im(entrada)/evalc(Re(entrada))))):
FaseCalcH:=vector(npt, j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,phiH))):
for jj from 1 to npt do
  if FaseCalcH[jj]>0 then FaseCalcH[jj]:=FaseCalcH[jj]-Pi end if:
od:
Leitura dos dados experimentais (magnitude da massa aparente)
> temp:=readdata(arq,1):
MaExp:=vector(npt, i->temp[i]):
Leitura dos dados experimentais (Fase da massa aparente)
> temp:=readdata(arq1,1):
FaseExpMA:=vector(npt, i->evalf(temp[i]*Pi/180)):
Leitura dos dados experimentais (magnitude da transmissibilidade)
> temp:=readdata(arq2,1):
HExp:=vector(npt, i->temp[i]):
Leitura dos dados experimentais (fase da transmissibilidade)
> temp:=readdata(arq3,1):
FaseExpH:=vector(npt, i->evalf(temp[i]*Pi/180)):
> WMagMa:=1:
WFaseMa:=1:
WMagTr:=1:
WFaseTr:=1:
Erro inicial
> err1:=sqrt(sum('((MaExp[i]-MApaC[i])^2', 'i'=Pin..npt)):
err2:=evalf(sqrt(sum('((FaseExpMA[i]-FaseCalcMA[i])^2', 'i'=Pin..npt))):

```

```

err3:=sqrt(sum('((HExp[i]-HCalc[i])^2','i'=Pin..npt)):
err4:=evalf(sqrt(sum('((FaseExpH[i]-FaseCalcH[i])^2','i'=Pin..npt))):
err:=WMagMa*err1+WFaseMa*err2+WMagTr*err3+WFaseTr*err4:
Limites para os parâmetros (massas, molas, amortecedores)
> if gl=1 then
    mmax[1]:=66.1:
    mmin[1]:=59.9:
    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:
mtmin:=60: mtmax:=66:
> 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
    Fa:=sum('-m[i]*(2*Pi*omega)^2*x[i]','i'=1..gl):
    MApa:=simplify(evalc(abs(simplify(Fa/entr))):
    MApa0:=subs(omega=0.5,MApa):
    MApaC:=vector(npt,j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,MApa)/MApa0)):
    phiMA:=simplify(arctan(evalc(Im(Fa))/evalc(Re(Fa)))-
        arctan(evalc(Im(entr))/evalc(Re(entr))):
    FaseCalcMA:=vector(npt,j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,phiMA)):
    for jj from 1 to npt do
        if FaseCalcMA[jj]>0 then FaseCalcMA[jj]:=FaseCalcMA[jj]-Pi end if:
    od:
    H:=simplify(evalc(abs(saida/entrada))):
    HCalc:=vector(npt,j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,H)):
    phiH:=(simplify(arctan(evalc(Im(saida))/evalc(Re(saida)))-
        arctan(evalc(Im(entrada))/evalc(Re(entrada))):
    FaseCalcH:=vector(npt,j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,phiH)):
    for jj from 1 to npt do
        if FaseCalcH[jj]>0 then FaseCalcH[jj]:=FaseCalcH[jj]-Pi end if:
    od:
    err1:=sqrt(sum('((MAExp[i]-MApaC[i])^2','i'=Pin..npt)):
    err2:=evalf(sqrt(sum('((FaseExpMA[i]-FaseCalcMA[i])^2','i'=Pin..npt)):
    err3:=sqrt(sum('((HExp[i]-HCalc[i])^2','i'=Pin..npt)):
    err4:=evalf(sqrt(sum('((FaseExpH[i]-FaseCalcH[i])^2','i'=Pin..npt)):
    err:=WMagMa*err1+WFaseMa*err2+WMagTr*err3+WFaseTr*err4:
    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:
  Fa:=sum('-m[i]*(2*Pi*omega)^2*x[i]', 'i'=1..gl):
  MApa:=simplify(evalc(abs(simplify(Fa/entr)))):
