

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

**ESTUDO DA TRANSMISSIBILIDADE DA VIBRAÇÃO NO CORPO HUMANO NA
DIREÇÃO VERTICAL E DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO BIODINÂMICO
DE QUATRO GRAUS DE LIBERDADE**

Por

Carla Tatiana Mota Anflor

Dissertação para obtenção do Título de

Mestre em Engenharia

Porto Alegre, março de 2003.

**ESTUDO DA TRANSMISSIBILIDADE DA VIBRAÇÃO NO CORPO HUMANO NA
DIREÇÃO VERTICAL E DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO BIODINÂMICO
DE QUATRO GRAUS DE LIBERDADE**

Por

Carla Tatiana Mota Anflor
Engenheira Mecânica

Dissertação 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 obtenção do Título de:

Mestre em Engenharia

Área de concentração: **Mecânica dos Sólidos**

Orientador: Prof. **Dr. Alberto Tamagna**

Banca Examinadora:

Prof. Dr. **Ignácio Iturrioz, PROMEC/UFRGS**

Prof. Dr. **Marco Vaz, ESEF/UFRGS**

Prof. Dr. **Fernando Amaral, PPGEP/UFRGS**

Prof. Dr. **Jun Sérgio Ono Fonseca**

Coordenador do PROMEC

Porto Alegre, 22 de março de 2003.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador professor Dr. Alberto Tamagna pela paciência, dedicação e sabedoria com que me orientou.

Aos meus colegas do GMAP: Alexandre Balbinot, Tiago Becker, Arcádio Angst, Rafael Laranja, Hervandil Sant'anna, Carlos Thomas e Vinicius Souza, pelo auxílio e companheirismo.

Ao meu esposo Jhon, pelas contribuições técnicas e principalmente pelo companheirismo nesta nossa caminhada rumo à docência.

RESUMO

Este trabalho tem por objetivo determinar e avaliar a transmissibilidade da vibração no corpo humano além de desenvolver um modelo numérico de quatro graus de liberdade representativo do sistema banco e corpo humano. Para auxiliar no desenvolvimento deste trabalho foi realizado um resgate de pesquisas publicadas por pesquisadores anteriormente na área de modelamento numérico, além das medições e avaliações da transmissibilidade da vibração no corpo humano.

Foram realizadas medições da transmissibilidade da vibração no corpo humano na posição sentado em um banco comumente utilizado para motoristas de ônibus urbanos. As medições foram realizadas ao longo do eixo z, de acordo com as recomendações das normas ISO 2631 (1974 e 1997), utilizando-se de acelerômetros uni-axiais, um computador com placa conversora analógica para digital (A/D), além de programas desenvolvidos na plataforma de programação gráfica HPVee para aquisição dos níveis de vibração e avaliação das transmissibilidades da vibração. A vibração vertical foi simultaneamente medida no corpo humano (direção z – ISO 2631). Para medir os níveis de vibração no assento, na pélvis, no ombro e na cabeça foram utilizados quatro micro-acelerômetros uni-axiais (Endveco Isotron 2250A/AM1-10) enquanto que no piso, foi utilizado um acelerômetro uni-axial da Brüel & Kjaer 4338. O grupo estudado nos experimentos era composto por cinco indivíduos, sendo três homens e duas mulheres. Avaliou-se a transmissibilidade entre o assento do banco e o piso, entre a pélvis o assento, entre o ombro e o assento e entre a cabeça e o assento. Os resultados indicaram que o sistema apresentou uma amplificação da transmissibilidade entre o assento e o piso em até 2,5 vezes, enquanto que, para as demais transmissibilidades (pélvis/assento, ombro/assento, cabeça/assento) houve uma atenuação gradual da transmissibilidade da vibração.

Um modelo linear de quatro graus de liberdade foi desenvolvido para representar o comportamento biodinâmico de indivíduos brasileiros submetidos à vibração forçada proveniente de sinais medidos em ônibus urbanos brasileiros. O modelo responde simultaneamente de acordo com os dados obtidos experimentalmente da transmissibilidade entre o assento e o piso e entre o ombro e o assento para uma faixa de frequência de 4 até 40 Hz. Foi desenvolvida uma rotina no Maple 5.5 (anexo 10.4) a qual consiste em ajustar uma curva de transmissibilidade calculada com os limites estabelecidos dos parâmetros biomecânicos

definidos nos ensaios biométricos e literatura às curvas de transmissibilidade obtidas experimentalmente. Os resultados indicaram que para a curva de transmissibilidade entre o assento e o ombro o erro foi de 37,78% enquanto que para as curvas de transmissibilidade entre o assento e o piso apresentaram um erro de 17,74 %. Apesar dos valores de erro percentual terem sido relativamente elevados, os valores de ambas as curvas de transmissibilidade numérica apresentaram resultados de ajuste muito próximos às curvas experimentais.

ABSTRACT

“Study of vibration’s transmissibility on the human body in the vertical direction and development of a model of four degrees of freedom”

This work aims for determining and evaluating the transmissibility of vibration on the human body, besides developing a representative four degrees of freedom computational model of the human body’s bank system. In addition, a state-of-art-research in the field of numeric modeling is accomplished. Further, measurements and evaluations of the transmissibility of vibration on the human body are taken.

Measurements of the vibration transmissibility are performed in a human body sat down on a seat commonly used for urban bus drivers. The measurements are accomplished along the z axis, in agreement with recommendations of the standards ISO 2631 (1974 and 1997). Uni-axial accelerometers, a computer equipped with an analog-to-digital converter (ADC) and a program developed in HPVee environment are used for acquisition of the vibration’s levels and evaluation of the vibration’s transmissibility. Simultaneously to it, the vertical vibration on the human body (z direction - ISO 2631) is measured. For measuring the vibration’s levels at the seat, on the pelvis, on the shoulder and on the head, four uni-axial micro-accelerometers (Endveco Isotron 2250A/AM1-10) are used while an uni-axial accelerometer (Brüel & Kjaer 4338) is used at the floor level. The studied group in the experiments is compounded by five individuals, three men and two women. The transmissibility is evaluated between the seat of the bank and the floor, between the pelvis and the seat, between the shoulder and the seat and between the head and the seat. The results indicate that the amplification of the transmissibility between the seat and the floor reaches up to 2,5 times, while, for the other transmissibilities (pelvis/seat, shoulder/seat, head/seat) there is a gradual reduction of the vibration transmissibility.

A linear four degrees of freedom model is developed to represent the biodynamic behavior of Brazilian individuals submitted to forced vibration exerted from signs measured in Brazilian urban bus. The model simultaneously answers in agreement with the data obtained experimentally of the transmissibility between the seat and the floor and between the shoulder and the seat for a range of frequencies from 4 to 40 Hz. A software is developed

in Maple 5.5 (annex 10.4), consisting of a curve adjustment of calculated transmissibility and the established limits of the biomechanics parameters defined in the biometrics assays and literature to the transmissibility's curves obtained experimentally. The results indicates that for the transmissibility's curve between the seat and the shoulder the error is 37,78% while for the transmissibility's curve between the seat and the floor, the error is 17,74%. Despite the magnitudes relative errors are relatively high, the values of both numeric transmissibility curves are very similar to the close adjustment results of the experimental curves.

INDÍCE

| | | |
|-------|--|----|
| 1 | INTRODUÇÃO | 1 |
| 1.1 | Justificativa do trabalho | 1 |
| 1.2 | Objetivos do autor | 2 |
| 1.3 | Contribuição do autor..... | 2 |
| 1.4 | Organização do trabalho..... | 3 |
| 2 | FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA..... | 4 |
| 2.1 | Classificação da vibração no corpo humano | 4 |
| 2.2 | Parâmetros utilizados no estudo da vibração no corpo humano. | 4 |
| 2.3 | Frequência de exposição do corpo humano | 7 |
| 2.4 | Direção de medição da vibração – Eixos | 7 |
| 2.4.1 | Combinação das vibrações em mais de uma direção | 9 |
| 2.4.2 | Suporte rígido para o transdutor..... | 10 |
| 2.5 | Frequências de ressonância do corpo humano | 11 |
| 2.6 | Magnitudes de vibração do corpo-humano. | 12 |
| 2.7 | Tempo de exposição..... | 13 |
| 2.7.1 | ISO-2631 (1974, 1978 e 1985)..... | 14 |
| 2.7.2 | BS 6841 (1987) | 16 |
| 2.7.3 | BS 7085 (1989) | 17 |
| 2.7.4 | ISO 2631 (1997)..... | 18 |
| 2.8 | Elementos de base para compreensão da anatomia humana | 19 |
| 2.8.1 | Coluna Vertebral | 19 |
| 2.8.2 | Detalhe do Úmero, Escápula e Pélvis | 22 |
| 3 | EPIDEMIOLOGIA DA EXPOSIÇÃO HUMANA À VIBRAÇÃO | 24 |
| 4 | TRABALHOS SOBRE MEDIÇÃO E AVALIAÇÃO DA EXPOSIÇÃO À VIBRAÇÃO DO CORPO HUMANO..... | 29 |
| 5 | INTRODUÇÃO AOS TIPOS DE MODELOS DESENVOLVIDOS | 37 |
| 6 | PARTE EXPERIMENTAL | 50 |
| 6.1 | Descrição e explicação do sistema..... | 50 |
| 6.2 | Descrição dos instrumentos utilizados na aquisição de dados | 51 |
| 6.3 | Avaliação física das pessoas submetidas aos ensaios de vibração..... | 52 |

| | | |
|-------|---|-----|
| 6.4 | Determinação da constante de rigidez do banco em estudo..... | 53 |
| 6.5 | Determinação das frequências naturais do banco..... | 54 |
| 6.6 | Posicionamento dos sensores | 58 |
| 6.7 | Resultados e discussões dos ensaios realizados com a mesa vibratória..... | 62 |
| 6.8 | Análise dos gráficos de transmissibilidade | 62 |
| 7 | MODELAMENTO BIOMECÂNICO | 66 |
| 7.1 | Desenvolvimento do modelo biomecânico | 66 |
| 7.1.1 | Estimativa para os limites dos parâmetros biomecânicos | 69 |
| 7.2 | A Rotina Numérica..... | 70 |
| 7.3 | Resultado das curvas de transmissibilidade ajustadas..... | 75 |
| 8 | CONSIDERAÇÕES FINAIS..... | 77 |
| 8.1 | Conclusões | 77 |
| 8.2 | Propostas de continuidade..... | 81 |
| 9 | REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... | 82 |
| 10 | Anexos | 87 |
| 10.1 | Publicação baseada neste trabalho | 87 |
| 10.2 | Gráficos das transmissibilidades estudadas para cada indivíduo. | 87 |
| 10.3 | Ferramentas Computacionais utilizadas para validação do Código Numérico..... | 97 |
| | Working Model 2D e HPVEE 4.0..... | 97 |
| 10.4 | Programa desenvolvido no Maple 5.5 para ajuste das curvas de transmissibilidade do modelo de quatro graus de liberdade..... | 101 |
| 10.5 | Rotina desenvolvida para cálculo das frequências naturais, modos de vibração e desacoplamento das equações de movimento. | 104 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| Figura 2.1 – Diagrama de bloco da função de transferência. | 6 |
| Figura 2.2 - Direção das posições para medição da vibração no corpo humano..... | 7 |
| Figura 2.3 - Detalhe do suporte rígido para o transdutor.Fonte Griffin, 1990. | 10 |
| Figura 2.4 – Representação geral das principais frequências de ressonância do corpo humano... | 11 |
| Figura 2.5 - Coluna vertebral humana. Fonte: Netter, 1999..... | 20 |
| Figura 2.6 – Detalhe do disco intervertebral. Fonte: Netter, 1999. | 21 |
| Figura 2.7 – Detalhe da localização do acrômio da escápula. Fonte: Netter, 1999..... | 22 |
| Figura 2.8 – Detalhe da localização da espinha ilíaca ântero-superior. Fonte: Netter, 1999. | 23 |
| Figura 4.1 – Estudo da transmissibilidade para várias partes do corpo humano..... | 29 |
| Figura 4.2 - Detalhe do experimento realizado por Panjabi et al. (1986)..... | 30 |
| Figura 4.3 – Transmissibilidade entre a coluna e o assento. | 30 |
| Figura 4.4 – (a) Localização do eixo. (b) Transmissibilidade entre a vértebra L3 e o assento.Fonte: Pope et al., 1986. | 31 |
| Figura 4.5 - Aparato desenvolvido Griffin e Paddan (1988), utilizado para medir a transmissibilidade entre a cabeça e o assento..... | 32 |
| Figura 4.6 – Locais de medida no abdômen..... | 32 |
| Figura 4.7 - Detalhes de fixação do micro-acelerômetro na pele do indivíduo..... | 33 |
| Figura 4.8 - Transmissibilidade entre L5 e a pélvis. | 34 |
| Figura 5.1 - Comparação da transmissibilidade medida com a transmissibilidade de um modelo de 1 GDL.Fonte: Coermann (1962)..... | 38 |
| Figura 5.2 - Modelo proposto para a transmissibilidade ao longo do eixo Z para posições sentado e em pé. Fonte ISO:7962:1987..... | 39 |
| Figura 5.3 - Transmissibilidade típica de humanos na posição sentado e em pé. Fonte: ISO 7962:1987 | 40 |
| Figura 5.4 - Modelo desenvolvido por Fairley e Griffin (1989) para representar a impedância mecânica ao longo do eixo Z para um corpo sentado..... | 41 |
| Figura 5.5 - Modelo mecânico de 3GDL com espuma e operador representado por sistema de massa-mola-amortecedor. Fonte: Tewari e Prasad (1999) | 42 |
| Figura 5.6 – Simulador de vibração veicular. Fonte: Boiléau e Rakheja (1998) | 44 |

| | |
|--|----|
| Figura 5.7 - Transmissibilidade vertical da vibração entre a cabeça e o assento. Fonte: Boiléau e Rakheja (1998) | 44 |
| Figura 5.8 – Modelos Biomecânicos (1, 2 e 3 GDL).Fonte: Younggun Cho e Young-San Yoon (2001)..... | 45 |
| Figura 5.9 – Modelo proposto por Young Choo de 9 GDL. Fonte: Younggun Cho e Young-San Yoon (2001)..... | 46 |
| Figura 6.1 – Detalhe da mesa vibratória..... | 50 |
| Figura 6.2 – Esquema de aquisição de dados na mesa vibratória..... | 52 |
| Figura 6.3 - Detalhe da obtenção do valor da constante de rigidez do banco. | 53 |
| Figura 6.4 - Detalhe dos pontos de medição na cadeira sobre o “shaker”. | 55 |
| Figura 6.5 – Representação esquemática dos equipamentos utilizados para calibração dos acelerômetros B&K. | 56 |
| Figura 6.6 - Detalhe da localização dos micro-acelerômetros..... | 59 |
| Figura 6.7 - Detalhe do acelerômetro B&K fixado no piso do banco. | 59 |
| Figura 6.8 - Detalhe do suporte rígido no assento do banco. | 60 |
| Figura 6.9 – Detalhe do 3° e 5° ponto, (a) na cabeça e (b) na espinha íliaca ântero- posterior...60 | |
| Figura 6.10 – Detalhe do perfil C e do micro-acelerômetro..... | 61 |
| Figura 6.11 – Detalhe da fixação do micro-acelerômetro no ombro..... | 61 |
| Figura 7.1 - Esquema da divisão do modelo de quatro graus de liberdade. | 67 |
| Figura 7.2 – Diagrama de corpo livre das forças atuantes sobre a massa 1 (direção Z)..... | 68 |
| Figura 7.3 – Fluxograma da rotina numérica. | 74 |
| Figura 10.1 – Transmissibilidade média entre piso/assento - indivíduo A. | 87 |
| Figura 10.2 - Transmissibilidade média entre piso/assento - indivíduo C. | 88 |
| Figura 10.3 - Transmissibilidade média entre piso/assento – indivíduo H. | 88 |
| Figura 10.4 - Transmissibilidade média entre piso/assento - indivíduo J. | 89 |
| Figura 10.5 - Transmissibilidade média entre piso/assento - indivíduo T..... | 89 |
| Figura 10.6 - Transmissibilidade média entre assento/pélvis - indivíduo A. | 90 |
| Figura 10.7 - Transmissibilidade média entre assento/pélvis - indivíduo C. | 90 |
| Figura 10.8 – Transmissibilidade média entre assento/pélvis - indivíduo H..... | 91 |
| Figura 10.9 - Transmissibilidade média entre assento/pélvis - indivíduo J..... | 91 |
| Figura 10.10 – Transmissibilidade média entre assento/pélvis - indivíduo T..... | 92 |
| Figura 10.11 - Transmissibilidade média entre assento/ombro - indivíduo A. | 92 |

| | |
|---|-----|
| Figura 10.12 - Transmissibilidade média entre assento/ombro - indivíduo C..... | 93 |
| Figura 10.13 - Transmissibilidade média entre assento/ombro - indivíduo H. | 93 |
| Figura 10.14 - Transmissibilidade média entre assento/ombro - indivíduo J..... | 94 |
| Figura 10.15 - Transmissibilidade média entre assento/ombro - indivíduo T..... | 94 |
| Figura 10.16 - Transmissibilidade média entre assento/cabeça - indivíduo A..... | 95 |
| Figura 10.17 - Transmissibilidade média entre assento/cabeça - indivíduo C..... | 95 |
| Figura 10.18 - Transmissibilidade média entre assento/cabeça - indivíduo H..... | 96 |
| Figura 10.19 - Transmissibilidade média entre assento/cabeça - indivíduo J. | 96 |
| Figura 10.20 - Transmissibilidade média entre assento/cabeça - indivíduo T. | 97 |
| Figura 10.21 - Detalhe da tela do Working Model 2D..... | 98 |
| Figura 10.22 – Transmissibilidade média de 50 arquivos obtidos experimentalmente..... | 99 |
| Figura 10.23 – Detalhe do programa e da comparação das transmissibilidades..... | 99 |
| Figura 10.24 – Detalhe da curva de transmissibilidade com média móvel..... | 100 |

ÍNDICE DE TABELAS

| | |
|--|----|
| Tabela 2.1 – Aplicação das compensações da aceleração em função da frequência na avaliação da vibração no corpo humano em vários eixos em relação aos efeitos na saúde. Fonte: Griffin (1998)..... | 8 |
| Tabela 2.2 - Frequências de ressonância de várias partes do corpo humano | 12 |
| Tabela 2.3 – Especificação das normas..... | 13 |
| Tabela 2.4 - Aceleração r.m.s ponderada como uma indicação das reações com relação ao conforto. Fonte: BS 6841 (1987) e ISO 2631-1 (1997)..... | 17 |
| Tabela 2.5 - Aceleração r.m.s ponderada equivalente a um VDV de $15 \text{ m/s}^{1,75}$ para vibração mecânica contínua com magnitude constante. Fonte: BS 7085, 1989. | 17 |
| Tabela 3.1 - protocolo para estudos epidemiológicos de WBV (Whole-Body Vibration) e desordens musculares de LBP (Low Back Pain). Fonte: Magnusson et al. (1998)..... | 25 |
| Tabela 4.1 - Principais picos de frequência nos 8 indivíduos. | 34 |
| Tabela 5.1 - Limites das constantes de rigidez e de amortecimento para o corpo humano..... | 39 |
| Tabela 5.2 - Densidade dos segmentos do corpo humano baseados em estudos em cadáveres.... | 37 |
| Tabela 5.3 – Proporção dos segmentos de massa em percentual para o corpo humano.Fonte: Chaffin, 1990. | 37 |
| Tabela 5.4 – Parâmetros estimados para o Modelo Biomecânico de 9 GDL..... | 47 |
| Tabela 5.5 - Características físicas dos indivíduos.Fonte: Younggun Cho e Young-San Yoon (2001)..... | 47 |
| Tabela 5.6 - Comparativa dos modelos propostos..... | 48 |
| Tabela 6.1 - Frequências de excitação em função das polias usadas. | 51 |
| Tabela 6.2 – Características biomecânicas..... | 53 |
| Tabela 6.3 - Valores de Calibração. | 57 |
| Tabela 7.1 - Percentual dos segmentos individualizados para o grupo estudado..... | 69 |
| Tabela 7.2 – Limites para os parâmetros de massa. | 70 |
| Tabela 7.3 – Parâmetros de rigidez e de amortecimento..... | 70 |
| Tabela 7.4 – Características dos motoristas participantes. | 71 |

LISTA DE SÍMBOLOS

| <i>Símbolo</i> | <i>Denominação</i> | <i>Unidade [SI]</i> |
|----------------|--|---------------------|
| a_y | Aceleração na direção Y | $[m/s^2]$ |
| $a(w)$ | Valor da aceleração compensada | $[m/s^2]$ |
| a_T | Aceleração total equivalente | $[m/s^2]$ |
| a_x | Aceleração na direção X | $[m/s^2]$ |
| a_z | Aceleração na direção Z | $[m/s^2]$ |
| a_w | Aceleração compensada (ponderada) | $[m/s^2]$ |
| $a(\omega)$ | Aceleração em função da frequência. | |
| a_{wx} | Aceleração compensada na direção X | $[m/s^2]$ |
| a_{wy} | Aceleração compensada na direção Y | $[m/s^2]$ |
| a_{wz} | Aceleração compensada na direção Z | $[m/s^2]$ |
| \bar{C} | Matriz de amortecimento | |
| E_1 | erro quadrático médio das curvas de transmissibilidade entre o assento e o piso | |
| E_2 | erro quadrático médio das curvas de transmissibilidade entre o ombro e o assento | |
| eVDV | Valor dose de vibração estimado | $[m/s^{1,75}]$ |
| $F(t)$ | Força qualquer no domínio do tempo; | |
| $F(\omega)$ | Força em função da frequência; | |
| GDL | Graus de liberdade | |
| HAV | Vibração no segmento mão-braço | |
| $H(j\omega)$ | Função de transferência no domínio da frequência; | |
| H_{1e} | Transmissibilidade pontual medida experimentalmente entre o assento e o piso | |
| H_{2e} | Transmissibilidade pontual medida experimentalmente entre o ombro e o assento | |
| H_{1m} | Transmissibilidade pontual numérica do modelo entre o assento e o piso | |
| H_{2m} | Transmissibilidade pontual numérica do modelo entre o ombro e o assento. | |
| j | Número complexo | |
| k | Constante de rigidez | $[N/m]$ |
| \bar{K} | Matriz de rigidez | |
| LBP | Dores na região lombar das costas | |

| | | |
|------------------|---|------------------------|
| m | Massa | [kg] |
| \vec{M} | Matriz de massa | |
| $M(\omega)$ | Massa em função da frequência; | |
| N | Quantidade de amostras | |
| P | Valor dos pesos mortos | [N] |
| rms | Root mean square | |
| T | Período total de exposição | [s] |
| t | Duração da exposição | [s] |
| $T(F)$ | Função de transferência | |
| $Tr(\omega)$ | Transmissibilidade entre a massa três e a massa um no domínio da frequência. | |
| VDV | Valor dose de vibração | [m/s ^{1,75}] |
| \vec{x} | Vetor de deslocamento; | |
| $\dot{\vec{x}}$ | Vetor de velocidade; | |
| $\ddot{\vec{x}}$ | Vetor de aceleração; | |
| x | Deslocamento | [m] |
| \dot{x} | Velocidade | [m/s] |
| \ddot{x} | Aceleração | [m/s ²] |
| $X(\omega)$ | Deslocamento no domínio da frequência | |
| x_3 e x_1 | Equações de movimento relativas as massas três e um, respectivamente | |
| w_d | Aceleração ponderada em função da frequência nas direções x e y; | |
| w_b | Aceleração ponderada em função da frequência na direção z; | |
| w_c | Aceleração ponderada em função da frequência para o encosto do banco direção x; | |
| w_g | Aceleração ponderada em função da frequência na direção z; | |
| w_k | Aceleração ponderada em função da frequência na direção z; | |
| w_x | Fator de compensação na direção X; | |
| w_y | Fator de compensação na direção Y; | |
| w_z | Fator de compensação na direção Z; | |
| WBV | Vibração no corpo inteiro (Whole-Body-Vibration) | |
| δ_{est} | Deslocamento estático | [mm] |
| σ | Desvio padrão | |
| ϕ | Diâmetro das polias | [mm] |

| | | |
|------------|--------------------|------|
| ω | Frequência | [Hz] |
| ω_n | Frequência natural | [Hz] |

1 INTRODUÇÃO

A exposição do corpo humano à vibração e à choques mecânicos pode causar desconforto e alterações fisiológicas. Pesquisas vêm sendo desenvolvidas nos últimos 30 anos, no intuito de conhecer o comportamento do corpo humano e os efeitos colaterais provocados quando este é submetido à vibração. Mesmo assim, com anos de pesquisas este tema ainda é atual e preocupa a comunidade científica. Investigações clínicas demonstram que ainda hoje motoristas de veículos e, em geral, operários industriais expostos à vibração e choque, exibem significativa redução da espessura dos discos vertebrais (Brinckmann et al., 1998) e evidências epidemiológicas apontam a exposição do corpo humano à vibração como a principal causa de dores na região lombar (LBP - *Low Back Pain*), (Bovenzi e Husholf, 1998; Griffin, 1990).

O Ministério da Saúde do Brasil (Portaria 1339, 1999) considera as vibrações como agente de risco de natureza ocupacional. Porém, há uma dificuldade em classificar o período e quais faixas de frequência e magnitude da vibração que o indivíduo pode ser exposto. É importante ressaltar que a avaliação nesta área deveria ser realizada por uma equipe multidisciplinar, reunindo assim não só a área da saúde como a área das ciências exatas e tecnológicas.

1.1 Justificativa do trabalho

No Laboratório de Vibrações e Dinâmica Estrutural da Universidade Federal do Rio Grande do Sul existe uma linha de pesquisa sobre a exposição humana à vibração na área de biomecânica. Há um grande empenho da equipe de pesquisadores pertencentes a este laboratório na seqüência dos trabalhos desenvolvidos anteriormente em relação ao estudo do comportamento humano quando exposto à vibração em seu ambiente ocupacional.

Com o avanço tecnológico e o desenvolvimento econômico, milhares de pessoas estão expostas direta ou indiretamente à vibração. Isto evidencia uma atenção especial na saúde ocupacional. As informações a respeito do corpo humano e sua interpretação física e numérica, mesmo nos países desenvolvidos, ainda são muito escassas. Somente com o conhecimento da transmissibilidade da vibração no corpo humano e o desenvolvimento de modelos numéricos que descrevam fisicamente este processo, é que poderá haver uma redução significativa da exposição humana a vibração.

Neste trabalho tem-se por objetivo gerar e analisar dados científicos, que venham a ajudar no enriquecimento de futuros trabalhos na área da transmissibilidade da vibração no corpo humano e de sua respectiva modelagem numérica.

1.2 Objetivos do autor

Os principais objetivos deste trabalho são os seguintes:

- ❖ Desenvolvimento de um modelo numérico, o qual respondesse simultaneamente às curvas experimentais de transmissibilidade entre o assento e o piso e entre o ombro e o assento.
- ❖ Revisar os trabalhos apresentados nas áreas de transmissibilidade e medição da vibração, a fim de determinar as variáveis importantes na determinação do modelo.
- ❖ Determinação e avaliação da transmissibilidade da vibração no corpo humano.

1.3 Contribuição do autor

Este trabalho contribui no aspecto de levar em conta, durante as aquisições, a transmissibilidade da vibração no corpo inteiro (WBV) e o desenvolvimento de um modelo de quatro graus de liberdade, que representa o sistema banco e corpo humano.

O modelo responderá biodinamicamente a transmissibilidade da vibração e facilitará na previsão do comportamento do corpo humano quando exposto à vibração para auxiliar no desenvolvimento de bancos mais adequados para veículos, protegendo a saúde e proporcionando maior conforto aos usuários.

Para validar o código numérico do modelo, além das medições realizadas na mesa vibratória do Laboratório de Vibrações e Dinâmica Estrutural da UFRGS, foram utilizadas medições realizadas no Brasil por Balbinot (2001) com motoristas de ônibus brasileiros, durante o trajeto das linhas T4 da empresa Carris na cidade de Porto Alegre.

1.4 Organização do trabalho

Para uma melhor compreensão deste trabalho, apresenta-se um resumo de cada capítulo:

- ❖ Capítulo 1: Apresenta uma breve descrição da área de estudo e suas importâncias, ressaltando a justificativa e objetivos do trabalho.
- ❖ Capítulo 2: Fundamentação teórica, onde são apresentadas definições de termos e recomendações das normas relativas à exposição humana a vibração.
- ❖ Capítulo 3: Pesquisas realizadas por pesquisadores a respeito dos efeitos da exposição humana à vibração;
- ❖ Capítulo 4: Aborda trabalhos realizados anteriormente por pesquisadores sobre medição e avaliação da coluna vertebral;
- ❖ Capítulo 5: Apanhado sobre diversos modelos biomecânicos desenvolvidos anteriormente por outros pesquisadores e seus respectivos resultados;
- ❖ Capítulo 6: Neste capítulo é apresentada a parte experimental, realizada na mesa vibratória do Laboratório de Vibrações e Dinâmica Estrutural da UFRGS, bem como, os resultados obtidos dos valores de transmissibilidade da vibração no corpo humano;
- ❖ Capítulo 7: Refere-se ao desenvolvimento de um modelo de quatro graus de liberdade, desenvolvimento de uma rotina numérica no Maple 5.5 (anexo 10.4) e apresentação dos resultados finais.
- ❖ Capítulo 8: Após a análise dos resultados apresentados nos capítulos 6 e 7, são apresentadas as considerações finais: conclusões e propostas de continuidade;
- ❖ Capítulo 9: Referência Bibliográfica;
- ❖ Anexos.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Classificação da vibração no corpo humano

A vibração no corpo humano é dividida em duas áreas: Vibração no Corpo Inteiro (WBV – *Whole Body Vibration*) e Vibração no Segmento Mão-Braço (HAV – *Hand Arm Vibration*). Estudos comprovam que a frequência de ressonância humana para o segmento mão-braço (HAV) para cada uma das três direções lineares ocorre na região de 100 a 250 Hz. Para o corpo inteiro (WBV) a frequência de ressonância humana na direção vertical ocorre na região de 4 a 8 Hz. Considerando vibrações em ambas direções laterais e horizontais a frequência de ressonância ocorre na região de 1 a 2 Hz, (Wasserman, 1987). Apesar de tanto a vibração no segmento mão-braço (HAV) e a vibração no corpo inteiro (WBV) serem importantes, para este trabalho será focado somente na Vibração de Corpo Inteiro (WBV).

2.2 Parâmetros utilizados no estudo da vibração no corpo humano.

O campo de estudos da vibração no corpo humano usualmente envolve análise de sinais, suas respectivas acelerações e o estudo no domínio da frequência. Com base em algumas normas e literatura (ISO 2631-1, 1997; ISO 5008,1979; ISO 5008, 1979; BS 6841, 1987; BS 6055, 1981; Griffin, 1990), serão apresentados diversos termos utilizados em pesquisas sobre vibração no corpo humano:

- Valor r.m.s (RMS: *root mean square*):

$$\text{RMS} = \left(\frac{1}{N} \sum x^2(i) \right)^{\frac{1}{2}} \quad (2.1)$$

- Desvio Padrão (σ):

$$\sigma = \left[\frac{1}{N} \sum_{i=1}^{i=N} (x(i) - \bar{x})^2 \right]^{1/2} \quad (2.2)$$

Média (\bar{x}):

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{i=N} x(i) \quad (2.3)$$

- Definição de transmissibilidade, massa aparente e impedância mecânica: Para efeito de exemplificação, admite-se um sistema de um grau de liberdade e a equação de movimento deste como:

$$m \cdot \ddot{x} + c \cdot \dot{x} + k \cdot x = F(t) \quad (2.4)$$

Aplicando-se a transformada de Fourier na equação (2.4) para obter-se no domínio da frequência,

$$F(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} F(\omega) e^{j\omega t} d\omega \quad (2.5)$$

$$x(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} X(\omega) e^{j\omega t} d\omega \quad (2.6)$$

$$\dot{x}(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} j\omega X(\omega) e^{j\omega t} d\omega \quad (2.7)$$

$$\ddot{x}(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} -\omega^2 X(\omega) e^{j\omega t} d\omega \quad (2.8)$$

Substituindo-se (2.5), (2.6), (2.7) e (2.8) em (2.4), Obtém-se a seguinte expressão:

$$\int_{-\infty}^{\infty} X(\omega) [-m \cdot \omega^2 + j\omega c + k] e^{j\omega t} d\omega = \int_{-\infty}^{\infty} F(\omega) e^{j\omega t} d\omega \quad (2.9)$$

Fazendo valer a igualdade,

$$X(\omega) = F(\omega) \cdot H(j\omega) \quad (2.10)$$

então,

$$X(\omega) = F(\omega) \cdot \frac{1}{[-m \cdot \omega^2 + j\omega c + k]} \quad (2.11)$$

e desta relação define-se:

- Transmissibilidade [T(f)]: Define-se transmissibilidade para cada frequência de vibração presente em um espectro como a razão a entre a vibração medida no ponto

de entrada pela vibração no ponto de saída, considerando-se a mesma direção, Figura 2.1. Na nomenclatura tanto $T(f)$ como $H(j\omega)$ possuem o mesmo sentido físico.

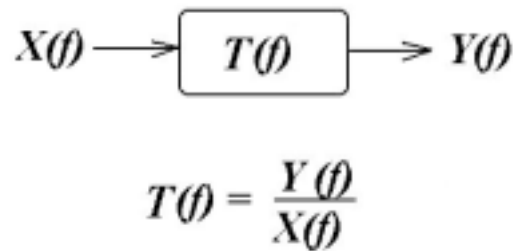


Figura 2.1 – Diagrama de bloco da função de transferência.

Quando a razão da transmissibilidade for:

- $T(f) > 1$ - indica que houve uma amplificação da vibração na estrutura;
 - $T(f) < 1$ - indica que houve uma atenuação da vibração de excitação;
 - $T(f) = 1$ - indica que a vibração de entrada é igual à vibração de saída.
- Massa aparente: Definida como a razão entre a força e a aceleração durante um movimento harmônico. Também é conhecida por massa efetiva.

$$M(\omega) = \frac{F(\omega)}{a(\omega)} \quad (2.12)$$

Sendo:

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

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

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

- Impedância mecânica: É a razão entre a força aplicada e a velocidade resultante. Quando a força e velocidade são medidas no ponto de entrada da vibração, a impedância é denominada de impedância do ponto de entrada. Pode-se aplicar a força e medir em outro ponto a velocidade resultante, isto é, chamado de impedância de transferência.

$$Z = \frac{\text{Força}}{\text{Velocidade}} [\text{N.s.m}^{-1}] \quad (2.13)$$

2.3 Freqüência de exposição do corpo humano

Os efeitos causados pela vibração ao corpo humano (WBV) dependem da freqüência de excitação, da aceleração, do deslocamento e da velocidade. As principais freqüências de excitação a qual o corpo humano é exposto, as quais são geradas através de veículos pesados, pontes rolantes entre outros, ocorrem até 100Hz.

Estudos a respeito da vibração transmitida através de assentos de veículos, geralmente ocorrem em freqüências inferiores a 20 Hz. Mas há também vibrações importantes, maiores que 20 Hz, que ocorrem no piso de certos veículos, como por exemplo, aviões, helicópteros e tratores (Griffin, 1990). Há uma concentração muito grande, por parte de alguns pesquisadores em determinar como a magnitude da vibração pode ser aumentada ou diminuída ordenadamente para criar o mesmo efeito em diferentes freqüências de vibração, para analisar o grau de desconforto e seus efeitos fisiológicos.

2.4 Direção de medição da vibração – Eixos

A ISO 2631-1 (1997) e a BS 6841 (1987), definem um sistema de coordenadas ortogonais para estudos do efeito da magnitude em diferentes direções. Na Figura 2.1 apresenta-se as direções de medição da vibração no corpo humano.

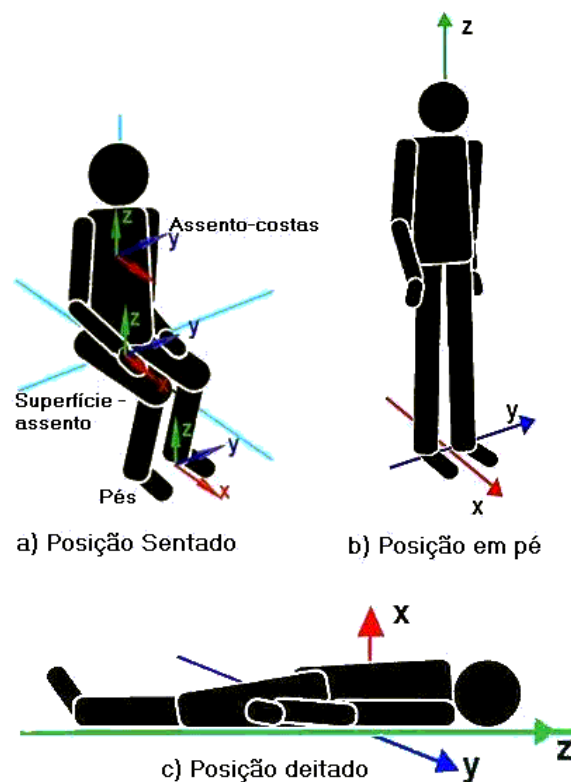


Figura 2.1 - Direção das posições para medição da vibração no corpo humano.
Fonte: ISO 2631-1(1997).

A ISO 2631-1 (1997) recomenda alguns critérios a serem seguidos:

- Para cada um dos eixos (X, Y, Z) existem limites distintos de exposição;
- A magnitude da vibração é obtida através da aceleração r.m.s. (*root-mean-square*), a qual deve ser expressa em m/s^2 . Esta aceleração é calculada através da expressão (2.14).

$$a_w = \left[\frac{1}{T} \int a_w^2(t) dt \right]^{1/2} \quad (2.14)$$

Sendo a_w a aceleração compensada como uma função do tempo, em m/s^2 e T é a duração da medição em segundos.

Griffin (1998) em seu estudo realiza uma série de comparações entre as normas BS e ISO relativas à vibração no corpo humano. Nesta publicação o autor apresenta um quadro comparativo, onde é discriminado o valor dos pesos da aceleração r.m.s. em função da frequência para distintas posições conforme recomendação de cada norma.

| Eixos | ISO 2631 (1974, 1978, 1985) | BS 6841 (1987) | ISO 2631 (1997) |
|----------------------------|--------------------------------|-------------------|--------------------|
| Pessoas sentadas | | | |
| Eixo-X, assento superfície | 1,4 x w_d | w_d | 1,4 x w_d |
| Eixo-Y, assento superfície | 1,4 x w_d | w_d | 1,4 x w_d |
| Eixo-Z, assento superfície | w_g | w_b | w_k |
| Eixo-X, assento costas | - | 0,8 x w_c | 0,8 x w_c |
| Pessoas em pé | | | |
| Eixo-X, assento piso | 1,4 x w_d | w_d | - |
| Eixo-Y, assento piso | 1,4 x w_d | w_d | - |
| Eixo-Z, assento piso | w_g | w_b | - |
| Pessoas deitadas | | | |
| Eixo-X | 1,4 x w_d | - | - |
| Eixo-Y | 1,4 x w_d | - | - |
| Eixo-Z | w_g | - | - |
| Horizontal | - | w_d | - |
| Vertical | - | w_b | - |

Tabela 2.1 – Aplicação das compensações da aceleração em função da frequência na avaliação da vibração no corpo humano em vários eixos em relação aos efeitos na saúde. Fonte: Griffin (1998).

Sendo:

- Para a ISO 2631:1974,1978,1985:

w_d = aceleração ponderada em função da frequência nas direções X e Y;

w_g = aceleração ponderada em função da frequência na direção Z;

- Para a BS 6841:1987:

w_d = aceleração ponderada em função da frequência nas direções X e Y;

w_b = aceleração ponderada em função da frequência na direção Z;

w_c = aceleração ponderada em função da frequência para o encosto do banco direção X;

- Para a ISO 2631:1997:

w_d = aceleração ponderada em função da frequência nas direções X e Y;

w_k = aceleração ponderada em função da frequência nas direção Z;

w_c = aceleração ponderada em função da frequência para o encosto do banco direção X.

2.4.1 Combinação das vibrações em mais de uma direção

Quando houver mais de uma direção para medição da vibração no corpo humano a ISO 2631 (1997) e a BS 6841 (1987) recomendam a seguinte equação:

$$a_T = [(w_x \cdot a_x)^2 + (w_y \cdot a_y)^2 + (w_z \cdot a_z)^2]^{1/2} \quad (2.15)$$

Sendo:

a_T = aceleração total equivalente;

a_x = aceleração na direção X;

a_y = aceleração na direção Y;

a_z = aceleração na direção Z;

w_x = fator de compensação na direção X;

w_y = fator de compensação na direção Y;

w_z = fator de compensação na direção Z;

Após a determinação das acelerações nas três componentes direcionais (a_x , a_y e a_z) calcula-se a aceleração total equivalente a_T . A norma recomenda que o valor de a_T deverá ser comparado aos gráficos relativos ao eixo onde se obteve o maior valor de aceleração, ou seja, se na medição a componente z obteve maior magnitude de aceleração a_T deverá ser comparada com os valores fornecidos em gráficos pelas normas segundo o eixo Z, Gráfico 2.1.

Os fatores de compensação da aceleração r.m.s em função da frequência podem ser retirados da Tabela 2.1 de acordo com a norma que se está utilizando. Há inúmeras possibilidades de combinações destes fatores de compensação, que irão variar de acordo com as faixas de frequência em estudo e com a posição do indivíduo quando submetido à vibração.

A aceleração r.m.s. em função da frequência deverá ser compensada (ponderada) com pesos diferentes toda vez que houver mudança de postura do indivíduo, conforme a especificação da ISO 2631-1:1997.

2.4.2 Suporte rígido para o transdutor

A Society of Automotive Engineers (SAE) em 1974 (*apud* Griffin 1990), desenvolveu um dispositivo semi-rígido para auxiliar na fixação do acelerômetro a ser usado entre o banco e o corpo do indivíduo nas medições no eixo Z (ISO 2631). Com o uso deste dispositivo impede-se que o acelerômetro mova-se com a estrutura além de não alterar as propriedades dinâmicas do corpo e/ou do banco.

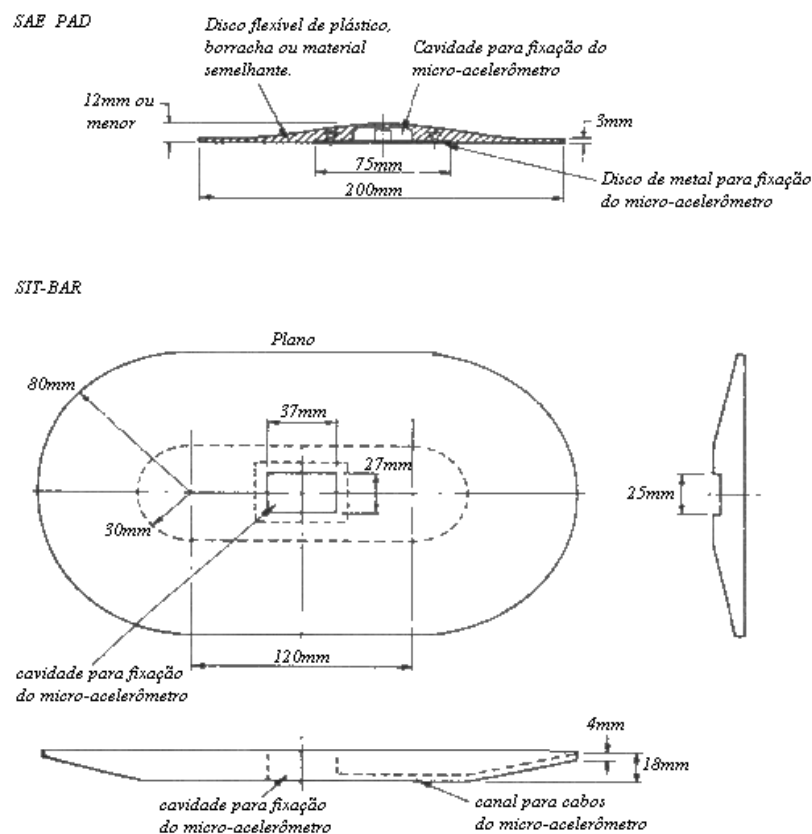


Figura 2.1 - Detalhe do suporte rígido para o transdutor. Fonte Griffin, 1990.

2.5 Freqüências de ressonância do corpo humano

É sabido que cada corpo possui a sua própria freqüência de resposta quando submetido a uma excitação qualquer. Esta freqüência própria é denominada no meio científico como freqüência natural do corpo ou do sistema em estudo. Quando um corpo ou sistema é excitado a uma freqüência, a qual seja a sua freqüência natural, diz-se então que este está em ressonância. A ressonância no meio mecânico leva qualquer estrutura, dependendo de sua magnitude de excitação, ao colapso.

O corpo humano também é considerado um sistema mecânico, porém um sistema heterogêneo, ou seja, formado por vários segmentos com faixas de freqüências naturais distintas, Figura 2.1, que representa um apanhado geral de algumas literaturas da área como Griffin (1990) e Wassermann (1987). É exatamente por estas faixas de freqüência naturais distintas que há um empenho maior pela comunidade científica em conhecer os comportamentos biodinâmicos e fisiológicos do corpo humano. Por ser um sistema complexo, o corpo humano varia algumas das faixas de freqüência natural de seus segmentos dependendo de sua posição, ora sentado, em pé ou deitado.

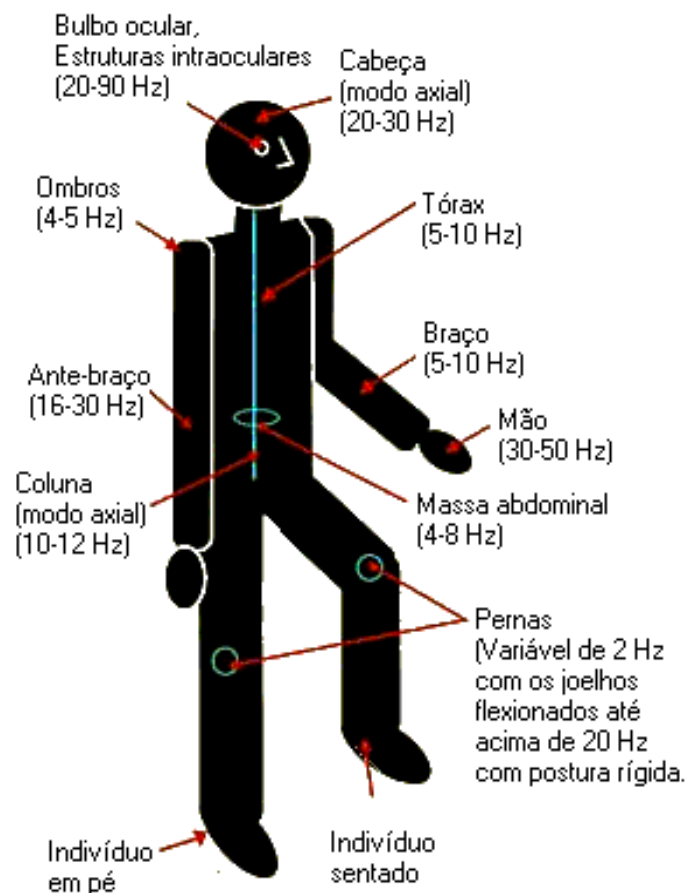


Figura 2.1 – Representação geral das principais freqüências de ressonância do corpo humano.

Na Tabela 2.1 apresenta-se as principais freqüências de ressonância para cada parte do corpo humano.

| Posição | Parte do corpo | Direção da vibração | Escala de freqüência de ressonância [Hz] |
|---------------|----------------|---------------------|--|
| Deitado | Pés | X | 16 – 31 |
| | Joelhos | X | 4 – 8 |
| | Abdômen | X | 4 – 8 |
| | Tórax | X | 6 – 12 |
| | crânio | X | 50 – 70 |
| | Pés | Y | 0,8 – 3 |
| | Abdômen | Y | 0,8 – 4 |
| | Cabeça | Y | 0,6 – 4 |
| | Pés | Z | 1 – 3 |
| | Abdômen | Z | 1,5 – 6 |
| | Cabeça | Z | 1 – 4 |
| | Em pé | Joelhos | X |
| Ombros | | X | 1 - 2 |
| Cabeça | | X | 1 – 2 |
| Corpo inteiro | | Z | 4 – 7 |
| Sentado | Tronco | Z | 3 - 6 |
| | Tórax | Z | 4 – 6 |
| | Espinha | Z | 3 – 5 |
| | Ombros | Z | 2 – 6 |
| | Estômago | Z | 4 – 7 |
| | Olhos | Z | 20 – 25 |

Tabela 2.1 - Freqüências de ressonância de várias partes do corpo humano
Fonte: Wasserman (1987).

2.6 Magnitudes de vibração do corpo-humano.

Conforme Griffin (1990), as principais faixas de freqüência as quais o corpo humano é exposto variam até 100 Hz. As magnitudes de interesse ao estudo do corpo humano sob vibração são de 0,01 até 10m/s² (pico). A exposição de indivíduos a magnitudes em torno de 10 m/s²_{r.m.s} podem razoavelmente serem assumidas como arriscadas. Para estudos do comportamento do corpo humano submetido à vibração em freqüências inferiores a 1 Hz e superiores a 20 Hz, serão necessárias altas magnitudes para que haja percepção do indivíduo.

A magnitude da vibração encontrada em alguns veículos situa-se entre 0,2 m/s²_{r.m.s} e 2 m/s²_{r.m.s} ou até mais. Estes valores dependem do tipo de pista (asfalto, sem pavimentação, acidentado) e do tipo de veículo (Balbinot, 2001).

Para uma avaliação da severidade de todos os movimentos (determinísticos ou aleatórios, estacionários ou não estacionários, transientes ou de choque) a ISO 2631:1997 apresenta uma equação (2.16) que leva em conta a relação entre a magnitude e a duração de todos os períodos. Esta equação é conhecida como VDV (Valor Dose de Vibração).

$$VDV = \left[\int_{t=0}^{t=T} a_w^4(t) dt \right]^{1/4} \quad (2.16)$$

Sendo:

VDV = Valor Dose de Vibração [$m/s^{1,75}$];

a_w = aceleração compensada, segundo a direção medida [m/s^2];

T = Período total de exposição.

2.7 Tempo de exposição

Para a existência de um consenso tanto no meio científico como no industrial, foram desenvolvidas normas as quais limitam a exposição humana à vibração. Tais normas vêm sofrendo constantes atualizações nestes últimos anos devido à evolução das pesquisas no meio científico.

Para se poder quantificar a severidade da exposição do corpo humano à vibração, é necessário considerar-se a magnitude da excitação e o período de exposição. Para que o leitor possa compreender as normas, neste item serão apresentadas as recomendações de cada uma delas. Para uma breve apresentação destas, na Tabela 2.1 é discriminada cada norma e sua respectiva abordagem.

| Normas | Especificação |
|---------------|---|
| ISO 2631:1974 | <i>Guide for the evaluation of human exposure to whole-body vibration</i> |
| ISO 2631:1978 | <i>Guide for the evaluation of human exposure to whole-body mechanical vibration and shock</i> |
| ISO 2631:1985 | <i>Evaluation of human exposure to whole-body vibration – part 1: general requirements</i> |
| ISO 2631:1997 | <i>Evaluation of human exposure to whole-body vibration – part 1: general requirements</i> |
| BS 6841:1987 | <i>Measurement and evaluation of human exposure to whole-body mechanical vibration</i> |
| BS 7085:1989 | <i>Safety aspects of experiments in which people are exposed to mechanical vibration and shock.</i> |

Tabela 2.1 – Especificação das normas.

2.7.1 ISO-2631 (1974, 1978 e 1985)

Segundo a ISO-2631 (1974, 1978 e 1985), os efeitos da magnitude da vibração são independentes da duração de 1 minuto até 4 minutos. Após este período, o limite da aceleração para 24 horas deve ser 1/20 do limite utilizado para 1 minuto de exposição, Gráfico 2.1.