  MApa0:=subs(omega=0.5,MApa):
  MApaC:=vector(npt, j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,MApa)/MApa0)):
  phiMA:=simplify(arctan(evalc(Im(Fa))/evalc(Re(Fa)))-
    arctan(evalc(Im(entr))/evalc(Re(entr)))):
  FaseCalcMA:=vector(npt, j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,phiMA))):
  for jj from 1 to npt do
    if FaseCalcMA[jj]>0 then FaseCalcMA[jj]:=FaseCalcMA[jj]-Pi end if:
  od:
  H:=simplify(evalc(abs(saida/entrada))):
  HCalc:=vector(npt, j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,H))):
  phiH:=(simplify(arctan(evalc(Im(saida))/evalc(Re(saida)))-
    arctan(evalc(Im(entrada))/evalc(Re(entrada))))):
  FaseCalcH:=vector(npt, j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,phiH))):
  for jj from 1 to npt do
    if FaseCalcH[jj]>0 then FaseCalcH[jj]:=FaseCalcH[jj]-Pi end if:
  od:
err1:=sqrt(sum('((MaExp[i]-MApaC[i]))^2', 'i'=Pin..npt)):
err2:=evalf(sqrt(sum('((FaseExpMA[i]-FaseCalcMA[i]))^2', 'i'=Pin..npt))):
err3:=sqrt(sum('((HExp[i]-HCalc[i]))^2', 'i'=Pin..npt)):
err4:=evalf(sqrt(sum('((FaseExpH[i]-FaseCalcH[i]))^2', 'i'=Pin..npt))):
err:=WMagMa*err1+WFaseMa*err2+WMagTr*err3+WFaseTr*err4:
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:
  Fa:=sum('-m[i]*(2*Pi*omega)^2*x[i]', 'i'=1..gl):
  MApa:=simplify(evalc(abs(simplify(Fa/entr)))):
  MApa0:=subs(omega=0.5,MApa):
  MApaC:=vector(npt, j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,MApa)/MApa0)):
  phiMA:=simplify(arctan(evalc(Im(Fa))/evalc(Re(Fa)))-
    arctan(evalc(Im(entr))/evalc(Re(entr)))):
  FaseCalcMA:=vector(npt, j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,phiMA))):

```

```

for jj from 1 to npt do
  if FaseCalcMA[jj]>0 then FaseCalcMA[jj]:=FaseCalcMA[jj]-Pi end if:
od:
H:=simplify(evalc(abs(saida/entrada))):
HCalc:=vector(npt,j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,H))):
phiH:=(simplify(arctan(evalc(Im(saida))/evalc(Re(saida)))-
  arctan(evalc(Im(entrada))/evalc(Re(entrada))))):
FaseCalcH:=vector(npt,j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,phiH))):
for jj from 1 to npt do
  if FaseCalcH[jj]>0 then FaseCalcH[jj]:=FaseCalcH[jj]-Pi end if:
od:
err1:=sqrt(sum('(MaExp[i]-MApaC[i])^2','i'=Pin..npt)):
err2:=evalf(sqrt(sum('(FaseExpMA[i]-FaseCalcMA[i])^2','i'=Pin..npt))):
err3:=sqrt(sum('(HExp[i]-HCalc[i])^2','i'=Pin..npt)):
err4:=evalf(sqrt(sum('(FaseExpH[i]-FaseCalcH[i])^2','i'=Pin..npt))):
err:=WMagMa*err1+WFaseMa*err2+WMagTr*err3+WFaseTr*err4:
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 ka[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:
Fa:=sum('-m[i]*(2*Pi*omega)^2*x[i]','i'=1..gl):
MApa:=simplify(evalc(abs(simplify(Fa/entr))):
MApa0:=subs(omega=0.5,MApa):
MApaC:=vector(npt,j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,MApa)/MApa0)):