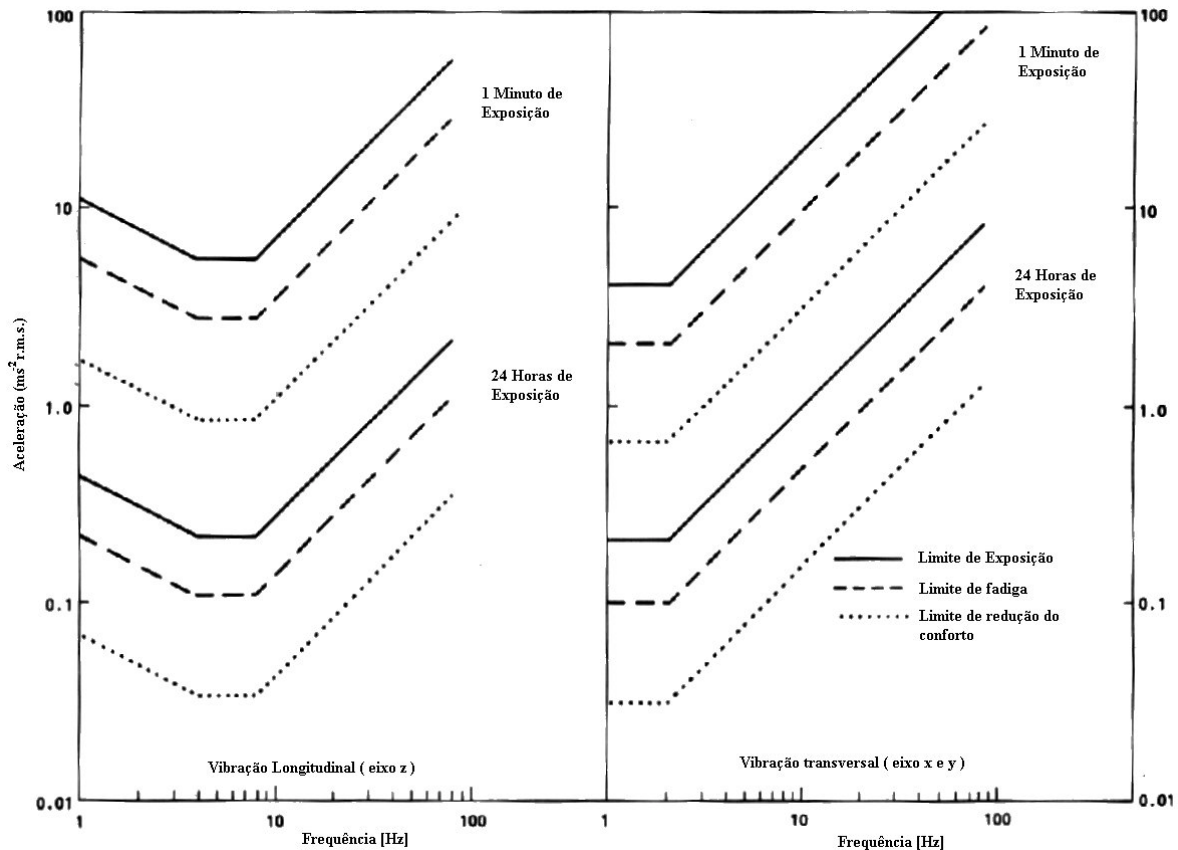


Gráfico 2.1 - Limite de exposição, fadiga e de conforto para 1 minuto e 24 horas de exposição a WBV, conforme ISO 2631 (1974, 1978 e 1985). Fonte: Griffin, 1990.

Existem três critérios de limite de exposição do corpo humano a vibração segundo a norma:

- Limite de saúde: Referente à preservação da saúde ou segurança. O limite de exposição é dito aproximadamente a metade do limiar da dor e não é recomendável exceder estes limites, salvo com justificativa especial e devidas precauções.
- Limite de fadiga: Relacionado com a preservação da eficiência do trabalho. O limite de fadiga é conhecido como o limite reduzido de conforto, onde o indivíduo consegue concluir suas tarefas com o mínimo conforto, chegando à fadiga. Este tipo de vibração é muito comum ocorrer com pessoas que trabalham em indústrias, motoristas de veículos pesados, aeronaves, entre outros.

- Limite de conforto: Concerne a preservação do conforto. Este situa-se na faixa de 4 à 8 Hz na vibração vertical da aceleração é de no máximo $0,88 \text{ ms}^{-2}_{\text{r.m.s}}$.

Para a determinação de tais limites de exposição, utilizam-se os valores apresentados nos Gráfico 2.2 e Gráfico 2.3. Para cada faixa de frequência é determinado o limite de exposição relacionado à saúde, conforto e fadiga. Conhecendo-se a aceleração r.m.s., para a faixa de frequência de 1 a 80 Hz, basta traçar a curva obtida e verificar se ultrapassa os limites definidos pela norma.

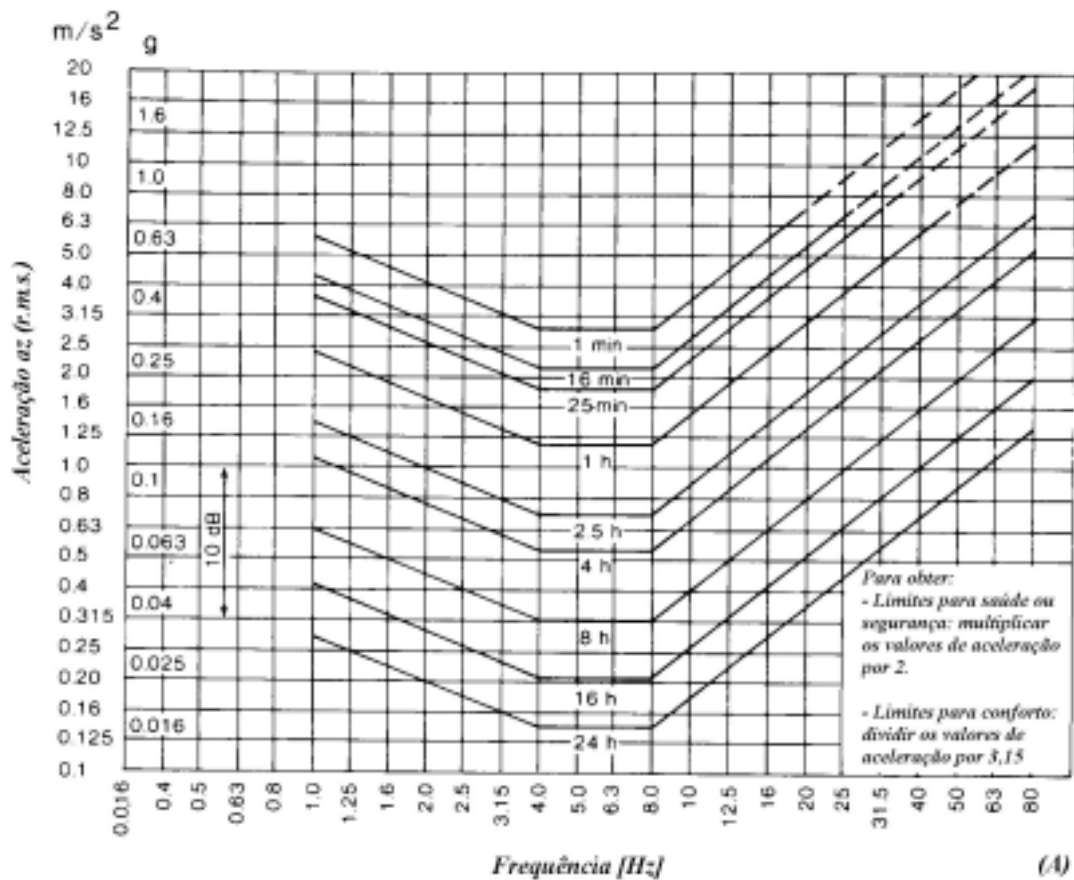


Gráfico 2.2 – Limites para a fadiga, saúde ($\times 2$) e conforto ($/3,15$) versus frequência em um terço de oitava: Aceleração r.m.s. para o eixo Z (m/s^2). Fonte: Beranek et al., 1992.

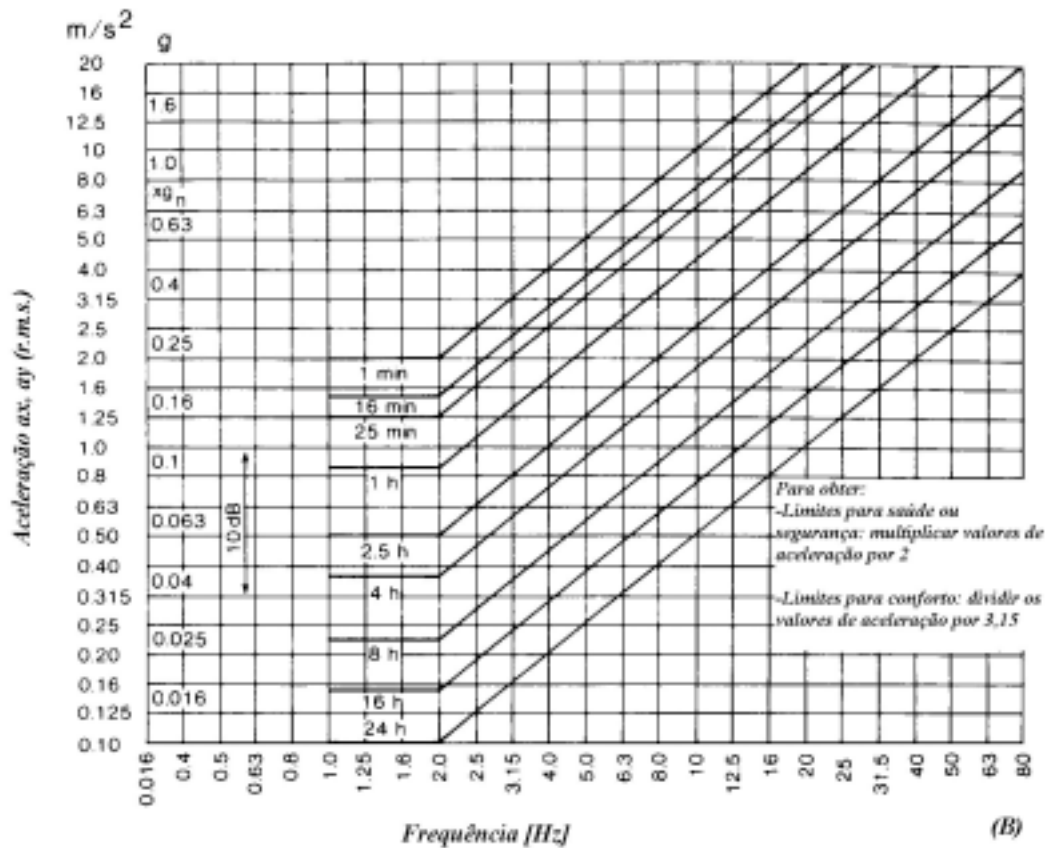


Gráfico 2.3 – Limites para a fadiga, saúde ($\times 2$) e conforto ($/3,15$) versus frequência em um terço de oitava: Aceleração r.m.s. para o eixo x e y (m/s^2). Fonte: Beranek et al., 1992.

2.7.2 BS 6841 (1987)

A BS 6841 (1987) define curvas ponderadas correspondentes a bandas de 1/3 de oitavas entre 0,5 e 80 Hz, que permitem que diferentes espectros de vibração sejam compensados de acordo com a sensibilidade do corpo humano em relação a diferentes frequências.

Para definir o tempo de exposição do indivíduo a norma utiliza-se do valor dose de vibração (2.16). Alternativamente, o Valor Dose de Vibração pode ser calculado através da aceleração r.m.s. utilizando-se o Valor Dose de Vibração estimado (eVDV), (2.17).

$$eVDV = [(1,4 \cdot a_{r.m.s})^4 \cdot t]^{1/4} \quad (2.17)$$

Sendo:

eVDV = valor dose de vibração estimado [$m/s^{1,75}$]

a_w = valor da aceleração compensada, segundo a direção medida [m/s^2]

t = duração da exposição [s]

Segundo esta norma é ressaltado que VDV's suficientemente altos podem causar severos desconfortos, dores e ferimentos. Esta norma indica que magnitudes de vibração que produzam VDV's na faixa de $8,5 \text{ m/s}^{1,75}$ causam médio desconforto e para VDV's na faixa de $15 \text{ m/s}^{1,75}$ geralmente causam severo desconforto. Cabe ressaltar que não há um consenso por parte da comunidade científica em relação à influência da magnitude do VDV e o risco de ferimentos a que o corpo humano está exposto.

As normas BS 6841 (1987) e ISO 2631-1 (1997) apresentam valores de aceleração r.m.s. ponderada a qual indica a reação dos indivíduos em relação ao conforto quando expostos a vibração, conforme Tabela 2.1.

| <i>Aceleração r.m.s</i> | <i>Classificação</i> |
|---------------------------------------|-----------------------------|
| $< 0,315 \text{ m/s}$ | Confortável |
| $0,315 \text{ a } 0,63 \text{ m/s}^2$ | Um pouco desconfortável |
| $0,8 \text{ a } 1,6 \text{ m/s}^2$ | Desconfortável |
| $1,25 \text{ a } 2,5 \text{ m/s}^2$ | Muito desconfortável |
| $> 2,0 \text{ m/s}^2$ | Extremamente desconfortável |

Tabela 2.1 - Aceleração r.m.s ponderada como uma indicação das reações com relação ao conforto. Fonte: BS 6841 (1987) e ISO 2631-1 (1997).

2.7.3 BS 7085 (1989)

A norma BS 7085 (1989) determina alguns aspectos de segurança em relação aos experimentos em que pessoas são expostas à vibração. Esta norma recomenda que se a magnitude de exposição dos indivíduos não exceder a um VDV de $15 \text{ m/s}^{1,75}$, não há necessidade de acompanhamento médico durante os ensaios. Caso o VDV for maior do que $15 \text{ m/s}^{1,75}$, será necessário um acompanhamento médico durante os experimentos. A Tabela 2.1 fornece valores de aceleração r.m.s máximos por tempo de exposição para um VDV de $15 \text{ m/s}^{1,75}$.

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

Tabela 2.1 - Aceleração r.m.s ponderada equivalente a um VDV de $15 \text{ m/s}^{1,75}$ para vibração mecânica contínua com magnitude constante. Fonte: BS 7085, 1989.

2.7.4 ISO 2631 (1997)

Nas ISO (1974,1978 e 1985) anteriores a ISO 2631 (1997) eram apresentados três limites de exposição do corpo humano a vibração: limite de conforto, limite de fadiga, limite de exposição. A partir desta nova edição tais limites não são citados mais, deixando assim a norma em função dos cálculos de valor dose de vibração (VDV) e valor dose de vibração estimado (eVDV). O valor dose de vibração e o valor dose de vibração estimado são os mesmos utilizados pela BS 6841 (1987).

Em relação aos efeitos da vibração na saúde a ISO 2631 (1997) apresenta um gráfico o qual determina uma zona de cuidado para períodos entre 4 e 8 horas, para os quais ocorrem a maioria das exposições ocupacionais.

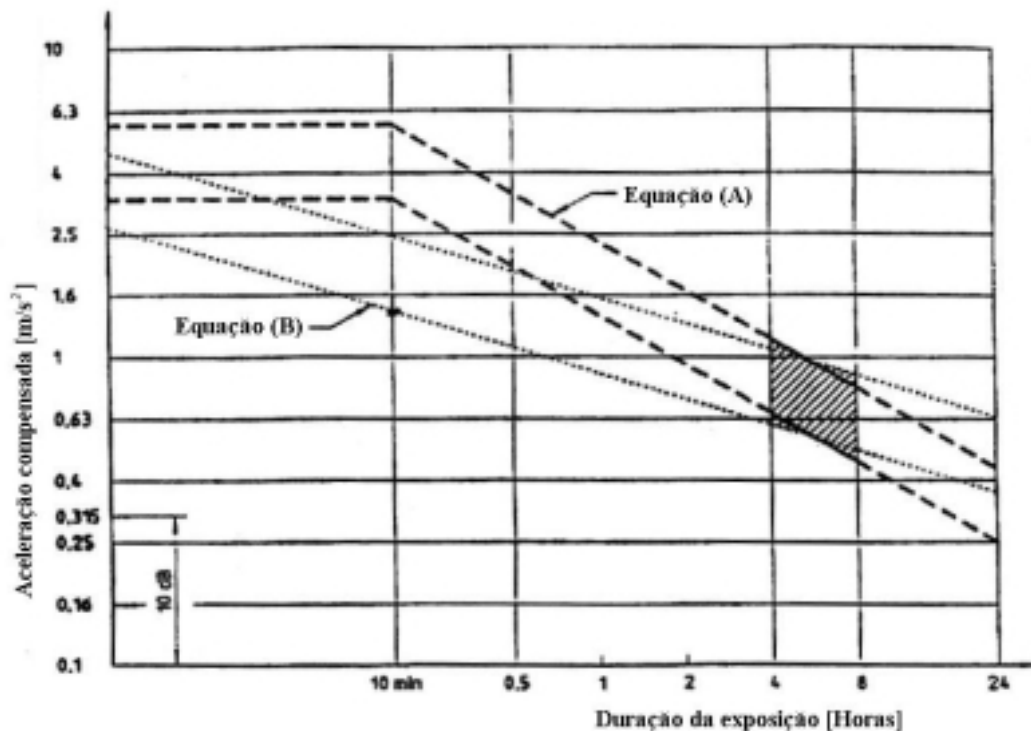


Gráfico 2.1 – Zonas de cuidado de orientação na saúde. Fonte: ISO 2631:1997.

Segundo a norma as curvas de dependência do tempo de exposição (Gráfico 2.1) podem ser calculadas pelas seguintes fórmulas:

A equação (A) é calculada pela fórmula (2.18):

$$a_{w_1} \cdot T_1^{1/2} = a_{w_2} \cdot T_2^{1/2} \quad (2.18)$$

A equação (B) pode ser obtida pela equação (2.19):

$$a_{w_1} \cdot T_1^{1/4} = a_{w_2} \cdot T_2^{1/4} \quad (2.19)$$

Sendo a_{w_1} e a_{w_2} os valores da aceleração r.m.s compensada, segundo a direção de medição, para a primeira e a segunda exposição e T_1 e T_2 são as durações correspondentes a primeira e segunda exposição.

Quando a exposição da vibração consistir em dois ou mais períodos de exposição a diferentes magnitudes e duração, a energia da magnitude equivalente de vibração correspondente a duração total de exposição pode ser determinada pela equação (2.20).

$$a_{we} = \left[\frac{\sum a_{wi}^2 T_i}{\sum T_i} \right]^{1/2} \quad (2.20)$$

Sendo a_{we} a magnitude equivalente da vibração (aceleração do r.m.s em m/s^2) e a_{wi} a magnitude da vibração (aceleração do r.m.s em m/s^2) para a duração da exposição T_i .

Utilizando-se de um valor dose de vibração estimado (eVDV) pode-se determinar os limites de exposição para a saúde, conforme Gráfico 2.1. Por exemplo, o eVDV para a curva (A) em relação aos seus limites inferiores e superiores na zona de cuidado é de 8,5 e 17 $m/s^{1,75}$, respectivamente.

2.8 Elementos de base para compreensão da anatomia humana

2.8.1 Coluna Vertebral

Neste item aborda-se um pequeno tópico sobre a coluna vertebral para que o leitor possa familiarizar-se com os termos utilizados, bem como facilitar a compreensão deste trabalho.

Como este trabalho será focado em Vibração no Corpo Inteiro (WBV), sendo as frequências de exposição variando até 40 Hz, salienta-se a coluna vertebral como um dos principais itens estudados. Isto, porque geralmente o corpo humano é submetido à vibração de corpo inteiro em máquinas e veículos e a faixa de excitação, onde há maior energia na magnitude

da transmissibilidade (entre assento e piso ou assento e ombro) ocorre entre 4 e 8 Hz. E é nesta frequência de excitação que a coluna humana responde em sua faixa de frequência natural.

Segundo Rasch (1989) a coluna vertebral é composta de 33 vértebras, sendo que destas 24 formam a parte da coluna flexível. Estas 33 vértebras dividem-se em 5 grupos (Figura 2.1):

- ✓ Sete vértebras cervicais: C1 – C7;
- ✓ Doze vértebras torácicas: T1 - T12;
- ✓ Cinco vértebras lombares: L1 – L5;
- ✓ Cinco vértebras sacrais: S1 – S5;
- ✓ Quatro vértebras coccígeas.

Denominam-se as vértebras sacrais e coccígeas como vértebras falsas, isto porque no adulto são fundidas para formar a região do sacro e cóccix. As vértebras cervicais, torácicas e lombares, por permanecerem distintas por toda a vida, são denominadas verdadeiras.

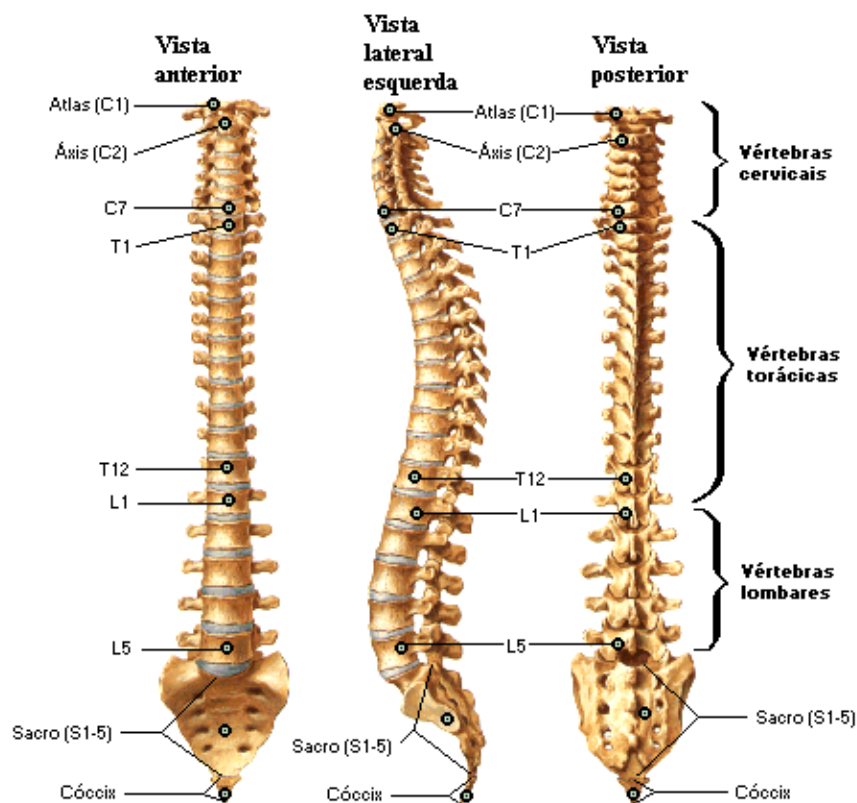


Figura 2.1 - Coluna vertebral humana. Fonte: Netter, 1999.

Na coluna vertebral existem curvaturas em cada uma das três regiões. Classifica-se a curva torácica como primária, pois está presente ao nascimento, ao passo que as curvas lombar e

cervical são denominadas secundárias, pois se desenvolvem à medida que são exercidas forças sobre os corpos dos lactentes. Tais forças surgem quando um lactente começa a sustentar a sua cabeça e se sustentar por si só.

A curva lombar geralmente é mais acentuada nas mulheres. Apresenta-se uma curvatura lateral normal da coluna vertebral na área torácica. A direção desta curva está relacionada com a mão dominante do indivíduo.

As estruturas articulares (cápsula articular, ligamentos, discos fibrocartilagosos) são responsáveis por parte das forças que sustentam e protegem a coluna vertebral. As articulações na coluna vertebral dividem-se em dois tipos: sínfises cartilagíneas e sinoviais planas.

As articulações sínfises cartilagíneas são encontradas ao longo da coluna vertebral do eixo ao sacro, e são compostas de discos fibrocartilagosos entre os corpos de vértebras adjacentes. Estas articulações são classificadas como sínfises por serem discos contíguos com camadas de cartilagem hialina nas faces inferiores e superiores dos corpos.

A forma do disco depende dos corpos vertebrais que ele separa, e a espessura depende da localização na coluna. Na região torácica, os discos são quase que uniformes em relação à espessura, enquanto que nas regiões cervical e lombar são mais espessos na frente, o que contribui para as curvas regionais. Aos discos é atribuído 25% do comprimento da coluna vertebral. Apesar de não serem totalmente livres em relação aos movimentos, os discos permitem movimentos limitados em três planos.

Os discos intervertebrais são compostos pelo núcleo pulposo e pelo anel fibroso (Figura 2.2). O núcleo pulposo é uma massa semelhante a um gel, situado dentro do disco. Este núcleo é limitado por uma camada de fibrocartilagem resistente denominado anel fibroso.

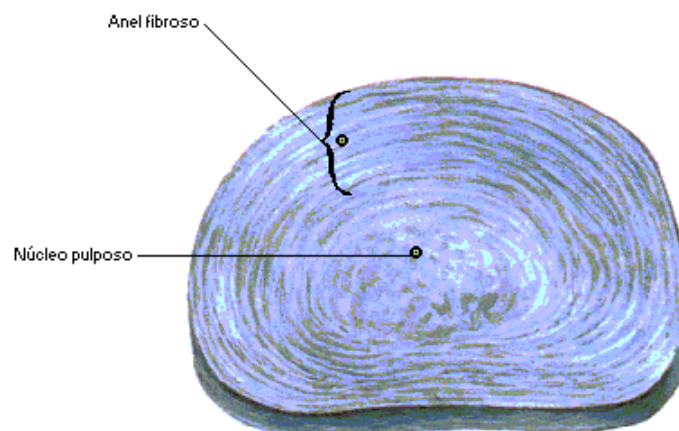


Figura 2.2 – Detalhe do disco intervertebral. Fonte: Netter, 1999.

Com o passar dos anos, os discos gradualmente começam a degenerar, devido à redução de sua capacidade em ligar-se com água. Com esta redução de capacidade de ligação à água, resulta em menor elasticidade, ou seja, há uma redução na capacidade dos discos em retornarem à forma normal após uma distorção causada por uma força externa.

2.8.2 Detalhe do Úmero, Escápula e Pélvis

Para que o leitor possa entender as localizações das fixações dos micro-acelerômetros sobre a pele, será realizada uma breve apresentação do ponto de vista anatômico. Na Figura 2.1, apresenta-se o úmero e a escápula. A localidade escolhida para a fixação do sensor foi no acrômio da escápula. Esta região é caracterizada por ter um baixo índice de gordura e musculatura. Sendo assim, é uma região rígida e na maioria dos indivíduos, é muito fácil de ser localizada.

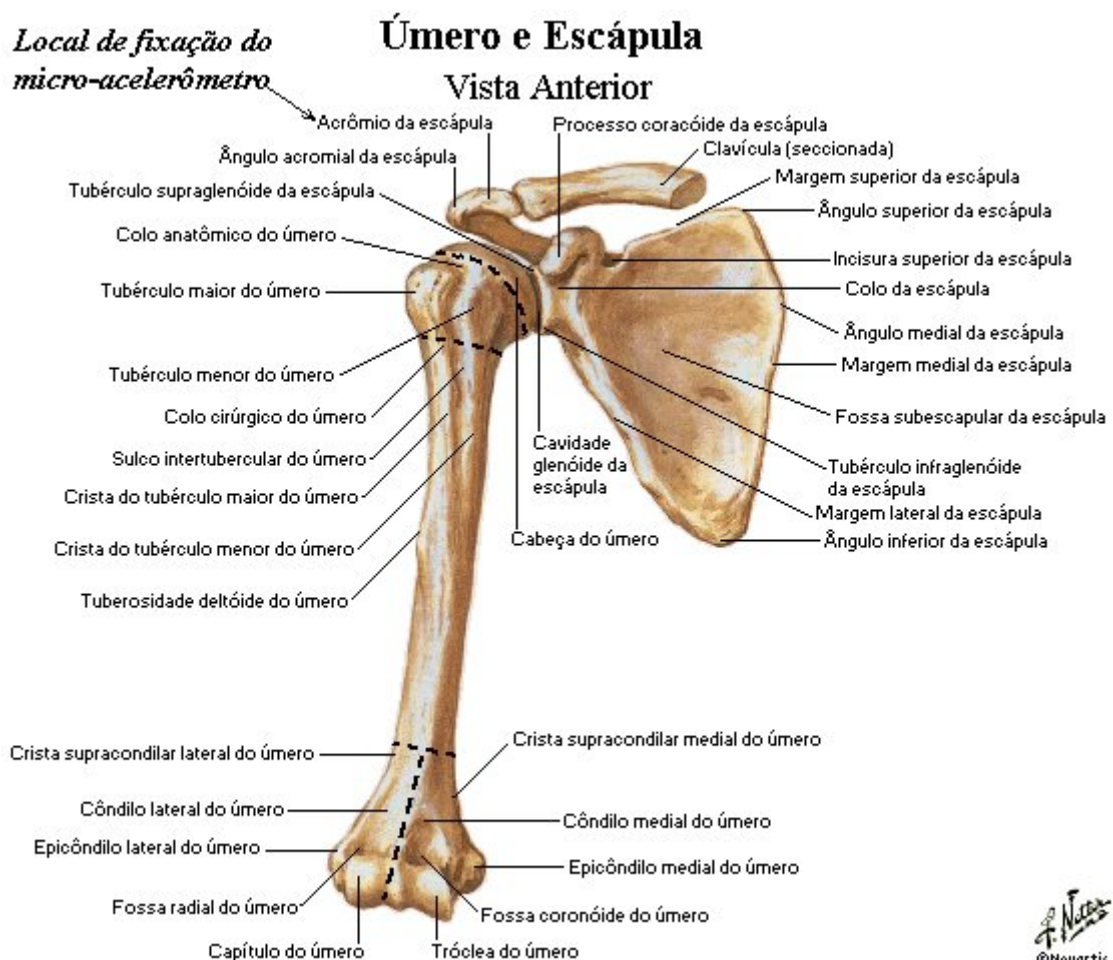


Figura 2.1 – Detalhe da localização do acrômio da escápula. Fonte: Netter, 1999.

Da mesma maneira que a região do acrômio da escápula foi escolhida por ser rígida, escolheu-se a região pélvica e a espinha íliaca ântero-superior. Não se pode dizer que é uma região de pouca camada adiposa para a maioria dos indivíduos, porém é de fácil localização. Um detalhe desta localização é mostrado na Figura 2.2.

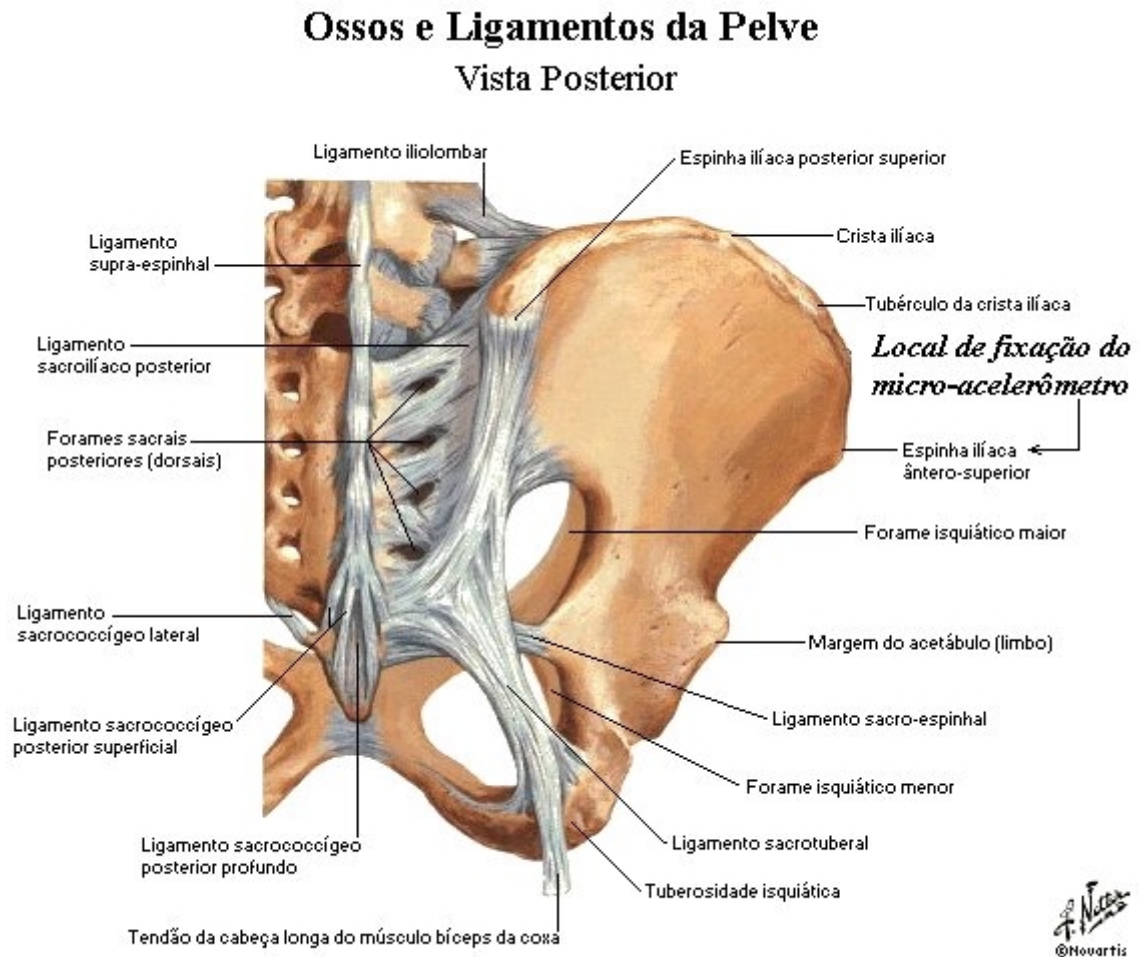


Figura 2.2 – Detalhe da localização da espinha íliaca ântero-superior. Fonte: Netter, 1999.

3 EPIDEMIOLOGIA DA EXPOSIÇÃO HUMANA À VIBRAÇÃO

Neste capítulo serão apresentados alguns estudos desenvolvidos por pesquisadores da área de epidemiologia ocupacional.

Doenças ocupacionais devido à exposição à vibração de operadores de máquinas e veículos têm sido suspeitas de ser a causa de lesões. Há uma evidência epidemiológica de que exposição ocupacional à Vibração de Corpo Inteiro (*WBV – Whole Body Vibration*) é associada com o aumento do risco de: dores na região lombar (*LBP – Low Back Pain*), dores ciáticas e degenerações no sistema da coluna. No entanto, não há dados suficientes para que se possa fazer uma associação de causa e efeito entre a exposição à Vibração de Corpo Inteiro (*WBV – Whole Body Vibration*) e desordens provenientes de dores na região lombar.

Wassermann (1987), lista alguns dos fatores epidemiológicos os quais são desencadeados quando o indivíduo é exposto à vibração:

- a) Efeitos no sistema cardiovascular;
- b) Efeitos cardiopulmonares;
- c) Efeitos metabólicos e endocrinológicos;
- d) Efeitos no sistema nervoso central;
- e) Efeitos no sistema gastrointestinal.

Os efeitos da vibração estão diretamente relacionados à faixa de frequência envolvida, bem como, a magnitude da excitação, variabilidade individual, tempo de exposição, entre outras variáveis ambientais.

Magnusson *et al.* (1998), desenvolveram um protocolo para estudos epidemiológicos de WBV (Whole-Body Vibration) e desordens musculares de LBP (Low Back Pain). Em relação aos efeitos na saúde, uma ênfase especial foi enfocada em problemas músculo-esqueléticos. São abordados problemas como LBP (Low Back Pain), dores no pescoço e nos ombros, por serem problemas frequentemente reportados por motoristas. O questionário, além de tratar dos fatores antropométricos, *status* social e nível educacional, trata de questões detalhadas sobre os sintomas, evolução do agravamento, dores severas, incapacidade e histórico de dor. Problemas como presença de hérnia cervical ou hérnia nos discos lombares são documentados através de exames radiológicos. Segundo os autores, este questionário será o mais completo protocolo para ser utilizado em multi-centros de estudos.

| | |
|--|---|
| <p>I – Avaliação da exposição à vibração</p> <p>Gravação de dados (assento, piso)</p> <p>Método de medições</p> <ul style="list-style-type: none"> • Intensidade • Freqüência • Direção • Duração <p>Condições</p> <ul style="list-style-type: none"> • Tipo de pista • Velocidade • Veículo • Assento-suspensão <p>Tempo de exposição</p> <ul style="list-style-type: none"> • Horas/semana • Semanas/mês • Meses/ano • Número de anos | <p>III – Avaliação dos efeitos sobre a saúde</p> <p>Problemas músculo-esqueléticos</p> <ul style="list-style-type: none"> • Dor no pescoço • Dores nos ombros • LBP • Hérnia de disco • Evolução do agravamento • Trauma • Avaliação da dor • Avaliação de incapacidade • Outras desordens |
| <p>II – Fatores Contribuintes</p> <p>Postura</p> <ul style="list-style-type: none"> • tempo sentado/ em pé, postura desajeitada • postura sem suporte • assento/encosto <p>Elevação de peso</p> <ul style="list-style-type: none"> • valores das cargas • freqüência <p>Histórico de dor nas costas</p> | <p>IV – Outros Fatores</p> <p>Fatores secundários</p> <ul style="list-style-type: none"> • Antropometria • <i>status</i> social • nível educacional <p>Fatores do estilo de vida</p> <ul style="list-style-type: none"> • Fumante • Consumo alcóolico • Hábito de exercícios <p>Fatores Psicossociais</p> |

Tabela 3.1 - protocolo para estudos epidemiológicos de WBV (Whole-Body Vibration) e desordens musculares de LBP (Low Back Pain). Fonte: Magnusson et al. (1998).

Miyamoto *et al.* (2000) realizaram um estudo epidemiológico de dores lombares (LBP - Low Back Pain) ocupacionais em motoristas de caminhões. Através de um questionário com 92 itens, entrevistaram 153 motoristas, sendo 148 homens e 5 mulheres com idade média de 41,6 anos. Setenta e sete participantes, ou seja, 53,9% de 153 motoristas, apresentaram sintomas de LBP no último mês antes das avaliações. Destes 77 entrevistados, 47 tiveram dores suaves, 11 tiveram dores moderadas, não necessitando descansar, 4 com dores moderadas necessitando descanso, 1 teve dores severas e 14 não responderam ao questionário (Gráfico 3.1).

Neste estudo, 52,9% dos motoristas apontaram LBP (Low Back Pain) como causa do trabalho. Exames radiográficos de 26 motoristas demonstraram estreitamento no espaço intervertebral em 19,2% dos motoristas, osteofitos em 57,7% e osteoartrite (doença articular degenerativa) em 19,2%.

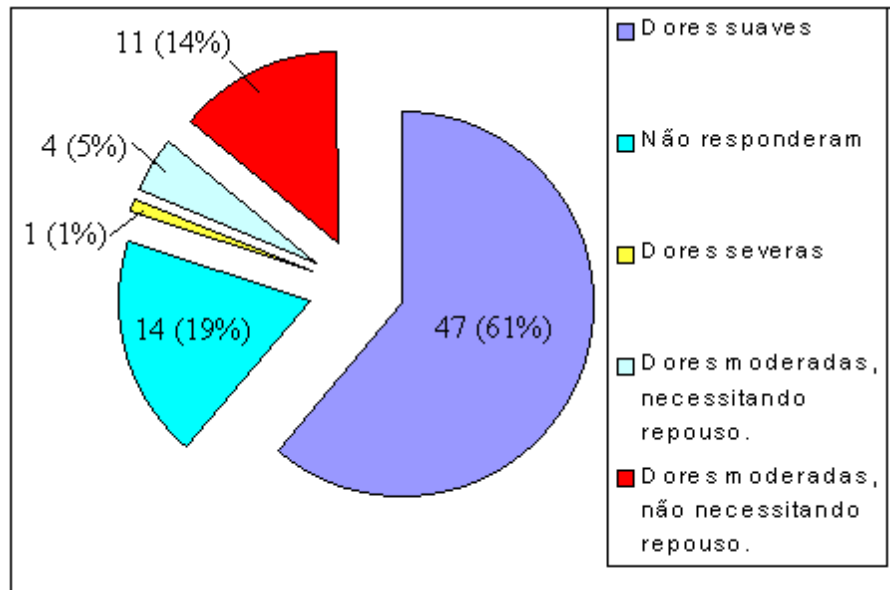


Gráfico 3.1 – Resultado do questionário sobre estudo epidemiológico de LBP ocupacional. Fonte: Miyamoto et al. (2000).

Exames fisiológicos demonstraram movimento restrito da espinha e ou dor ao movimentarem-se em 53,8%, e exames neurológicos demonstraram anormalidade na intensidade do reflexo do tendão em 19,2% dos indivíduos.

Uma pesquisa foi encomendada no período de julho de 2002, pelo Instituto Nacional de Prevenção às LER/DORT, ao Instituto de pesquisas Data Folha, no qual 1072 trabalhadores paulistanos foram entrevistados. O objetivo dessa investigação foi identificar condições de trabalho e sintomas que poderiam indicar a possibilidade de existência ou riscos de desenvolvimento de Lesões por Esforços Repetitivos (LER) ou Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho (DORT).

As perguntas eram objetivas a vida no trabalho:

- ◆ atividades desempenhadas
- ◆ carga horária;
- ◆ realização de horas extras;
- ◆ existência de pausas e tempo para refeição;
- ◆ relacionamento com chefes e colegas de trabalho;
- ◆ pressões no cotidiano;
- ◆ existência de riscos de acidentes.

Esses trabalhadores também foram indagados sobre aspectos de sua saúde, tais como presença de dores freqüentes, dormências ou formigamentos e edemas, e alguns outros sintomas. Das pessoas questionadas, 84% possuía algum dos sintomas investigados (Gráfico 3.2).

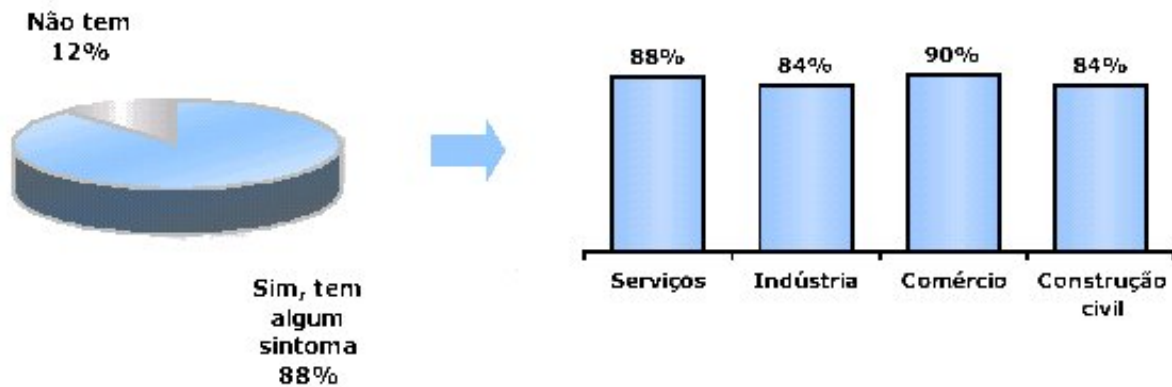


Gráfico 3.2 – Das 1072 pessoas questionadas, 84% possuía algum sintoma. Fonte: Instituto Nacional de Prevenção às LER/DORT, 2001.

Dentre todos os tópicos abordados, a pesquisa demonstrou que há uma fração de trabalhadores expostos à vibração, independentemente da área de trabalho (Gráfico 3.3).



Gráfico 3.3 – Resultado da pesquisa em relação a exposição a vibração. Fonte: Instituto Nacional de Prevenção às LER/DORT, 2001.

Bovenzi e Husholf (2002) aplicaram um questionário padrão para operadores de máquinas pesadas, devido à ocorrência de vários tipos de LBP. O questionário foi realizado com um grupo de 219 operadores de máquinas portuárias expostos à WBV e à carga postural, e em outro grupo de 85 operários de manutenção. O grupo de operadores de máquinas portuárias incluía:

- 85 motoristas das esteiras;
- 88 motoristas de caminhão guindaste;
- 46 operadores de guindaste.

Para determinar o valor total das acelerações nas três direções (X, Y e Z), os autores utilizaram a fórmula recomendada pela ISO 2631-1. Esta fórmula determina o valor total da vibração da aceleração do r.m.s. compensadas nos três eixos de medição para indivíduos na posição sentados.

$$a_T = [(1,4 \cdot a_{wx})^2 + (1,4 \cdot a_{wy})^2 + (1 \cdot a_{wz})^2]^{1/2} \quad (3.1)$$

Sendo:

a_T = aceleração total equivalente;

a_{wx} = aceleração compensada na direção X;

a_{wy} = aceleração compensada na direção Y;

a_{wz} = aceleração compensada na direção Z;

Os pesos atribuídos às compensações das acelerações conforme a direção de medição, podem ser verificados na Tabela 2.1. Abaixo são listados os valores do vetor soma da aceleração r.m.s. da vibração, medida no assento de máquinas portuárias:

- Para caminhão guindaste, média de 0,9 m/s²;
- Para as esteiras, média de 0,48 m/s²;
- Para guindastes móveis, média de 0,53 m/s²
- Para guindastes aéreos, média de 0,22 m/s²

Nos 12 meses de acompanhamento os sintomas de dores nas costas foram significativamente maiores nos motoristas de caminhão guindaste do que nos controladores e nos outros dois grupos operadores de máquinas portuárias. O predomínio de dores nas costas aumentava com o aumento da exposição a WBV (Whole-Body Vibration). Os autores observaram um risco excessivo de hérnia de disco lombar nos operadores de máquinas portuárias com prolongada experiência de condução. Em ambos, controladores e operadores de máquinas portuárias, dores nas costas estavam fortemente associadas à carga postural, avaliados em termos de frequência e/ou duração de posturas desajeitadas no ambiente de trabalho.

4 TRABALHOS SOBRE MEDIÇÃO E AVALIAÇÃO DA EXPOSIÇÃO À VIBRAÇÃO DO CORPO HUMANO

Neste capítulo serão abordados alguns estudos desenvolvidos por pesquisadores, os quais contribuíram significativamente para a ciência. Os trabalhos aqui apresentados têm como tópico as medições da transmissibilidade e a avaliação da exposição do corpo humano à vibração.

Dickmann (1957), *apud* Wasserman (1987), apresenta a transmissibilidade vertical da vibração para várias partes do corpo de um indivíduo na posição sentado. As excitações foram geradas por meio de uma mesa vibratória. O autor concluiu que a ressonância do corpo humano ocorre na faixa de 4 à 8 Hz e para a cabeça e ombros na zona próxima à 30 Hz.

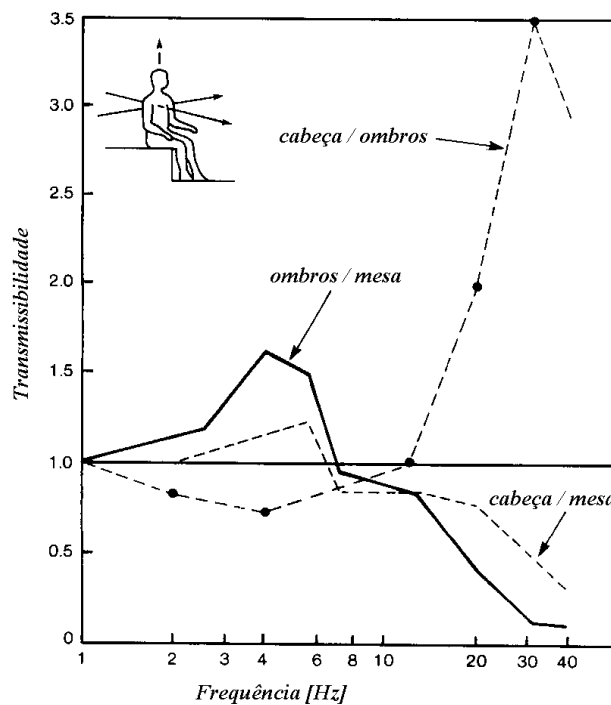


Figura 4.1 – Estudo da transmissibilidade para várias partes do corpo humano.
Fonte: Wasserman, 1987.

Panjabi et al. (1986) realizaram medições “in vivo” da resposta da vértebra lombar e sacrum de cinco voluntários com uma média de 32 anos de idade, que foram submetidos a uma vibração vertical sinusoidal na posição sentado. Para este experimento utilizaram duas amplitudes de aceleração, 1 m/s^2 e 3 m/s^2 , com frequências na faixa de 2 a 15 Hz. Na Figura 4.2 mostra-se o esquema do experimento realizado. Inseriram através de meio cirúrgico um

transdutor entre as vértebras lombares. No transdutor foram fixados três acelerômetros uni-axiais Endveco modelo 7265.

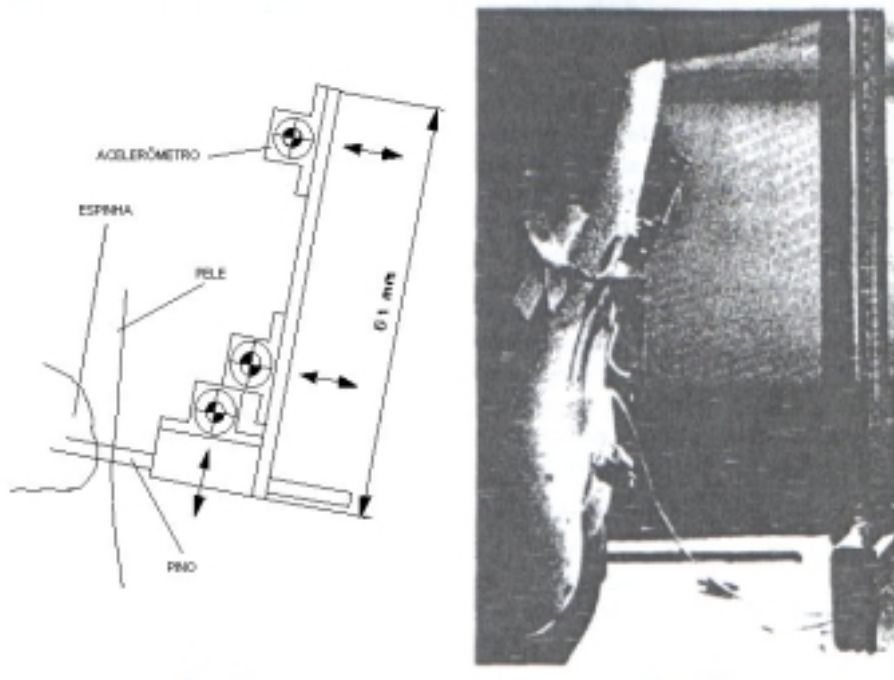


Figura 4.2 - Detalhe do experimento realizado por Panjabi et al. (1986).
Fonte: Panjabi et al. (1986).

A Figura 4.3 mostra o comportamento da transmissibilidade entre a coluna e o assento na direção vertical e horizontal. Através destes resultados os autores concluíram que a transmissibilidade é maior na faixa de 4 à 5 Hz, e que é exatamente nesta faixa de frequência que muitos veículos trabalham.

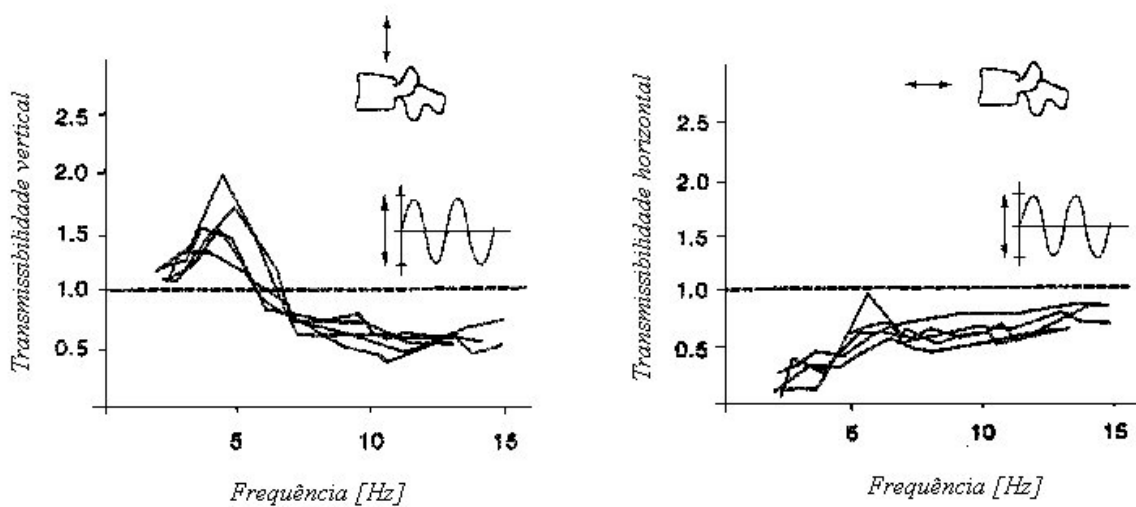


Figura 4.3 – Transmissibilidade entre a coluna e o assento.
Fonte: Panjabi et al. (1986).

Pope *et al.* (1986) estudaram o comportamento da transmissibilidade da vibração entre a base do banco e a coluna humana. Neste experimento uma mulher (31 anos de idade, 65kg e altura de 1,73 metros), após ser anestesiada, foi inserido em sua vértebra L3 um eixo de 2,4 mm de diâmetro. Na extremidade deste eixo foi fixado um acelerômetro uni-axial, conforme Figura 4.4(a). Esta pessoa foi exposta a uma vibração vertical de magnitude de duas vezes a aceleração da gravidade, nas frequências de 2, 4, 5 e 7Hz. Foram obtidos resultados para duas posturas diferentes, ereto e relaxado. Conforme a Figura 4.4 (b), os autores concluíram que tanto para a posição ereta e relaxada a maior magnitude da transmissibilidade ocorreu na faixa de 4 Hz.