phiMA:=simplify(arctan(evalc(Im(Fa))/evalc(Re(Fa)))-
  arctan(evalc(Im(entr))/evalc(Re(entr))))):
FaseCalcMA:=vector(npt,j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,phiMA))):
for jj from 1 to npt do
  if FaseCalcMA[jj]>0 then FaseCalcMA[jj]:=FaseCalcMA[jj]-Pi end if:
od:
H:=simplify(evalc(abs(saida/entrada))):
HCalc:=vector(npt,j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,H))):
phiH:=(simplify(arctan(evalc(Im(saida))/evalc(Re(saida)))-
  arctan(evalc(Im(entrada))/evalc(Re(entrada))))):
FaseCalcH:=vector(npt,j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,phiH))):
for jj from 1 to npt do
  if FaseCalcH[jj]>0 then FaseCalcH[jj]:=FaseCalcH[jj]-Pi end if:
od:
err1:=sqrt(sum('(MaExp[i]-MApaC[i])^2','i'=Pin..npt)):
err2:=evalf(sqrt(sum('(FaseExpMA[i]-FaseCalcMA[i])^2','i'=Pin..npt))):
err3:=sqrt(sum('(HExp[i]-HCalc[i])^2','i'=Pin..npt)):
err4:=evalf(sqrt(sum('(FaseExpH[i]-FaseCalcH[i])^2','i'=Pin..npt))):
err:=WMagMa*err1+WFaseMa*err2+WMagTr*err3+WFaseTr*err4:
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 massa aparente
> Fa:=sum('-m[i]*(2*Pi*omega)^2*x[i]', 'i'=1..gl):
MApa:=simplify(evalc(abs(simplify(Fa/entr)))):
MApa0:=subs(omega=0.5,MApa):
MApaC:=vector(npt,j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,MApa)/MApa0)):
> writedata("MaPa_mag_Mod.txt",MApaC):
> graf1:=listplot(blockmatrix(1,2,[coord,MApaC]),view=[0..20, 0..2]):
graf2:=listplot(blockmatrix(1,2,[coord,MAExp]),view=[0..20, 0..2]):
display({graf1,graf2});
Grafico da fase da massa aparente
> phiMA:=simplify(arctan(evalc(Im(Fa))/evalc(Re(Fa)))-
  arctan(evalc(Im(entr))/evalc(Re(entr)))):
FaseCalcMA:=vector(npt,j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,phiMA))):
for jj from 1 to npt do
  if FaseCalcMA[jj]>0 then FaseCalcMA[jj]:=evalf(FaseCalcMA[jj]-Pi) end if:
od:
> writedata("MaPa_fase_Mod.txt",FaseCalcMA):
> graf3:=listplot(blockmatrix(1,2,[coord,FaseCalcMA]),view=[0..20, -2..0]):
graf4:=listplot(blockmatrix(1,2,[coord,FaseExpMA]),view=[0..20, -2..0]):
display({graf3,graf4});
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):
> graf5:=listplot(blockmatrix(1,2,[coord,HCalc]),view=[0..20, 0..3]):
graf6:=listplot(blockmatrix(1,2,[coord,HExp]),view=[0..20, 0..3]):
display({graf5,graf6});
Grafico da fase da transmissibilidade
> phiH:=(simplify(arctan(evalc(Im(saida))/evalc(Re(saida)))-
  arctan(evalc(Im(entrada))/evalc(Re(entrada))))):
FaseCalcH:=vector(npt,j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,phiH))):
for jj from 1 to npt do
  if FaseCalcH[jj]>0 then FaseCalcH[jj]:=evalf(FaseCalcH[jj]-Pi) end if:
od:
> writedata("Tr_fase_Mod.txt",FaseCalcH):
> graf7:=listplot(blockmatrix(1,2,[coord,FaseCalcH]),view=[0..20, -3..0]):
graf8:=listplot(blockmatrix(1,2,[coord,FaseExpH]),view=[0..20, -3..0]):
display({graf7,graf8});

```