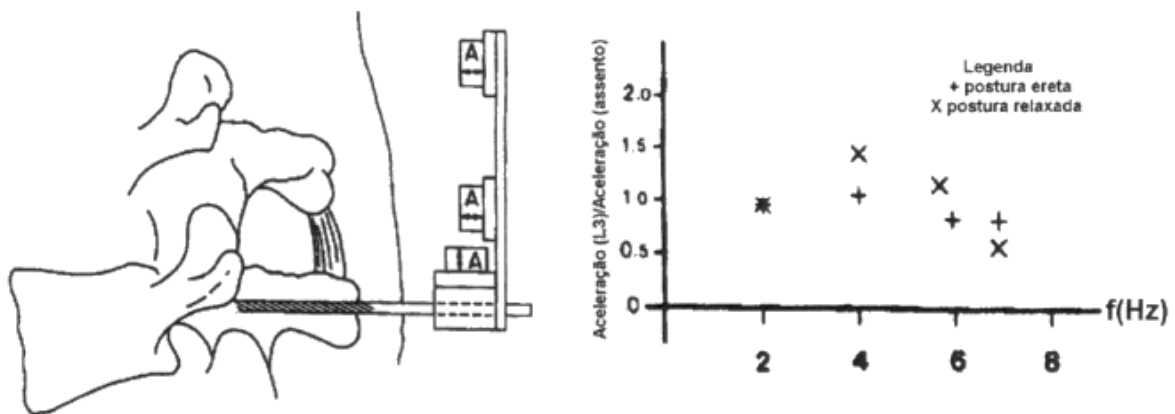


Figura 4.4 – (a) Localização do eixo. (b) Transmissibilidade entre a vértebra L3 e o assento. Fonte: Pope *et al.*, 1986.

Pope *et al.* (1987), em seus estudos, fazem uma referência a Wilder *et al.* (1982) e a Pope *et al.* (1980), os quais descobriram que muitos veículos vibravam em uma frequência fundamental a qual era a mesma frequência natural do corpo humano, excedendo assim a ISO 2631 (1978). Os autores (Pope *et al.*, 1987), através de um aparato desenvolvido em seus estudos, o qual fora anteriormente descrito por Panjabi *et al.* (1984), analisaram a resposta da coluna vertebral a impactos senoidais. O aparato consiste em uma plataforma suspensa por molas e um pêndulo para liberar energia de impacto. Frequências de 2 à 30 Hz foram analisadas. Dois acelerômetros Endevco modelo 7265-10 foram fixados um no assento e outro na pessoa, através de um “bit-bar” para medir a transmissão da aceleração. Neste estudo chegaram à conclusão de que cada vez mais pessoas jovens expostas à vibração sofriam de LBP (Low Back Pain).

Griffin e Paddan (*apud* Griffin, 1990) desenvolveram um aparato chamado de “bit-bar” para medir a transmissibilidade entre a cabeça e o assento (conforme Figura 4.5). O “bit-bar” não deve pesar mais do que 350 gramas, para que não ocasione grandes erros de medição, e é suportado pelo maxilar possuindo seis acelerômetros fixados nos eixos.

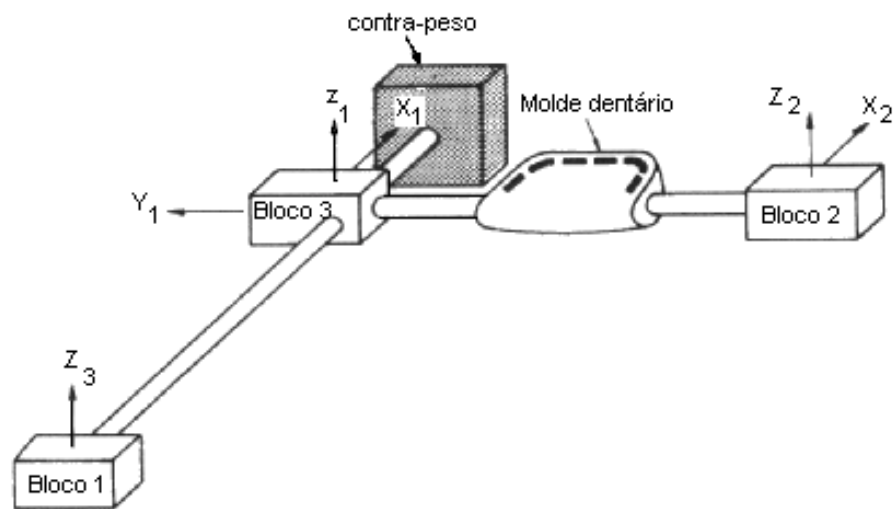


Figura 4.5 - Aparato desenvolvido Griffin e Paddan (1988), utilizado para medir a transmissibilidade entre a cabeça e o assento.

Fonte: Paddan e Griffin, 1988 (apud Griffin, 1990).

Mansfield e Griffin (2000) estudaram a não-linearidade da massa aparente e a transmissibilidade durante a exposição do corpo humano à vibração vertical. Doze pessoas foram expostas a magnitudes de 0,25 a 2,5 $\text{m/s}^2_{\text{r.m.s.}}$ na faixa de frequência de 0,2 até 20Hz. A transmissibilidade e a massa aparente foram determinadas através de medições entre o assento e outros pontos na superfície do corpo: na parte superior e inferior da parede abdominal, na vértebra L3, na espinha ilíaca posterior e crista ilíaca (Figura 4.6).

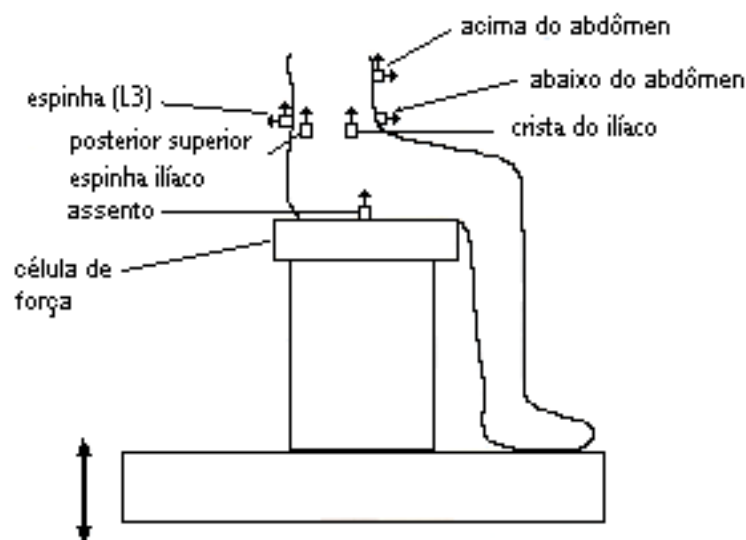


Figura 4.6 – Locais de medida no abdômen

Fonte: Mansfield e Griffin, 2000.

Foram encontradas reduções significativas na frequência de ressonância para transmissibilidade e para massa aparente na região do baixo abdômen com o aumento da magnitude da vibração. A frequência de ressonância apresentou uma redução de 5,4Hz para 4,2 Hz à medida que a magnitude aumentava de 0,25 para 2,5 $\text{m/s}^2_{\text{r.m.s.}}$. A espinha lombar e a pélvis apresentaram ressonância na frequência de 4Hz e na faixa de 8 à 10Hz. Quando exposto à vibração vertical, o corpo humano mostra uma não-linearidade apreciável em suas respostas biodinâmicas.

Matsumoto e Griffin (1998) realizaram experimentos com 8 voluntários do sexo masculino, com idade entre 22 e 33 anos. A escala de altura e peso era de 1,66-1,81m e 63-83 kg respectivamente. O método experimental consistia em submeter os indivíduos, sob uma “postura sentado normal”, a uma vibração vertical através de um vibrador eletrohidráulico. O sinal aleatório era gerado por um computador numa escala de 0,5 à 20 Hz, a uma magnitude de $1\text{m/s}^2_{\text{r.m.s.}}$. O movimento do corpo humano foi medido em 8 pontos: na cabeça, na pélvis e em seis pontos ao longo da coluna vertebral (primeira, quinta, décima vértebra torácica e na primeira, terceira e quinta vértebra lombar: T1, T5, T10, L1, L3, L5). O movimento da cabeça foi medido com um “bit-bar”. Não foi utilizado apoio para os pés, eles simplesmente “balançavam livremente”. Os movimentos das vértebras e da pélvis foram obtidos através de acelerômetros fixados na superfície do corpo, conforme Figura 4.7.

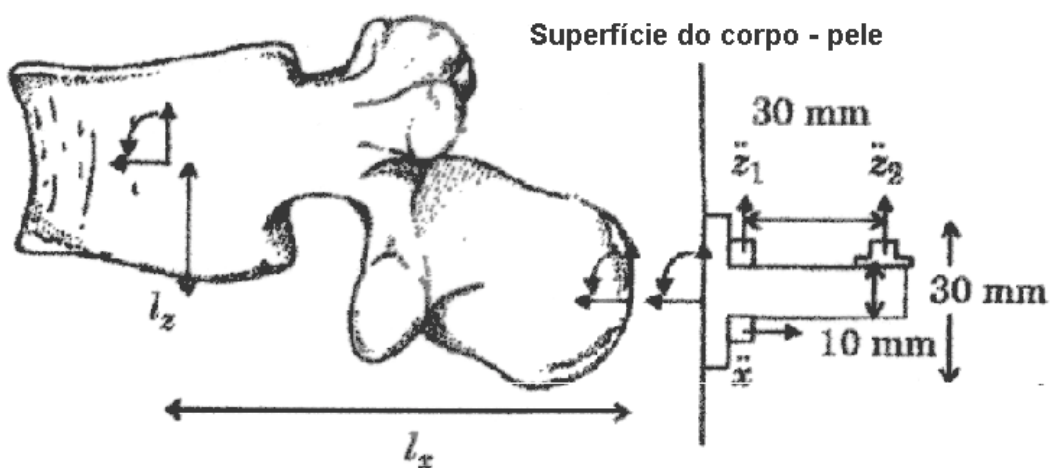


Figura 4.7 - Detalhes de fixação do micro-acelerômetro na pele do indivíduo.
Fonte: Matsumoto e Griffin, 1998.

Os principais picos de frequência na massa aparente dos oito indivíduos utilizados nos ensaios são demonstrados na Tabela 4.1.

| Indivíduo | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 |
|-----------------|------|------|------|------|------|------|------|------|
| Frequência [Hz] | 5,25 | 5,00 | 5,75 | 5,25 | 5,00 | 5,75 | 5,25 | 4,75 |

Tabela 4.1 - Principais picos de frequência nos 8 indivíduos.

A transmissibilidade máxima da espinha lombar foi encontrada exatamente na frequência de ressonância em seis dos oito indivíduos. A transmissibilidade vertical entre L5 e a pélvis de 7 indivíduos apresentaram outro pico entre 7 e 10 Hz, os quais apresentaram uma magnitude maior do que a encontrada na faixa de 5Hz, Figura 4.8.

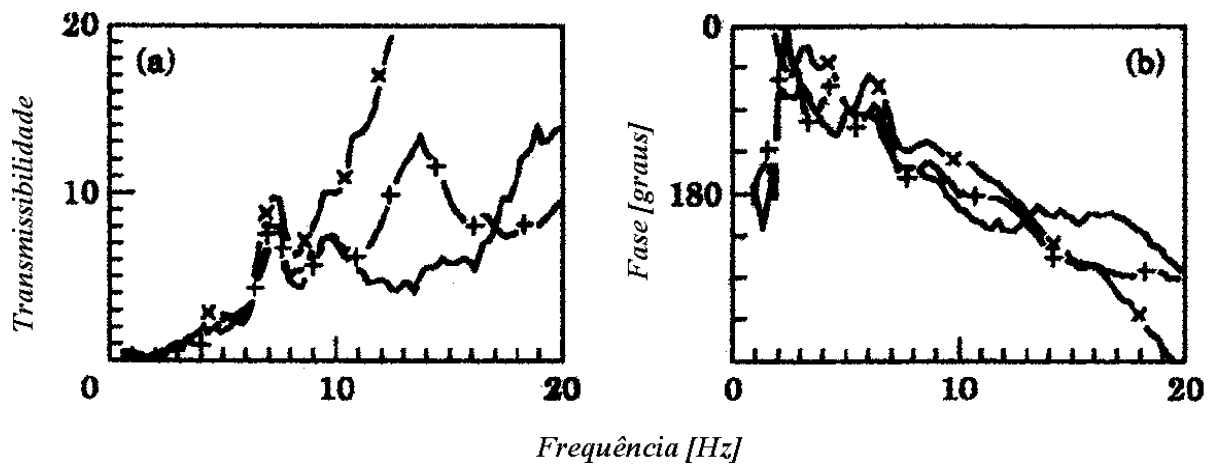


Figura 4.8 - Transmissibilidade entre L5 e a pélvis.
Fonte: Matsumoto e Griffin, 1998.

Balbinot (2001), realizou ensaios experimentais em diversos ônibus urbanos dirigidos por motoristas profissionais, que permitiram verificar as transmissibilidades médias, entre as quais, citam-se duas delas: entre o ombro do motorista e o piso do ônibus e entre o assento do motorista e o piso do ônibus.

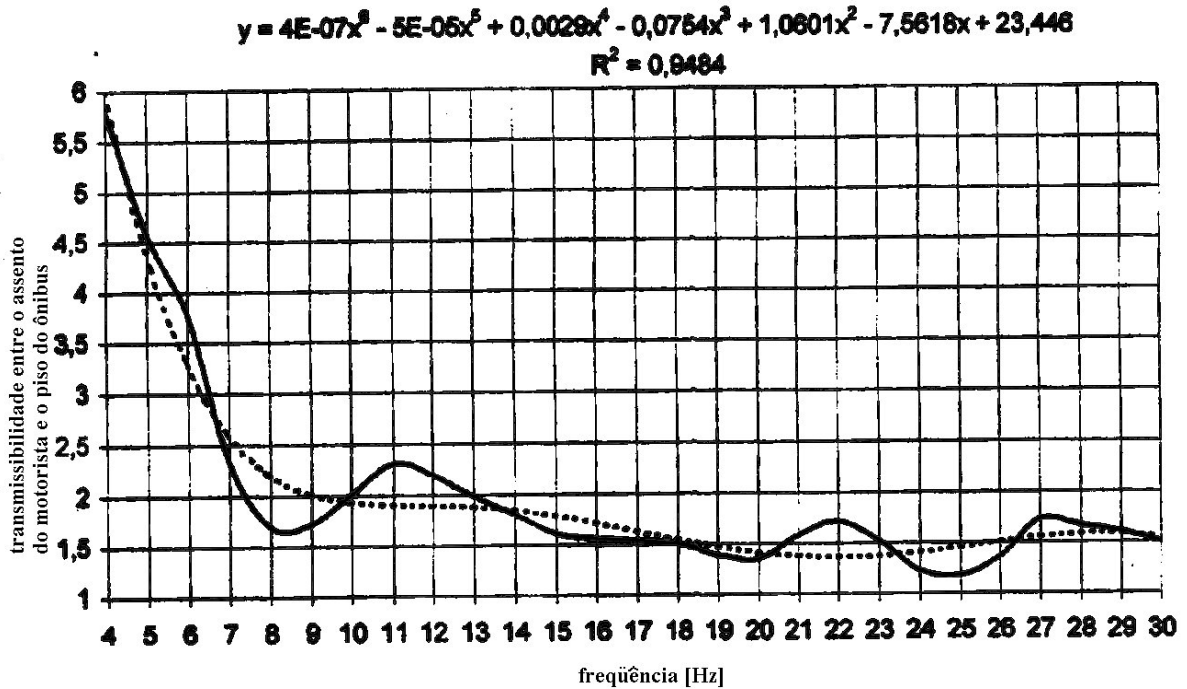


Gráfico 4.1 - Transmissibilidade média entre o assento do motorista e piso do ônibus.
Veículo: F196 – tipo de piso: asfalto. Fonte: Balbinot, 2001.

Em relação ao Gráfico 4.1, o autor concluiu que os assentos dos veículos estudados não atenuam as vibrações nas faixas de frequência de 4 a 8 Hz. Como a frequência de ressonância da coluna humana responde exatamente nesta faixa, os profissionais estavam expostos a índices excessivos de vibração.

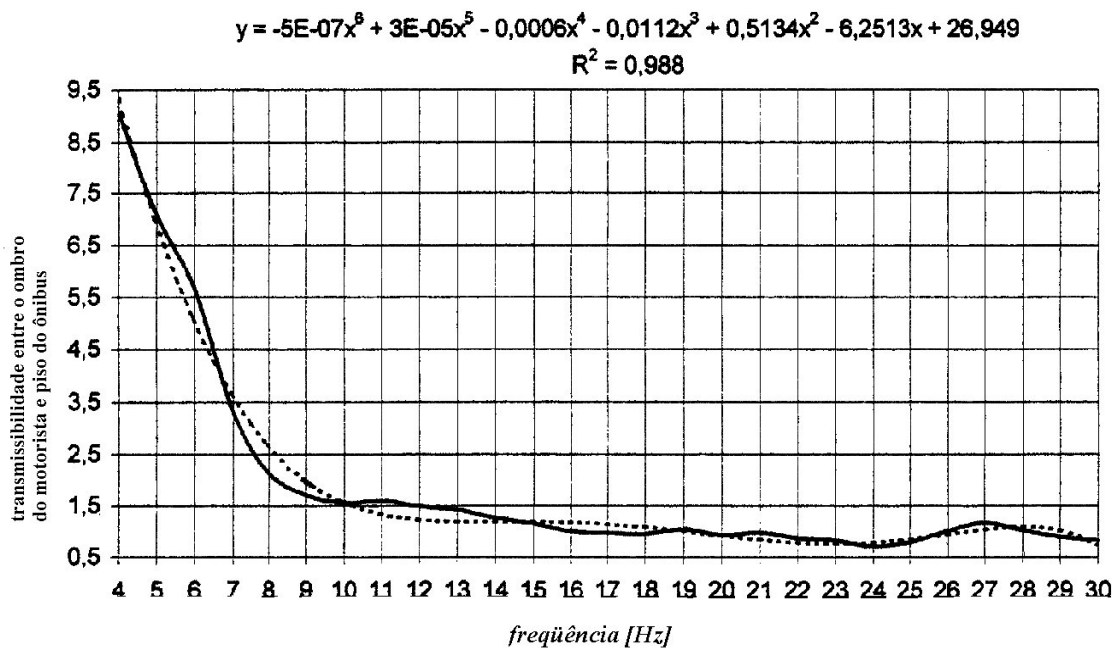


Gráfico 4.2 - Transmissibilidade média entre o ombro do motorista e piso do ônibus.
Veículo: F196 – Tipo de piso: asfalto. Fonte: Balbinot (2001).

Para o Gráfico 4.2, concluiu que em todos os veículos estudados, os indivíduos apresentavam maior transmissibilidade entre o ombro e o piso do ônibus na faixa de frequência de 4 Hz a 10 Hz.

5 INTRODUÇÃO AOS TIPOS DE MODELOS DESENVOLVIDOS

O desenvolvimento de um modelo para o corpo humano é muito complexo, devido à dificuldade em identificar as propriedades dissipativas e regenerativas deste. Sabe-se que as propriedades biomecânicas da espinha, tórax e membros superiores não são totalmente conhecidas (Griffin, 1990).

Harless (1860) e Dempster (1955), *apud* Chaffin (1999), estudaram 5 e 8 cadáveres respectivamente. As médias das densidades dos segmentos do corpo humano, obtidos nesses estudos, são apresentadas na Tabela 5.1.

| Segmento | Harless 1860 (a) [g/cm ³] | Dempster 1955 (b) [g/cm ³] |
|------------------|--|---|
| Cabeça e pescoço | 1,11 | 1,11 |
| Tronco | - | 1,03 |
| Braço | 1,08 | 1,07 |
| Antebraço | 1,10 | 1,13 |
| Mão | 1,11 | 1,16 |
| Coxas | 1,07 | 1,05 |
| Pernas | 1,10 | 1,09 |
| Pés | 1,09 | 1,10 |

Tabela 5.1 - Densidade dos segmentos do corpo humano baseados em estudos em cadáveres.
(a) baseado na dissecação de 5 cadáveres.
(b) baseado na dissecação de 8 cadáveres

Baseando-se em dados antropométricos (Chaffin 1990), a proporção para cada segmento de massa do corpo humano é apresentada na Tabela 5.2.

| Percentual dos segmentos grupados em relação à massa total do corpo | | Percentual dos segmentos individualizados em relação à massa dos Segmentos | |
|---|--------|--|--------|
| Cabeça e pescoço | 8,4 % | Cabeça | 73,8 % |
| | | Pescoço | 26,2 % |
| Torso | 50,0 % | Tórax | 49,8 % |
| | | Lombar | 29,4 % |
| | | Pélvis | 26,8% |
| Braço completo | 5,1 % | Braço | 54,9 % |
| | | Antebraço | 33,3 % |
| | | Mão | 11,8 % |
| Perna completa | 15,7 % | Coxa | 63,7 % |
| | | Shank | 27,4 % |
| | | Pés | 8,9 % |

Tabela 5.2 – Proporção dos segmentos de massa em percentual para o corpo humano. Fonte: Chaffin, 1990.

Coermann (1962) desenvolveu um sistema de um grau de liberdade formado por massa-mola-amortecedor, e a resposta deste modelo foi comparada com a transmissibilidade medida entre o assento e a cabeça. A comparação foi realizada para diversas posições, conforme Figura 5.1.

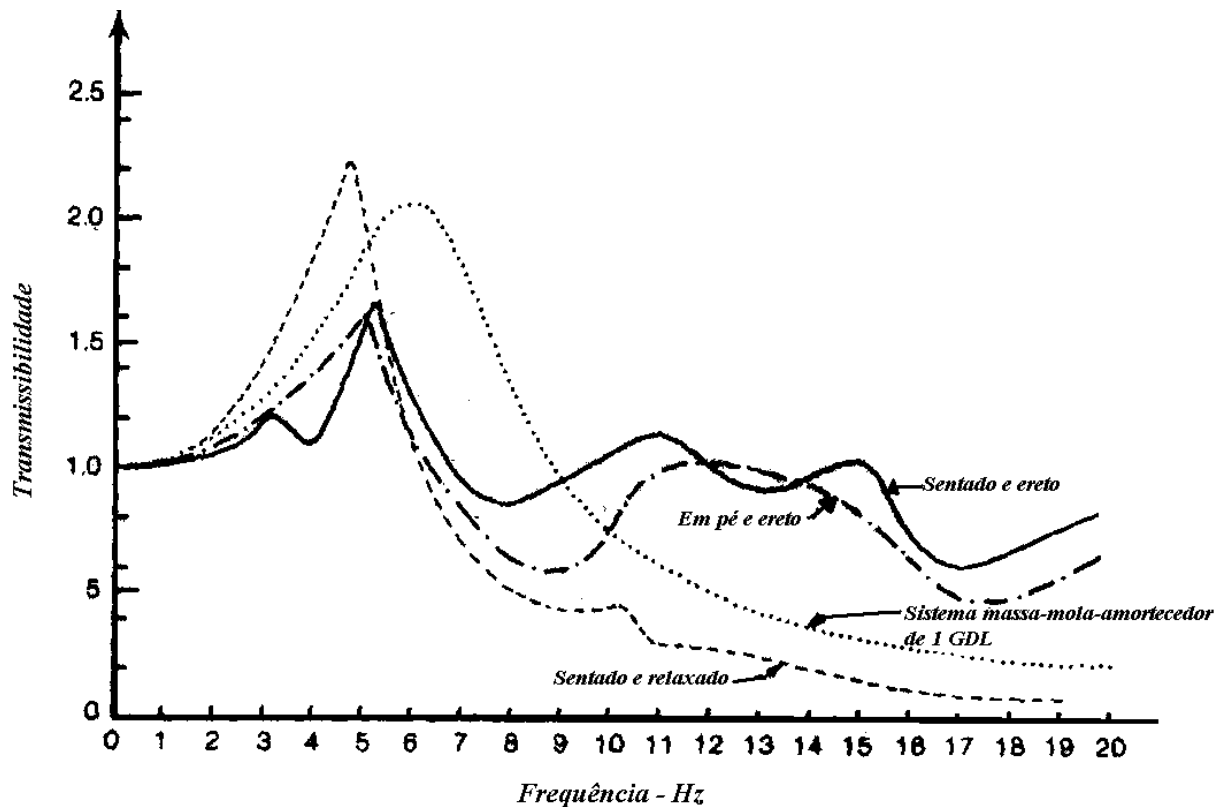


Figura 5.1 - Comparação da transmissibilidade medida com a transmissibilidade de um modelo de 1 GDL. Fonte: Coermann (1962)

Kazarian (1972) *apud* Boiléau e Rackeja (1998), identificou uma escala para os valores de rigidez para a espinha lombar (100-300kN/m) e para a espinha torácica (150-200kN/m) através de estudos realizados em cadáveres. Cabe ressaltar que estudos realizados em cadáveres não representam com veracidade as propriedades biomecânicas de um indivíduo vivo, mesmo por mais recente que tenha sido o óbito, pois após a morte as características físicas, dinâmicas e propriedades em geral sofrem alterações imediatas.

Mertens (1978) *apud* Boiléau e Rackeja (1998) propôs uma escala de amortecimento na faixa de 500-4000 Ns/m para modelos representativos ao corpo humano. Na Tabela 5.3, proposta por Mertens (1978), apresentam-se os limites das constantes de rigidez e de amortecimento para o corpo humano.

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

Tabela 5.3 - Limites das constantes de rigidez e de amortecimento para o corpo humano.
Fonte: Boiléu (1998).

A ISO 7962:1987 apresenta um modelo representativo do comportamento da transmissibilidade entre o assento e a cabeça ao longo do eixo Z. Para o desenvolvimento deste modelo foram utilizadas informações experimentais derivadas de 50 pessoas com uma média de 75 kg de massa corpórea. A excitação de entrada era sinusoidal com amplitude na escala de 2 à 4 m/s²r.m.s. Os valores são relativos à posição sentada e ereta, e à postura em pé. Na posição sentado, os pés foram apoiados na base, movendo-se em fase com o assento, enquanto em outras aquisições balançavam livremente. Na posição em pé, os joelhos foram restringidos para evitar erros durante as aquisições. A superfície de apoio da estrutura era rígida e plana. Nos experimentos não foram utilizadas nenhuma estrutura externa ou qualquer tipo de apoio para as costas dos indivíduos. Na ISO 7962 não há descrição a que se referem as variáveis de massa m_2 , m_3 e m_4 . Por constar na tabela da Figura 5.2 sabe-se que m_1 refere-se à cabeça.

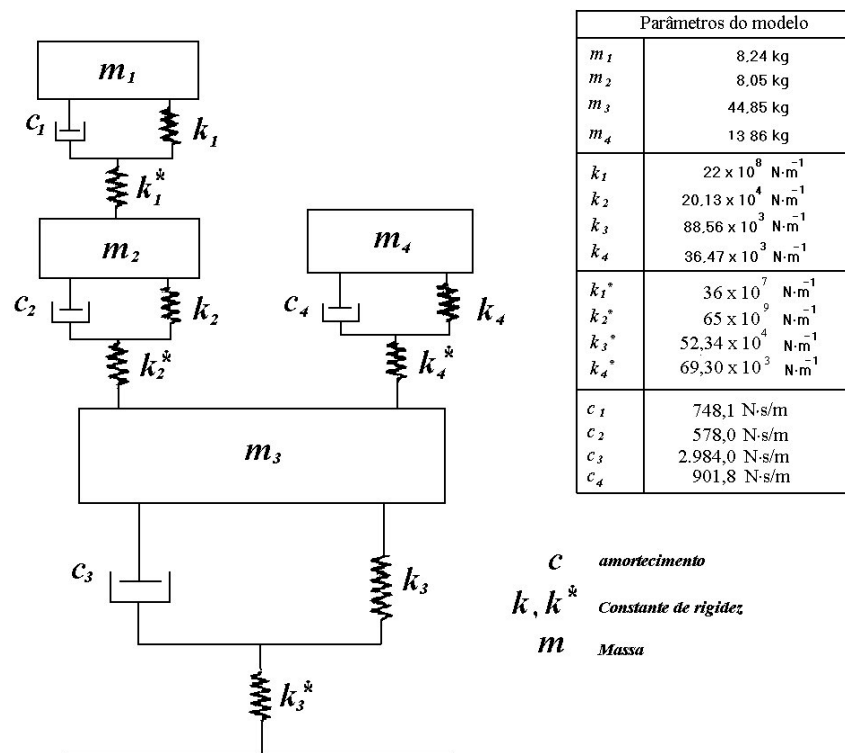


Figura 5.2 - Modelo proposto para a transmissibilidade ao longo do eixo Z para posições sentado e em pé. Fonte ISO:7962:1987.

Os dados experimentais apresentados conforme Figura 5.3, apresentam uma curva de transmissibilidade da vibração entre o assento e cabeça que representa tanto uma pessoa na posição sentada como na posição em pé ereta.

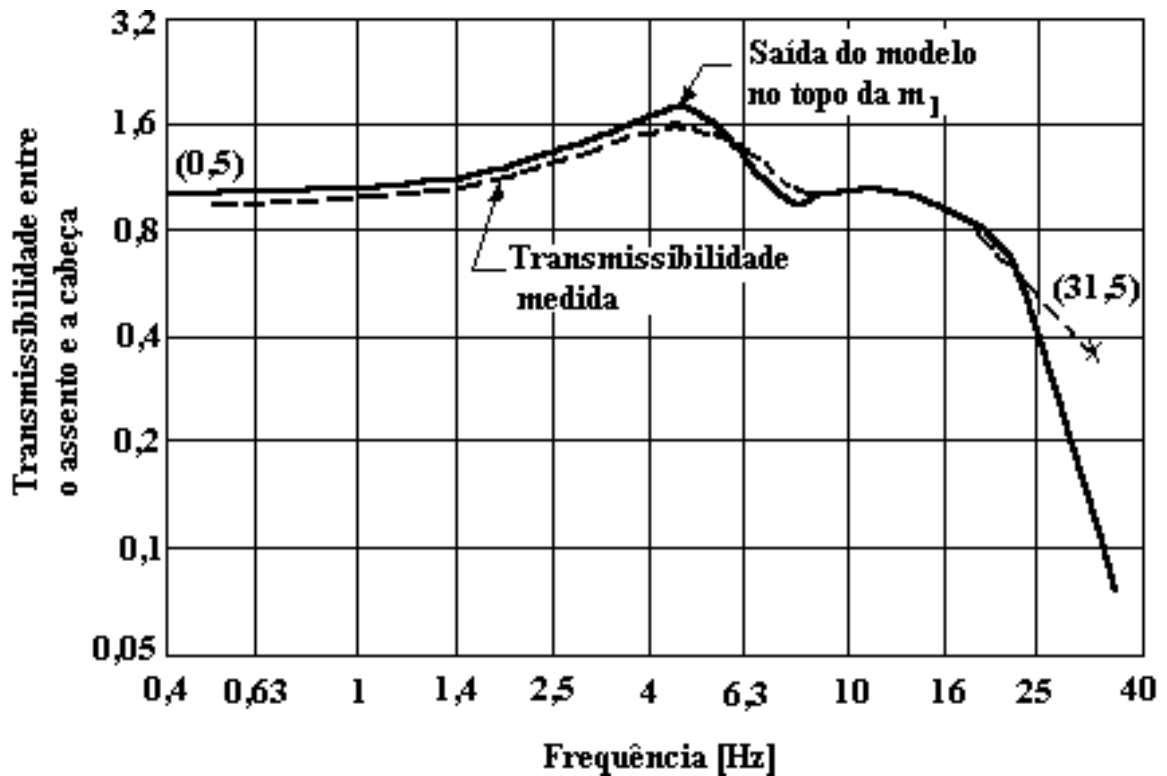


Figura 5.3 - Transmissibilidade típica de humanos na posição sentada e em pé. Fonte: ISO 7962:1987

Griffin (1990) apresenta um modelo desenvolvido por Fairley e Griffin (1989) para o estudo da impedância mecânica, conforme Figura 5.4. O modelo envolve duas massas:

- m_1 = é a massa do corpo movendo-se em relação a plataforma que suporta a pessoa
- m_2 = é a massa do corpo e das pernas que não se movem em relação à plataforma.

Quando m_1 e m_2 são somados obtém-se a massa total da pessoa.

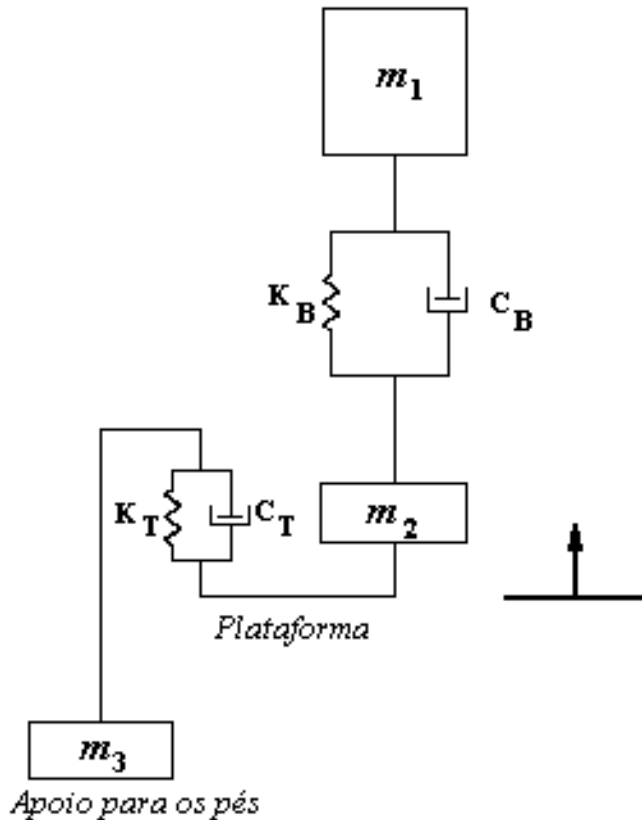


Figura 5.4 - Modelo desenvolvido por Fairley e Griffin (1989) para representar a impedância mecânica ao longo do eixo Z para um corpo sentado.

Fonte: Griffin (1990).

Segundo os autores, K_T e C_T são a mola e o amortecedor representativo das coxas quando em contato com o assento. Quando K_T e C_T estiverem em fase com o assento, estes devem ser desconsiderados.

Sessenta pessoas participaram na parte experimental, sendo 12 crianças, 24 homens e 24 mulheres. Estas pessoas foram expostas a uma aceleração de $1 \text{ m/s}^2_{\text{r.m.s}}$ de vibração vertical aleatória (0,5 – 20Hz).

Tewari e Prasad (1999), propuseram um modelo analítico de três graus de liberdade para descrever o sistema assento-suspensão para tratores indianos, e que respondesse à transmissibilidade entre o assento e a cabeça, Figura 5.5. As respostas características do modelo foram determinadas através da utilização da técnica de simulação computadorizada. O modelo de três graus de liberdade foi comparado com valores obtidos de modelos de um, dois graus de liberdade e com os resultados experimentais. Os autores concluíram que o modelo de três graus de liberdade era o que melhor representava os valores obtidos experimentalmente (Gráfico 5.1).

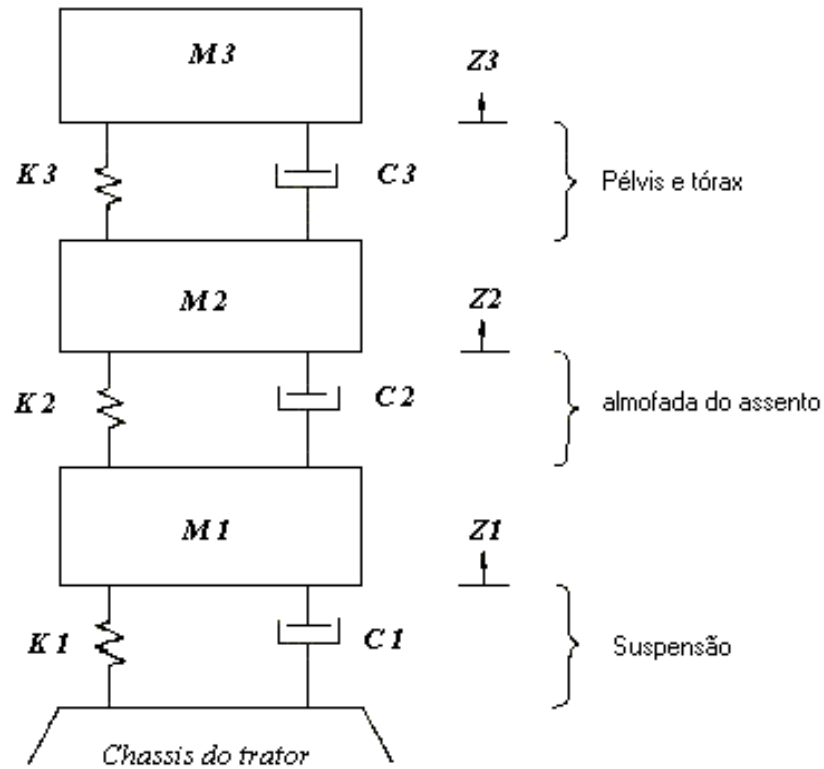


Figura 5.5 - Modelo mecânico de 3GDL com espuma e operador representado por sistema de massa-mola-amortecedor. Fonte: Tewari e Prasad (1999)

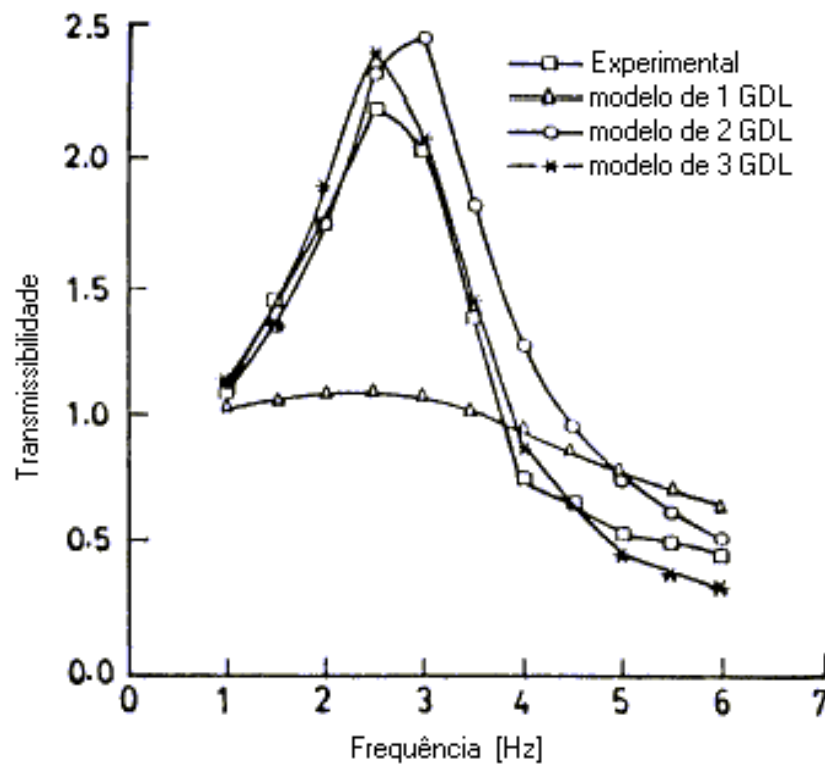


Gráfico 5.1 - Comparação da transmissibilidade entre modelos analíticos e experimental do assento-suspensão. Fonte Tewari e Prasad (1999)

Analisando-se o Gráfico 5.2, verifica-se que, quando a massa da pessoa for maior, haverá uma redução na frequência onde a transmissibilidade for máxima. Sendo assim, os autores concluíram que a massa compartilhada com o assento é linearmente relacionada com a massa total do sujeito, e influencia no conforto do transporte.

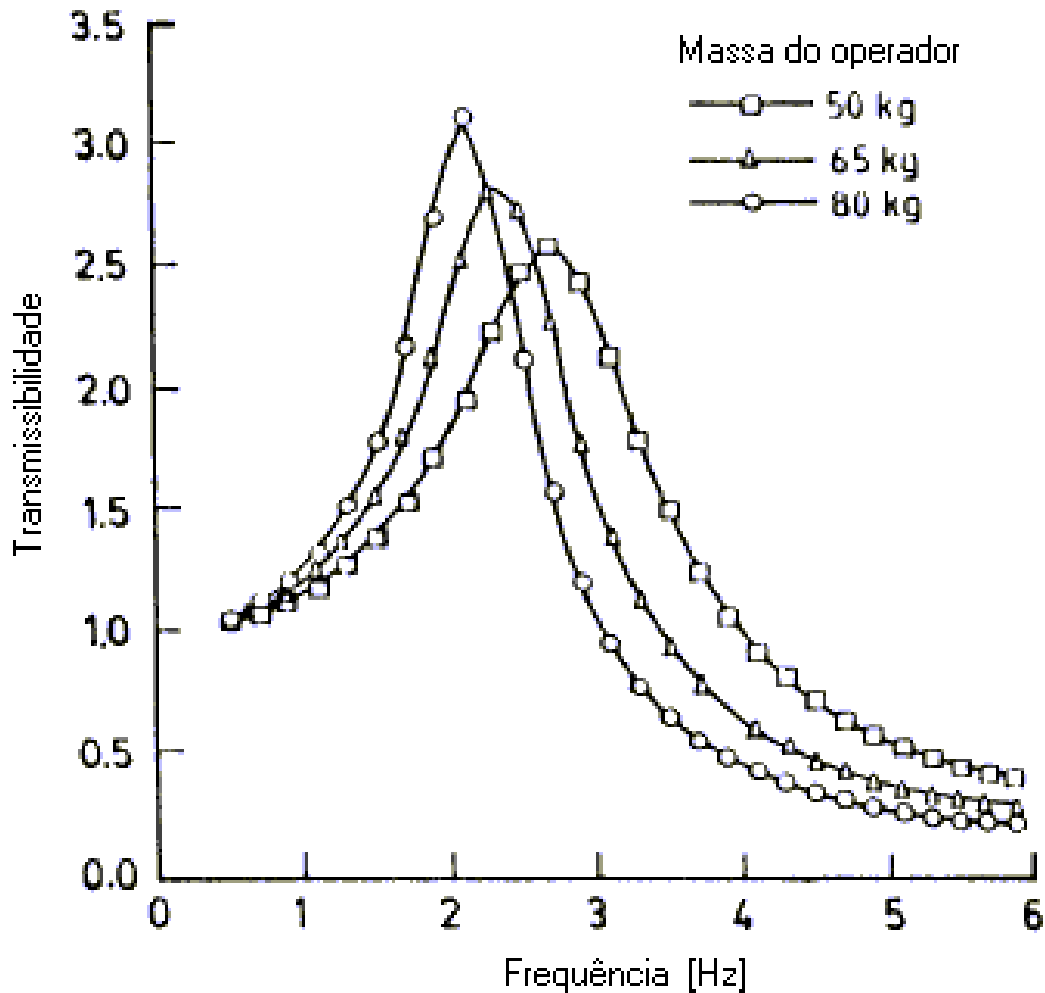


Gráfico 5.2 - Efeito da constante de amortecimento na transmissibilidade da suspensão. Fonte: Tewari e Prasad (1999)

Boiléau e Rakheja (1998), mediram a impedância mecânica na direção vertical em motoristas de veículos, numa escala de frequência de 0,625 até 10 Hz, com amplitudes de excitação na faixa de 1 a 2 $m/s^2_{r.m.s.}$ Para realizar tais experimentos, utilizaram um simulador de vibração veicular, conforme Figura 5.6.

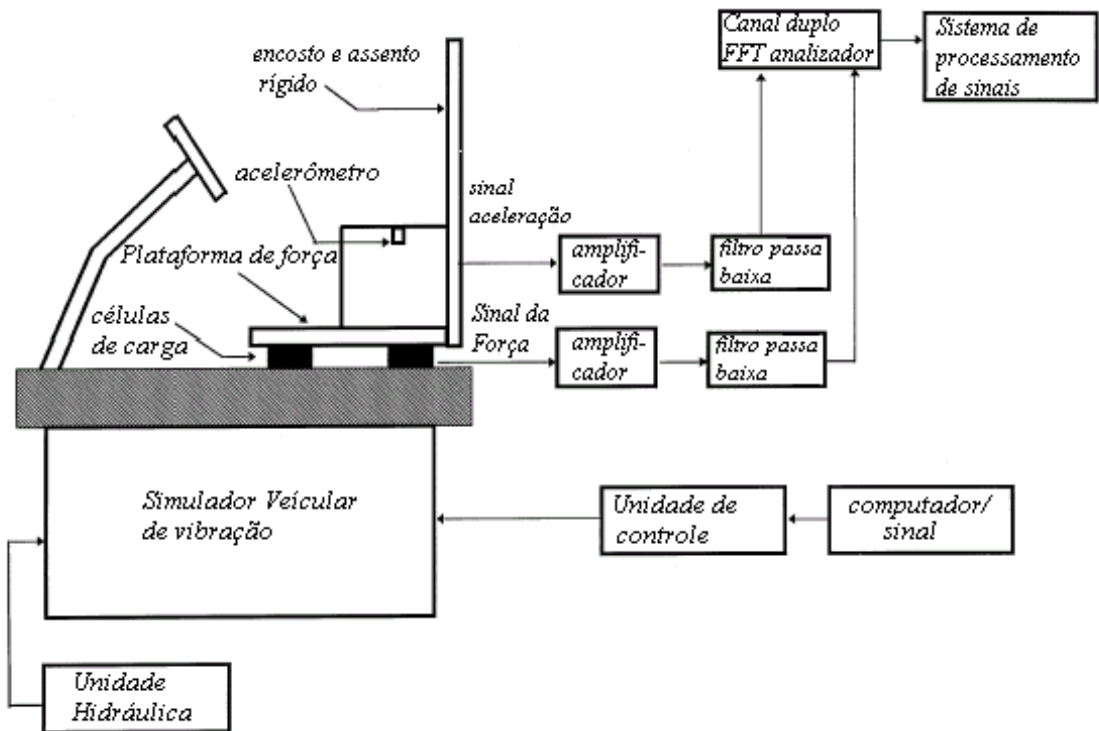


Figura 5.6 – Simulador de vibração veicular. Fonte: Boiléau e Rakheja (1998)

Um modelo de quatro graus de liberdade linear representando o corpo humano foi proposto para satisfazer ambas as medições: ponto de impedância mecânica e transmissibilidade entre o assento e a cabeça. Na Figura 5.7 é apresentada a resposta da transmissibilidade vertical entre o assento e a cabeça do modelo de 4 graus de liberdade.

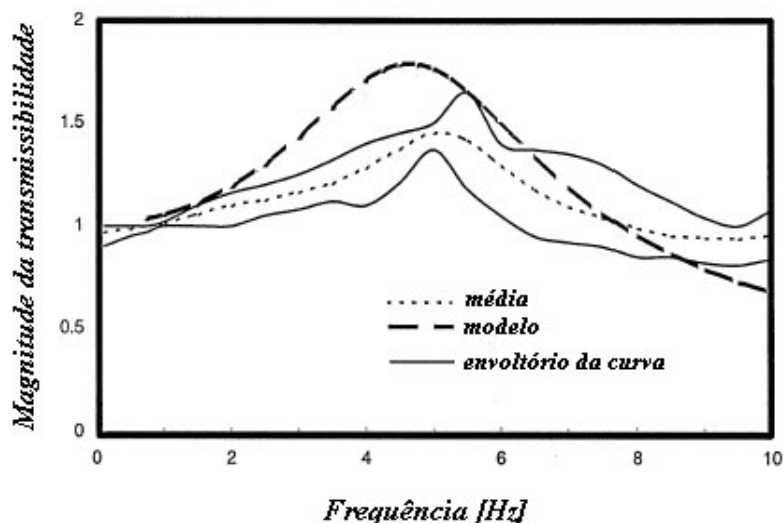


Figura 5.7 - Transmissibilidade vertical da vibração entre a cabeça e o assento. Fonte: Boiléau e Rakheja (1998)

O modelo obteve um melhor resultado para a impedância mecânica do que para a transmissibilidade, em comparação aos valores experimentais.

Younggun Cho e Young-San Yoon (2001), desenvolveram um modelo biomecânico de nove graus de liberdade (Figura 5.9) e o compararam com outros modelos de um, dois e três graus de liberdade (Figura 5.8) propostos por Coermann (1962), Allen (1978) e Suggs (1969), respectivamente. Chegaram à conclusão de que para estudos de transmissibilidade, o modelo de nove graus de liberdade apresentava resultados mais semelhantes aos valores medidos.

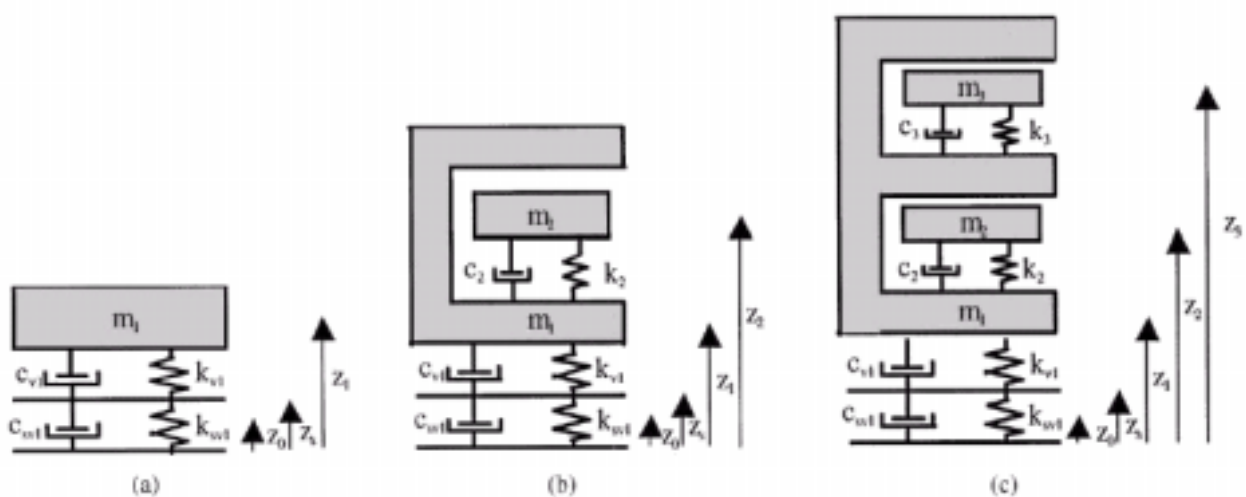


Figura 5.8 – Modelos Biomecânicos (1, 2 e 3 GDL). Fonte: Younggun Cho e Young-San Yoon (2001).

Para uma breve apresentação dos modelos apresentados na Figura 5.8.

- a) m_1 : massa total do corpo;
 K_{SV1} : constante de rigidez do assento;
 C_{SV1} : constante de amortecimento do assento;
 K_{V1} : constante de rigidez do quadril;
 C_{V1} : constante de amortecimento do quadril.
- b) m_1 : massa do corpo principal incluindo as pernas, braços, tronco superior e tronco inferior;
 m_2 : representa a massa da cabeça;
 C_2 : constante de amortecimento do pescoço;
 k_2 : constante de rigidez do pescoço;
 K_{V1} : constante de rigidez do quadril;
 C_{V1} : constante de amortecimento do quadril;
 K_{SV1} : constante de rigidez do assento;
 C_{SV1} : constante de amortecimento do assento.

- c) m_1 : representa a massa do tronco inferior e pernas.
 m_2 : massa do tronco superior e braços.
 m_3 : representa a massa da cabeça.
 C_2 : constante de amortecimento do pescoço;
 k_2 : constante de rigidez do pescoço;
 C_3 : constante de amortecimento do tronco;
 k_3 : constante de rigidez do tronco;
 K_{V1} : constante de rigidez do quadril;
 C_{V1} : constante de amortecimento do quadril;
 K_{SV1} : constante de rigidez do assento;
 C_{SV1} : constante de amortecimento do assento.

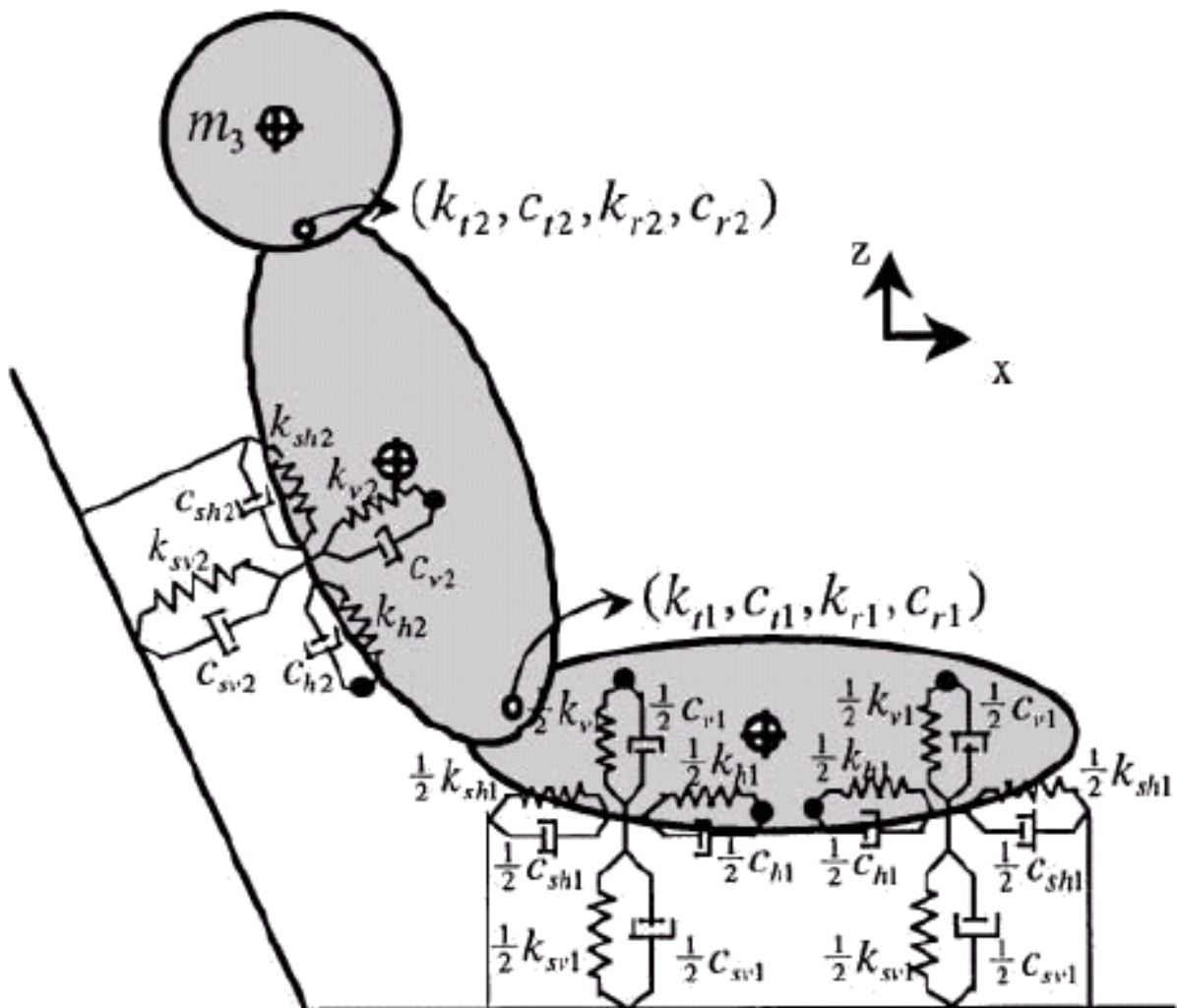


Figura 5.9 – Modelo proposto por Young Choo de 9 GDL. Fonte: Younggun Cho e Young-San Yoon (2001)

Parâmetros estimados para o modelo biomecânico de 9 GDL, são apresentados na Tabela 5.4.

| Massa [kg] Inércia [kg m ²] | Rigidez [kN/m] | Amortecimento [Ns/m] |
|---|-----------------------------|---------------------------------|
| m ₁ 15,3 ± 2,5 | k _{v1} 72,0 ± 25,3 | c _{v1} 29,4 ± 14,4 |
| m ₂ 36,0 ± 6,0 | k _{h1} 46,3 ± 10,9 | c _{h1} 447,0 ± 167,1 |
| m ₃ 5,5 ± 0,9 | k _{v2} 2,3 ± 0,8 | c _{v2} 0,4 ± 0,8 |
| I ₁ 0,90 ± 0,20 | k _{h2} 20,2 ± 7,1 | c _{h2} 446,0 ± 165,4 |
| I ₂ 1,10 ± 0,25 | k _{t1} 17,2 ± 4,6 | c _{t1} 380,6 ± 77,5 |
| I ₃ 0,03 ± 0,00 | k _{t2} 25,0 ± 18,4 | c _{t2} 182,1 ± 40,1 |
| | k _{r1} 0,0 ± 0,0 | c _{r1} 2576,5 ± 1006,4 |
| | k _{r2} 0,0 ± 0,0 | c _{r2} 1,3 ± 1,7 |

Tabela 5.4 – Parâmetros estimados para o Modelo Biomecânico de 9 GDL.

As transmissibilidades foram obtidas entre a entrada do sinal no piso, e, na saída, no quadril, entre a região dorsal e o encosto do banco e entre o piso e a cabeça. Na parte experimental, foram realizados ensaios com 10 pessoas, sendo 5 homens e 5 mulheres. As características físicas são listadas na Tabela 5.5.

| Número | Homens | | Mulheres | |
|-----------|-------------|------------|-------------|------------|
| | Altura (cm) | Massa (kg) | Altura (cm) | Massa (kg) |
| 1 | 176 | 77 | 167 | 51 |
| 2 | 178 | 75 | 159 | 48 |
| 3 | 173 | 69 | 163 | 54 |
| 4 | 182 | 60 | 159 | 52 |
| 5 | 164 | 63 | 157 | 62 |
| Média ± σ | 175 ± 6,8 | 69 ± 7,4 | 161 ± 4,0 | 53 ± 5,3 |

Tabela 5.5 - Características físicas dos indivíduos. Fonte: Younggun Cho e Young-San Yoon (2001)

Os indivíduos foram expostos a uma vibração aleatória de $1 \text{ m/s}^2_{\text{r.m.s}}$ na direção vertical, com uma faixa de frequência de 1 até 25 Hz, sendo a entrada da vibração no piso. As medições para adquirir as vibrações no corpo humano foram executadas três vezes para cada pessoa. Segundo os autores, os dados obtidos nas aquisições para uma mesma pessoa podem ser diferentes devido à variabilidade de resposta. As pessoas foram posicionadas em uma postura sentada, normal para dirigir e olhando para frente. Os pés foram apoiados em uma base.

No Gráfico 5.3 é apresentado um comparativo das transmissibilidades fornecidas pelo modelo de nove graus de liberdade, em relação às transmissibilidades obtidas experimentalmente.

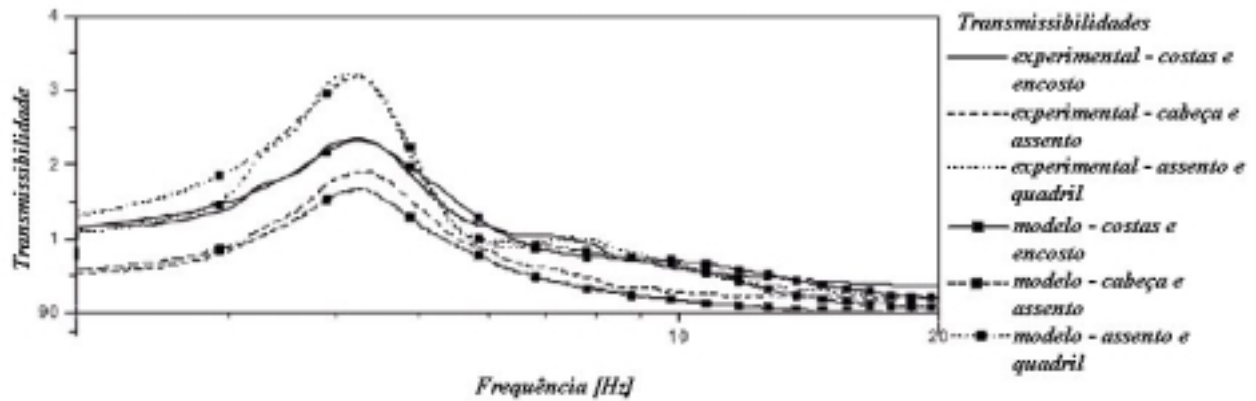


Gráfico 5.3 – Resultado das transmissibilidades do modelo de 9 GDL. Fonte: Younggun Cho e Young-San Yoon (2001)

Na Tabela 6.1 será demonstrado um quadro comparativo entre os modelos referenciados neste capítulo, para que o leitor possa ter uma visão geral dos modelos desenvolvidos:

| <i>Autor</i> | <i>Número de GDL</i> | <i>Considerações</i> | <i>Transmissibilidade</i> | <i>Aceleração</i> | <i>Freqüência</i> |
|---------------------------------|----------------------|---|---|------------------------|-------------------|
| <i>Coermann, 1962.</i> | 1 GDL | Massa referente ao corpo humano e assento | - entre o assento e a cabeça | - | - |
| <i>ISO 7962:1987.</i> | 4 GDL | Massas referentes ao corpo humano | - entre o assento e a cabeça | 2 à 4 $m/s^2_{r.m.s.}$ | 0,4-4 Hz |
| <i>Fairley e Griffin, 1989.</i> | 3 GDL | Massas referentes ao corpo humano. | - impedância mecânica entre m_1 e m_2 | 1 $m/s^2_{r.m.s.}$ | 0,5-20 Hz |
| <i>Boiléu e Rackeja, 1998.</i> | 4 GDL | Massas referentes ao corpo humano | - entre o assento e a cabeça | 1 à 2 $m/s^2_{r.m.s.}$ | 0,625-10 Hz |
| <i>Tewari e Prasad, 1999.</i> | 3 GDL | Massas referentes ao corpo humano, suspensão e assento. | - entre o assento e a cabeça | - | 1-6 Hz |
| <i>Younggun Cho 2001.</i> | 9 GDL | Massas referentes ao corpo humano | - entre a entrada do piso e na saída do quadril; - entre a região dorsal e o encosto do banco; - entre o piso e a cabeça. | 1 $m/s^2_{r.m.s.}$ | 1-25 Hz |

Tabela 5.6 - Comparativa dos modelos propostos.

Neste capítulo verificou-se que os modelos apresentados, de maneira geral, representam o corpo humano variando de um até nove graus de liberdade, com faixas de frequência de 0,4 até 25 Hz. Estes modelos são desenvolvidos para representar o comportamento dinâmico do corpo humano através da massa aparente, impedância mecânica e transmissibilidade da vibração. Baseando-se nos modelos apresentados anteriormente, neste trabalho será proposto o desenvolvimento de um modelo biomecânico de quatro graus de liberdade, que considere o sistema corpo humano e assento, para indivíduos brasileiros submetidos à vibração forçada

proveniente de sinais medidos em ônibus brasileiros. Este sistema será composto por massas que representarão determinadas partes do corpo humano e o banco em estudo. O modelo será ajustado para responder simultaneamente de acordo com os dados obtidos experimentalmente da transmissibilidade entre o assento e o piso e entre o ombro e o assento para uma faixa de frequência de 4 até 40 Hz.

6 PARTE EXPERIMENTAL

6.1 Descrição e explicação do sistema

Atualmente está em desenvolvimento no Laboratório de Vibrações e Dinâmica Estrutural da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, uma mesa vibratória, onde são simuladas vibrações sinusoidais com faixas de frequência controladas. Através da Figura 6.1, mostra-se a base da mesa fixada a parede. Na mesma figura pode-se ver o sistema polia-motor fixado ao eixo. Neste eixo, há um disco excêntrico que é responsável por gerar o movimento vertical senoidal. A mesa vibratória possui polias de diferentes diâmetros, que são fixadas ao eixo do motor e da mesa. Esta variação de polias permite fornecer faixas de frequência entre 10 e 20 Hz. A relação utilizada na qual se obteve a frequência desejada em função da relação dos diâmetros das polias é fornecida pela equação (6.1).

$$frequência_desejada = \frac{diâmetro_polia_motor}{diâmetro_polia_mesa_vibratória} \times \frac{RPM_motor}{60} [Hz] \quad (6.1)$$



Figura 6.1 – Detalhe da mesa vibratória.

As dimensões da mesa vibratória são:

- ❖ base da mesa vibratória: espessura da chapa 0,6mm; largura de 500mm e comprimento de 500mm;
- ❖ 2 molas de automóvel da general motor – modelo: Chevette;
- ❖ 1 eixo de 18mm de diâmetro;
- ❖ 3 mancais;
- ❖ polias tipo A de diferentes diâmetros (400mm, 350mm, 30mm e 250mm);
- ❖ 1 disco excêntrico, espessura: 15 mm e diâmetro:100 mm.);
- ❖ 1 motor ½ CV; 220 V ; 1,9^A; 1670 RPM com polia de 140 mm de diâmetro;
- ❖ 1 motor 220 V – 1670 RPM.

A Tabela 6.1 apresenta as frequências de excitações aproximadas, para as polias usadas, no eixo da mesa vibratória.

| Polia da mesa ϕ [mm] | Polia motor ϕ [mm] | Frequências [Hz] |
|---------------------------|-------------------------|------------------|
| 400 | 140 | 10,2 |
| 350 | 140 | 11,2 |
| 250 | 140 | 16,1 |
| 200 | 140 | 20,3 |

Tabela 6.1 - Frequências de excitação em função das polias usadas.

6.2 Descrição dos instrumentos utilizados na aquisição de dados

Abaixo estão listados todos os equipamentos utilizados durante as aquisições de dados:

- ❖ micro-acelerômetros Endevco Isotron – modelo 2250AAM1-10 (faixa de frequência de 4Hz a 60000 Hz e massa de 0,4 gramas);
- ❖ acelerômetro Bruel & Kjaer – modelo 4338 (faixa de frequência de 4Hz a 4000 Hz);
- ❖ fontes condicionadoras e filtros Endveco Isotron;
- ❖ cabos apropriados para os acelerômetros;
- ❖ uma placa conversora AD PCMCIA da computer boards, modelo PCM-DAS16/330, Especificações técnicas principais: 16 canais de entradas analógicas, resolução do A/D de 12 bits, frequência de amostragem de 1kHz, limites de tensão de entrada: $\pm 5V$, velocidade de conversão: 25 μs ;

- ❖ um computador pessoal compatível com a família IBMPC, Configuração básica: Pentium 133 MHz, 32MB de RAM;
- ❖ Programa de aquisição e processamento de sinais da placa A/D, desenvolvido no Laboratório de vibrações e Dinâmica Estrutural da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Na Figura 6.1 é demonstrado o esquema de aquisição de dados na mesa vibratória. Cabe ressaltar que neste esquema está sendo demonstrando apenas para um ponto de medição.

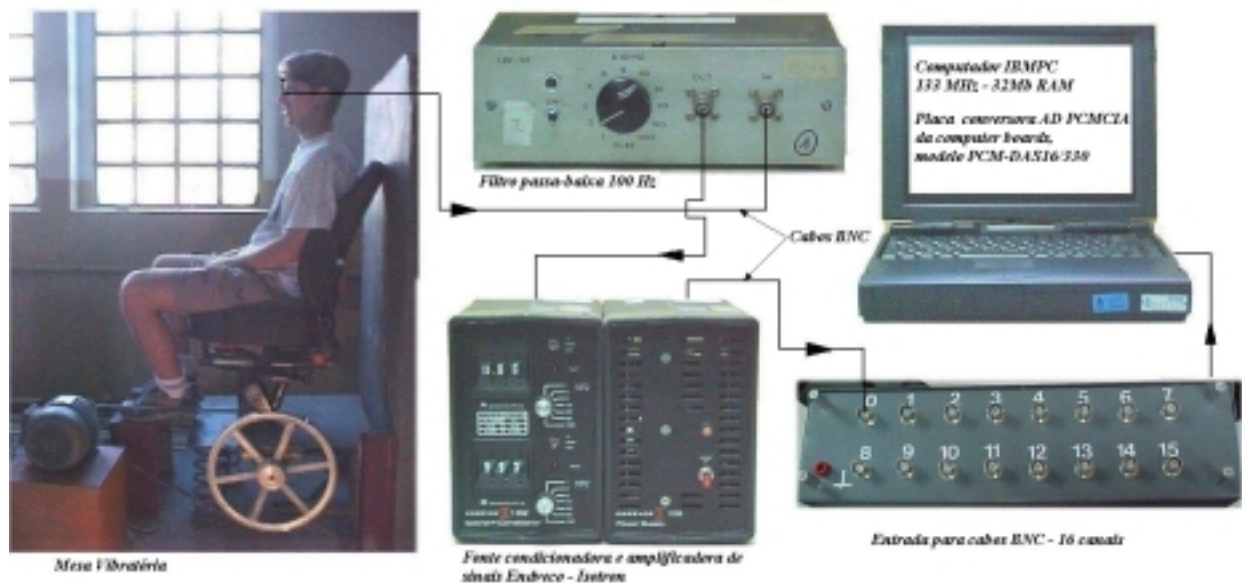


Figura 6.1 – Esquema de aquisição de dados na mesa vibratória.

6.3 Avaliação física das pessoas submetidas aos ensaios de vibração

Cinco pessoas participaram neste experimento, sendo três homens e duas mulheres. As características físicas encontram-se listadas na Tabela 6.1. Para que houvesse uma complementação da característica dos indivíduos, foram realizados ensaios dinâmicos de impulsão horizontal e vertical.

Facilitando futuramente o modelamento numérico, além da massa total, também foi medida a massa de cada indivíduo na posição sentado e ereto. Foi utilizada uma balança modelo MC02-0001-elétric com precisão de 200 gramas nos ensaios biométricos.

| Indivíduos | Idade [anos] | Sexo | Estatura [m] | Peso em pé [kg] $\pm 0,2$ | Peso sentado [kg] $\pm 0,2$ | Impulsão vertical [m] | Impulsão horizontal [m] |
|------------|--------------|-----------|----------------|-----------------------------|-------------------------------|-------------------------|---------------------------|
| A | 20 | Feminino | 1,66 | 57,00 | 46,20 | 0,31 | 1,36 |
| C | 26 | Feminino | 1,62 | 49,00 | 39,80 | 0,36 | 1,53 |
| H | 24 | Masculino | 1,70 | 59,20 | 45,00 | 0,49 | 2,05 |
| J | 26 | Masculino | 1,70 | 83,00 | 67,00 | 0,32 | 1,53 |
| T | 29 | Masculino | 1,86 | 91,20 | 65,40 | 0,40 | 1,58 |

Tabela 6.1 – Características biomecânicas.

6.4 Determinação da constante de rigidez do banco em estudo.

O banco em estudo constitui-se de um sistema formado por chapas unidas por rótulas, o método empregado para a obtenção da rigidez será a determinação do deslocamento estático deste quando carregado com uma carga conhecida. Na Figura 6.1 é apresentada uma ilustração para uma melhor compreensão do método utilizado para a obtenção da rigidez do banco.

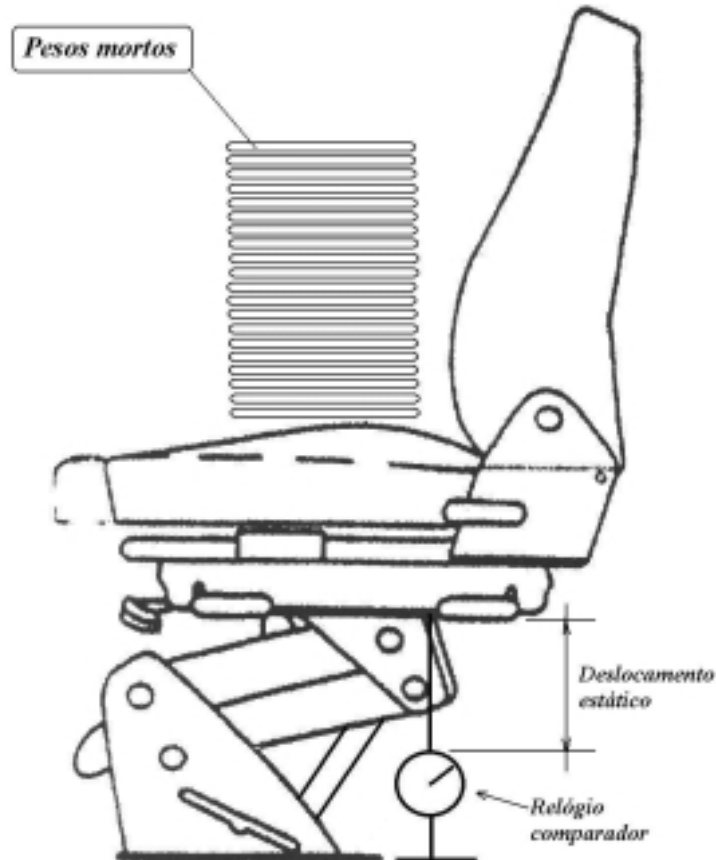


Figura 6.1 - Detalhe da obtenção do valor da constante de rigidez do banco.

Considerando-se o banco um sistema linear e com base na formulação apresentada na literatura clássica, tem-se que:

$$k = \frac{P}{\delta_{est}} \quad (6.2)$$

No qual, P é representado por pesos mortos com valor equivalente a 1177,20 N. O deslocamento estático foi obtido fazendo-se uso de um relógio comparador marca Mitutoyo com precisão de 0,01mm, após carregamento do banco com os pesos mortos, Figura 6.1.

De posse do δ_{est} e do P, substituindo-se em (6.2), obtém-se $k_1 = 700$ kN/m. O valor da constante do amortecedor foi obtido conforme especificação do fabricante: $c_1 = 600$ Ns/m.

6.5 Determinação das freqüências naturais do banco

Há uma certa complexidade em determinar algumas constantes do banco como, por exemplo, a freqüência natural. Discutindo-se este ponto, com base na equação (6.3), verifica-se que com o conhecimento da rigidez e da massa do banco, seria obtida a freqüência natural deste. Porém, o banco é formado por vários elementos, o que o torna um sistema complexo, onde cada um dos componentes teria a sua freqüência de ressonância.

$$w_n = \sqrt{\frac{k}{m}} \quad (6.3)$$

Para um estudo mais detalhado, ensaiou-se o banco sobre um “*shaker*”¹ a uma faixa de freqüência de 2 até 20 Hz. Foram medidos dois pontos de aceleração, sendo o primeiro ponto sob a base do banco (B) e o segundo abaixo do estofamento (A), conforme Figura 6.1. Com os valores medidos na entrada (B) e saída do banco (A), obtém-se a curva de transmissibilidade e verifica-se a freqüência de ressonância. Neste experimento foram utilizados os seguintes equipamentos:

- ✓ Analisador de Fourier – Dual Channel Signal Analyser – Type 2034;
- ✓ Acelerômetro tipo B&K – modelo 4338 (faixa de freqüência 4 Hz a 4000 Hz), massa = 62,3 gramas e sensibilidade 83,8 mV/g;

¹“Shaker” – vibrador eletro-magnético com controlador manual de magnitude e freqüência, Figura 6.1.

- ✓ Acelerômetro ponto (B) - tipo B&K – modelo 4338 (faixa de frequência 4 Hz a 4000 Hz), massa = 65,1 gramas e sensibilidade 87,8 mV/g;
- ✓ Filtros;
- ✓ Cabos BNC;
- ✓ Shaker.

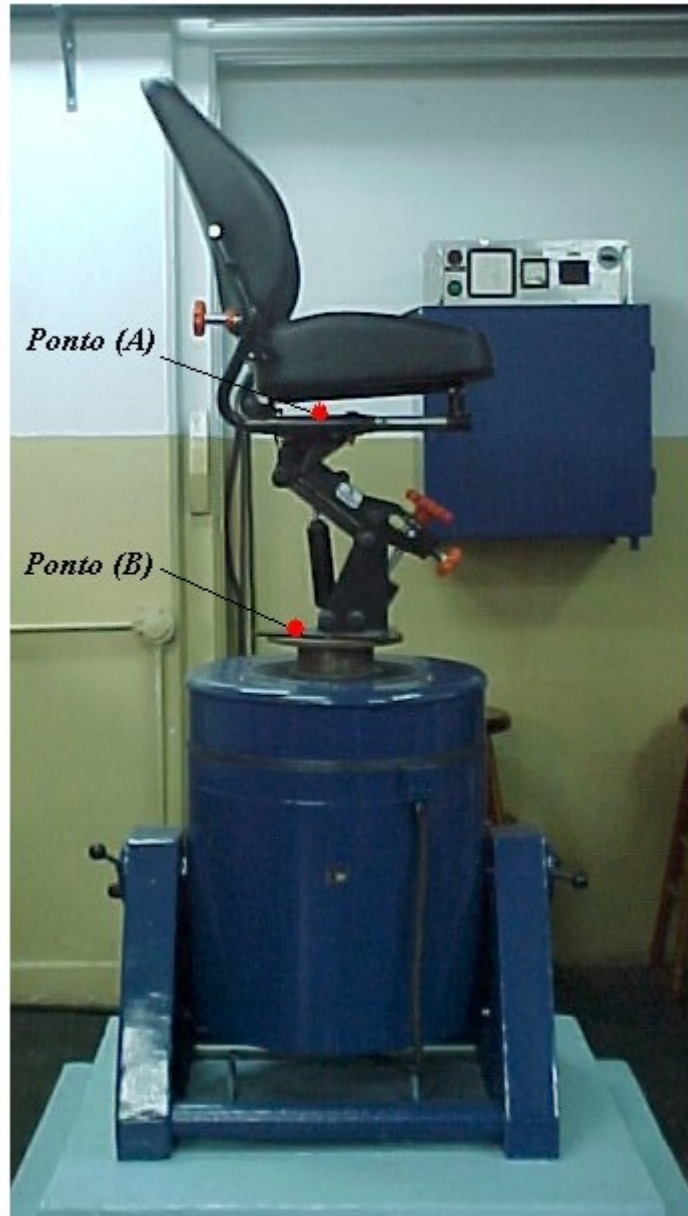


Figura 6.1 - Detalhe dos pontos de medição na cadeira sobre o “shaker”.

Após as aquisições, realizou-se a calibração dos acelerômetros B&K. Isto porque neste experimento os filtros utilizados não eram iguais. Para a calibração utilizou-se um calibrador de acelerômetros B&K – Tipo 4291, que era alimentado por uma fonte Power Suply B&K – Tipo 2805.

Durante a calibração, tomou-se cuidados para que o equipamento e cabos fossem montados da mesma maneira e ordem que das medições das acelerações no banco.

Na Figura 6.2 é demonstrado o processo de calibração dos acelerômetros.

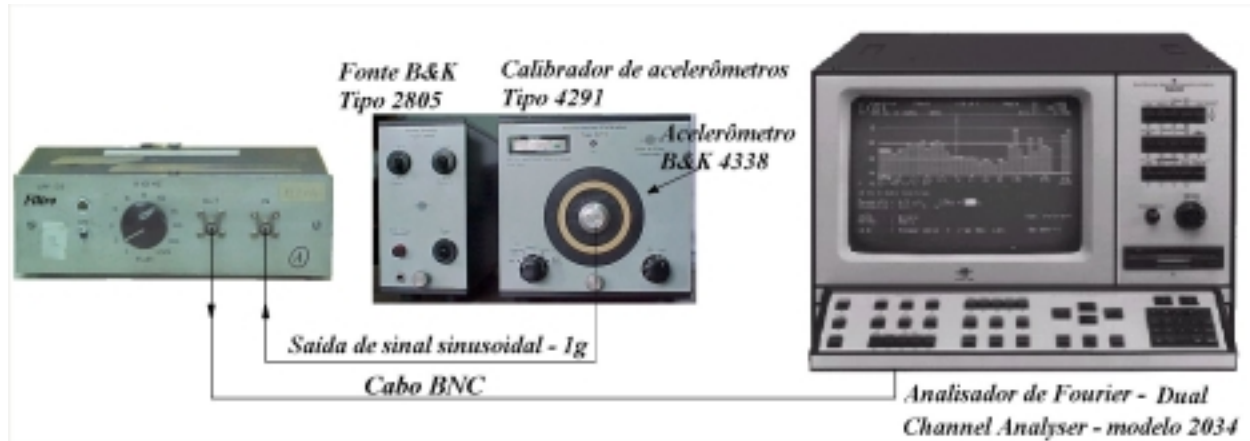


Figura 6.2 – Representação esquemática dos equipamentos utilizados para calibração dos acelerômetros B&K.

O calibrador possui em seu interior uma pequena mesa vibratória, a qual é ajustada para vibrar sinusoidalmente com uma precisão de $1g = 9,81 \text{ m/s}^2$. Os valores medidos pelo acelerômetro são lidos no Analisador de Fourier e, posteriormente, comparados com a sua especificação técnica. A partir destas comparações os valores medidos referentes aos pontos (A) e (B) são ajustados.

A curva de transmissibilidade foi obtida através da divisão de (A) por (B), já calibrados. A equação para a calibração do acelerômetro para o ponto (A), é apresentada conforme equação (6.4).

$$a_A = \frac{\text{ponto medido}}{81,8 \text{ mV} / g} \quad (6.4)$$

E para o acelerômetro do ponto (B), conforme equação (6.5).

$$a_B = \frac{\text{ponto medido}}{974 \text{ mV} / g} \quad (6.5)$$

Os dados de calibração estão demonstrados conforme Tabela 6.1.

| Calibração dos acelerômetros B&K | Acelerômetros | | | | |
|--|----------------|------------|--------------------|------------|--------------------|
| | Sem calibração | | Valores calibrados | | transmissibilidade |
| | código 183 | código 182 | código 183 | código 182 | |
| Frequência [Hz] | A [g] | B [g] | A [g] | B [g] | A/B |
| 2 | 0.0002 | 0.0041 | 0.0019 | 0.0042 | 0.4443 |
| 3 | 0.0006 | 0.0096 | 0.0074 | 0.0099 | 0.7464 |
| 4 | 0.0024 | 0.0348 | 0.0295 | 0.0357 | 0.8246 |
| 5 | 0.0022 | 0.0340 | 0.0263 | 0.0349 | 0.7529 |
| 6 | 0.0054 | 0.0702 | 0.0658 | 0.0721 | 0.9125 |
| 7 | 0.0159 | 0.1890 | 0.1944 | 0.1940 | 1.0017 |
| 8 | 0.0095 | 0.1190 | 0.1166 | 0.1222 | 0.9546 |
| 9 | 0.0046 | 0.0604 | 0.0564 | 0.0620 | 0.9088 |
| 10 | 0.0039 | 0.0570 | 0.0482 | 0.0585 | 0.8231 |
| 11 | 0.0021 | 0.0369 | 0.0251 | 0.0379 | 0.6615 |
| 12 | 0.0026 | 0.0440 | 0.0323 | 0.0452 | 0.7144 |
| 13 | 0.0035 | 0.0553 | 0.0422 | 0.0568 | 0.7428 |
| 14 | 0.0042 | 0.0652 | 0.0511 | 0.0669 | 0.7634 |
| 15 | 0.0047 | 0.0702 | 0.0573 | 0.0721 | 0.7955 |
| 16 | 0.0043 | 0.0632 | 0.0524 | 0.0649 | 0.8083 |
| 17 | 0.0053 | 0.0751 | 0.0644 | 0.0771 | 0.8356 |
| 18 | 0.0063 | 0.0891 | 0.0770 | 0.0915 | 0.8419 |
| 19 | 0.0042 | 0.0617 | 0.0516 | 0.0633 | 0.8144 |
| 20 | 0.0050 | 0.0714 | 0.0611 | 0.0733 | 0.8338 |

Tabela 6.1 - Valores de Calibração.

A curva de transmissibilidade entre o ponto (A) e o ponto (B) é apresentada conforme o Gráfico 6.1.

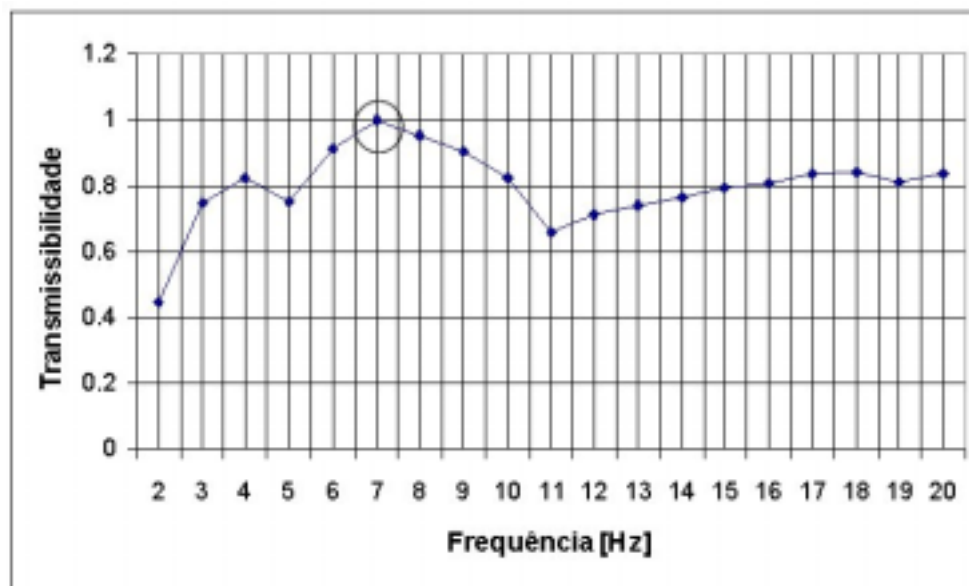


Gráfico 6.1 – Curva de transmissibilidade da vibração entre o ponto (A) e o ponto (B) no banco.

Conforme o Gráfico 6.1 verifica-se que a frequência de ressonância da transmissibilidade do banco salienta-se na faixa de 7 Hz. Apesar do banco apresentar mais de uma frequência de ressonância, na faixa de frequência estudada, definiu-se a frequência de 7 Hz como principal, por apresentar maior magnitude.

6.6 Posicionamento dos sensores

A aceleração do corpo humano foi medida na posição sentado utilizando-se o encosto do banco. Os indivíduos foram expostos a uma vibração sinusoidal, na direção vertical nas frequências de 10,2 - 11,6 - 16,1 e 20,3 Hz.

O movimento vertical do corpo e do banco foi medido em 5 pontos, Figura 6.1. Os pontos medidos estão listados abaixo:

- ❖ primeiro ponto – na base do banco – Tipo de acelerômetro: B&K;
- ❖ segundo ponto – na interface entre o assento e o banco – Tipo de micro-acelerômetro: Endveco 2250A / AM1-10;
- ❖ terceiro ponto – localizado sobre a espinha íliaca ântero-posterior - Tipo de micro-acelerômetro: Endveco 2250A / AM1-10;
- ❖ quarto ponto – sobre o ombro do indivíduo - Tipo de micro-acelerômetro: Endveco 2250A / AM1-10;
- ❖ quinto ponto – na cabeça - Tipo de micro-acelerômetro: Endveco 2250A / AM1-10.

Os micro-acelerômetros modelo Endveco 2250A / AM1-10 possuem massa de 0,4 gramas. Sendo assim, este modelo de acelerômetro não tem influência durante as aquisições, já que a massa deste é desprezível quando comparada com a massa dos segmentos do corpo humano a serem medidos.

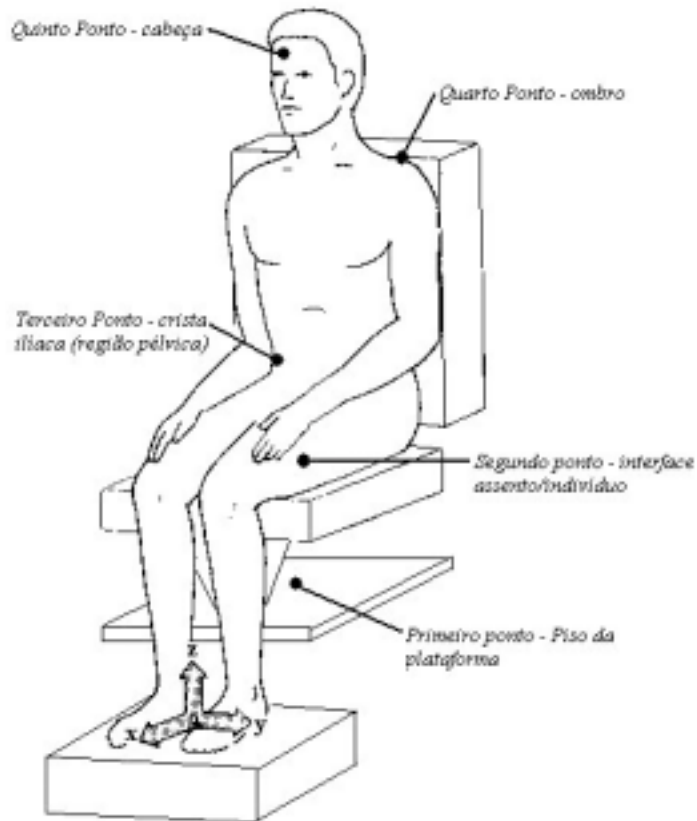


Figura 6.1 - Detalhe da localização dos micro-acelerômetros.

Os métodos empregados para fixação dos micro-acelerômetros no corpo humano e dos acelerômetros no banco serão apresentados a seguir.

Para o 1º ponto de medição, o acelerômetro foi fixado no piso do banco, através de um ímã, Figura 6.2.



Figura 6.2 - Detalhe do acelerômetro B&K fixado no piso do banco.

Referente ao 2° ponto de medição, foi utilizado um disco (Figura 6.3), como suporte rígido para fixação do micro-acelerômetro, conforme recomendado por Wasserman (1987) e Griffin, (1990).



Figura 6.3 - Detalhe do suporte rígido no assento do banco.

A Figura 6.4 mostra os detalhes de fixação dos micro-acelerômetros referentes ao 3° e 5° pontos de medição. Como o interesse deste trabalho era medir a vibração vertical (direção Z), surgiu um problema na fixação dos micro-acelerômetros na cabeça e na região pélvica, mais precisamente na espinha ilíaca ântero-posterior. Solucionou-se esta questão, utilizando um perfil C no qual o micro-acelerômetro foi fixado com fita dupla face, Figura 6.5. Posteriormente o perfil C foi fixado ao indivíduo com o uso de uma cinta de velcro. Este método garante que os acelerômetros foram cuidadosamente fixados na direção de interesse de medição.



Figura 6.4 – Detalhe do 3° e 5° ponto, (a) na cabeça e (b) na espinha ilíaca ântero- posterior.

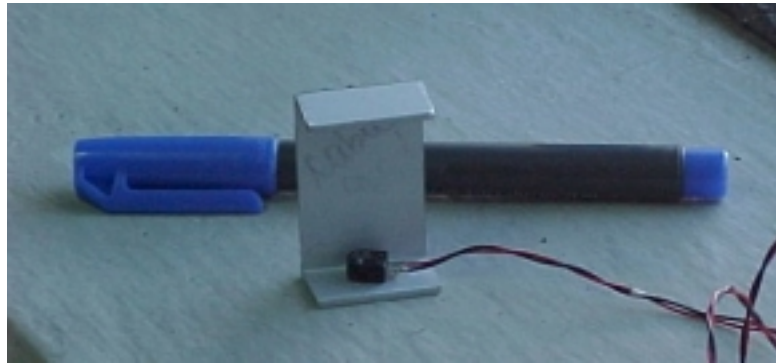


Figura 6.5 – Detalhe do perfil C e do micro-acelerômetro.

A Figura 6.6 detalha a fixação do micro-acelerômetro referente ao 4º ponto de medição.



Figura 6.6 – Detalhe da fixação do micro-acelerômetro no ombro.

Este micro-acelerômetro foi fixado com fita dupla face na região do ombro², especificamente na pele localizada acima do acrômio da escápula. Nesta região há uma incidência reduzida de tecido adiposo, obtendo-se assim uma maior fidelidade dos dados medidos.

² Um estudo clássico foi desenvolvido por Zügart e Lewis (1979) apud Wasserman (1987), no qual foram comparadas aquisições de vibrações na região da perna, em dois tipos distintos de fixação de acelerômetros de massa de 1,5 gramas: O primeiro acelerômetro foi fixado com uma agulha no osso Fêmur (perna). O segundo acelerômetro foi fixado sobre a pele na mesma região. Compararam os sinais adquiridos e concluíram que os mesmos eram idênticos.

6.7 Resultados e discussões dos ensaios realizados com a mesa vibratória

Para a determinação da transmissibilidade no corpo humano foram utilizados programas de análise, os quais utilizam rotinas como a Transformada Rápida de Fourier que permite que um sinal obtido no domínio do tempo seja analisado no domínio da frequência.

Os espectros obtidos de cada ponto de medição são armazenados em disco e utilizados para a obtenção das transmissibilidades para cada região do corpo humano em estudo, bem como, entre o piso e o assento do banco. De posse das transmissibilidades, fez-se a análise do comportamento biodinâmico das regiões de interesse no corpo humano.

Analisaram-se quatro transmissibilidades (entre assento-piso, pélvis-assento, ombro-assento e cabeça-assento) em um grupo formado por cinco indivíduos, sendo três homens e duas mulheres. As frequências analisadas foram 10,2 Hz, 11,6 Hz, 16,1 Hz e 20,3 Hz. A magnitude da aceleração do r.m.s nos ensaios em momento algum ultrapassou um VDV de $7 \text{ m/s}^{1,75}$, seguindo assim os critérios recomendados pela ISO 2631-1997. As medições, para cada frequência, foram executadas três vezes para cada pessoa (Griffin, 1990 e Younggun Cho e Young-San Yoon 2001). Desta forma, trabalhou-se com a transmissibilidade média das aquisições.

Condicionadores e amplificadores B&K foram utilizados. A saída do sinal em Volts em cada sensor foi gravada em um computador por 10 segundos a uma taxa de aquisição de 1 kHz, após passar por um filtro passa-baixa de 100Hz.

6.8 Análise dos gráficos de transmissibilidade

Neste item foram analisadas as transmissibilidades médias do grupo em estudo, em anexo encontram-se os gráficos de transmissibilidade para cada indivíduo (anexo 10.2). Na seqüência serão apresentadas as transmissibilidades entre:

- o assento e o piso;
- a pélvis e o assento;
- o ombro e o assento;
- a cabeça e o assento.

O primeiro gráfico a ser analisado é o da transmissibilidade entre o assento e o piso. Analisando-se o Gráfico 6.1, é verificado que para todos os indivíduos estudados o comportamento em relação a transmissibilidade da vibração entre o assento e o piso foi similar. Particularmente nas frequências entre 10,2 e 16,1 Hz há uma amplificação da transmissibilidade. A razão pelas quais as transmissibilidades da vibração apresentam um comportamento similar

deve-se ao fato de que o banco é um sistema que possui uma linearidade quanto ao seu movimento.

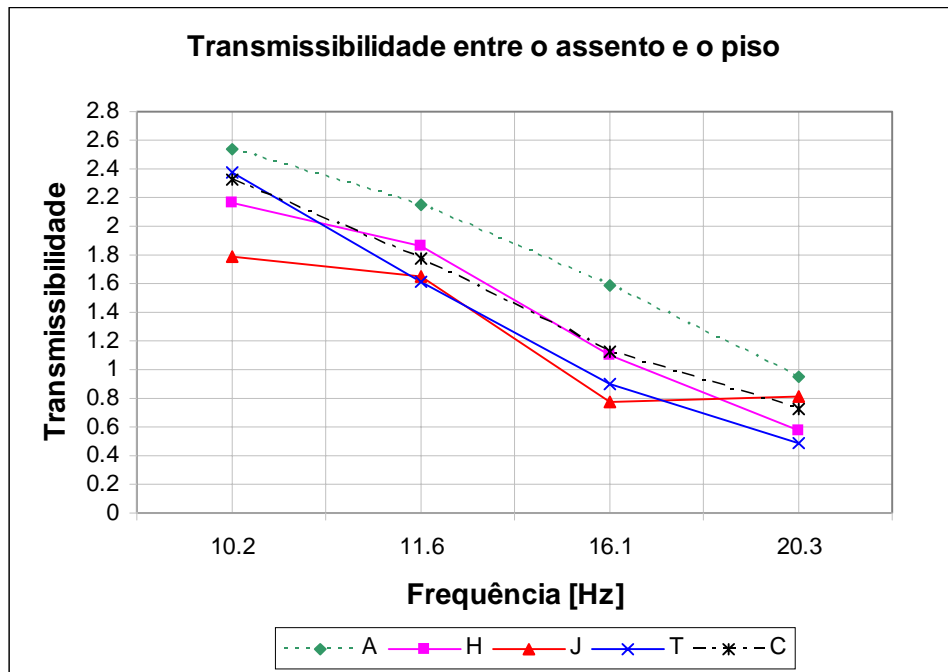


Gráfico 6.1 – Transmissibilidade média entre o assento e o piso.

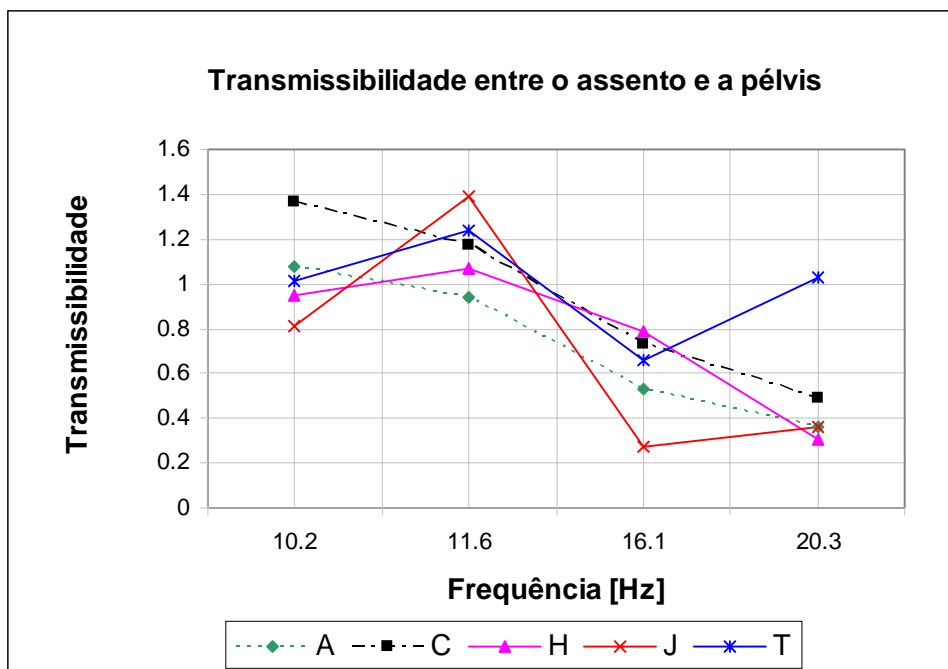


Gráfico 6.2 – Transmissibilidade média entre o assento e a pélvis.

Em relação à transmissibilidade entre o assento e a pélvis Gráfico 6.2, verifica-se que há uma amplificação da transmissibilidade nas frequências de 10,2 e 11,6 Hz para a maioria dos

indivíduos. Porém, entre 16,1 e 20,3 Hz há uma acentuada atenuação da transmissibilidade da vibração entre o assento e a pélvis.

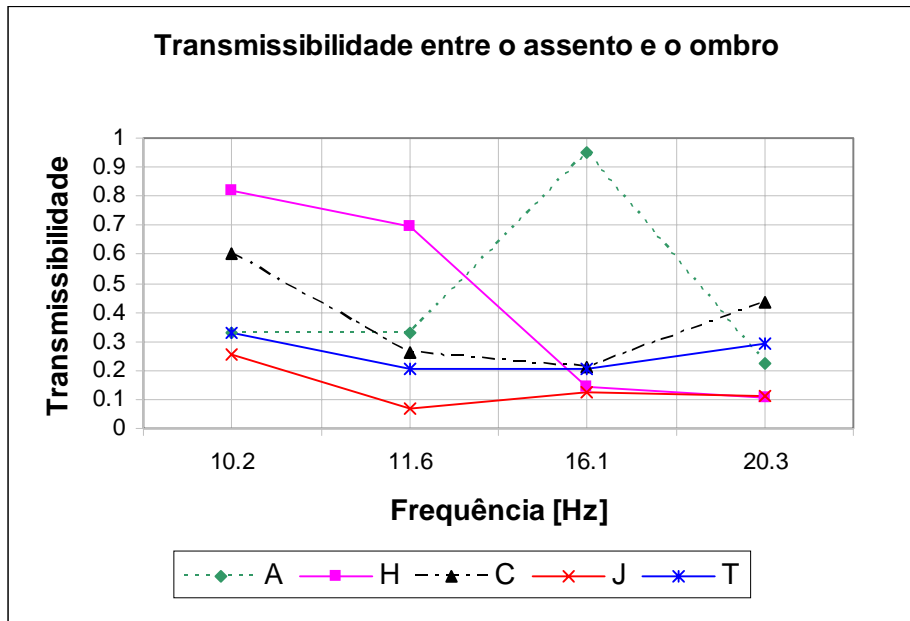


Gráfico 6.3 – Transmissibilidade média entre o assento e o ombro.

Verifica-se uma atenuação da transmissibilidade da vibração entre o assento e o ombro (Gráfico 6.3) para todos os indivíduos estudados. O indivíduo A apresentou maior magnitude na faixa de frequência de 16,1 Hz, quase alcançando o valor de transmissibilidade da vibração igual a um.

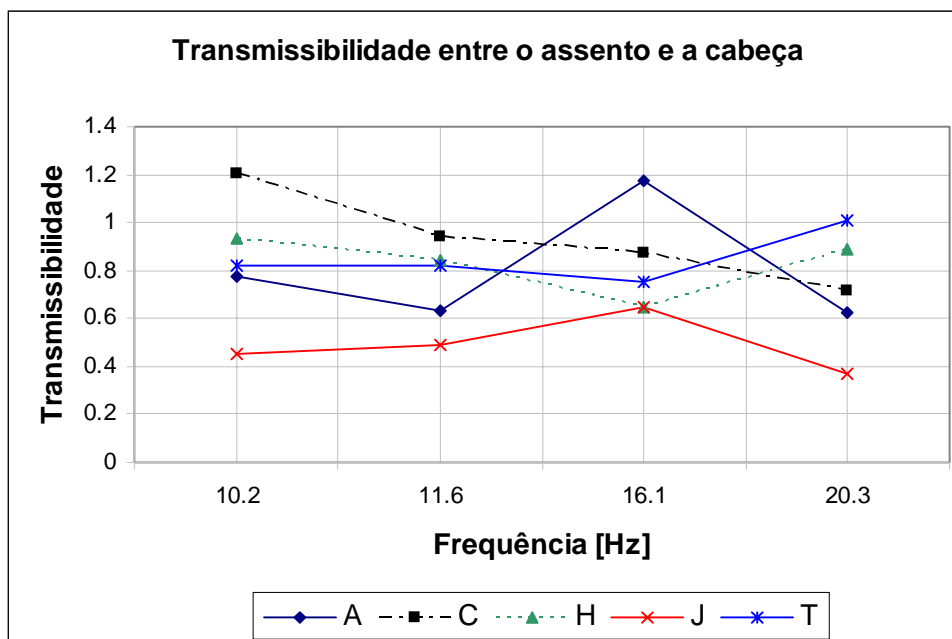


Gráfico 6.4 - Transmissibilidade média entre o assento e a cabeça.

Com a exceção de dois indivíduos, o indivíduo C para a frequência de 10,2 Hz e o indivíduo A para a frequência de 16,1 Hz, os demais apresentaram atenuação da transmissibilidade da vibração entre o assento e a cabeça. Salienta-se que o comportamento das curvas mostradas no Gráfico 6.3 são similares as curvas do Gráfico 6.4, porém com a magnitude da transmissibilidade mais atenuada. Isto se deve ao fato de que o ombro e a cabeça são regiões anatomicamente muito próximas, obtendo assim respostas similares de transmissibilidade em relação ao assento.

7 MODELAMENTO BIOMECÂNICO

7.1 Desenvolvimento do modelo biomecânico

Neste capítulo apresenta-se o desenvolvimento do modelo elástico linear de quatro graus de liberdade, que representará o comportamento biodinâmico de indivíduos brasileiros submetidos à vibração forçada proveniente de sinais medidos em ônibus brasileiros. Dos quatro graus de liberdade que compõem o modelo, três deles representam o corpo humano, e um grau de liberdade representa o banco. Este modelo foi ajustado para responder simultaneamente de acordo com os dados obtidos experimentalmente da transmissibilidade entre o assento e o piso e entre o ombro e o assento para uma faixa de frequência de 4 até 40 Hz. O sistema de quatro graus de liberdade é composto por massas que representam determinadas partes do corpo humano e o banco em estudo. Estas massas são unidas por elementos de mola e por amortecedores. Os limites para os valores de massa, rigidez e amortecimento, referentes ao corpo humano, foram definidos de acordo com o pesquisado em literatura. Os valores de massa e rigidez para o banco foram obtidos experimentalmente, conforme apresentado no capítulo seis. As propriedades elásticas e de amortecimento são representadas por k e c , onde:

- k_1 = representa a constante de rigidez do sistema do banco;
- k_2 = representa a constante de rigidez das coxas e da pélvis;
- k_3 = representa a constante de rigidez da espinha torácica e espinha lombar;
- k_4 = representa a constante de rigidez da espinha cervical;
- c_1 = representa a constante de amortecimento do sistema do banco;
- c_2 = representa a constante de amortecimento das coxas e da pélvis;
- c_3 = representa a constante de amortecimento da espinha torácica e espinha lombar;
- c_4 = representa a constante de amortecimento da espinha cervical;

As quatro massas do modelo são discriminadas abaixo:

- m_1 = massa referente ao banco;
- m_2 = massa referente às coxas, ao plexo sacral (L4-S4), quinto sacral e primeiro coccígeo;
- m_3 = massa referente às vértebras torácicas (T2-T12), plexo lombar (L1-L4), plexo braquial (C5-T1) e braços;
- m_4 = massa referente à cabeça e ao plexo cervical (C2-C4).

Algumas considerações foram tomadas no desenvolvimento do modelo:

- ✓ Considerou-se apenas a direção vertical (Z) para estudo do movimento;
- ✓ As massas referentes aos pés e as pernas não foram consideradas, por vibrarem em fase com o piso (ISO 7962:1987).
- ✓ O modelo é linear.

Na Figura 7.1 apresenta-se um esquema da divisão do modelo de quatro graus de liberdade para análise numérica.

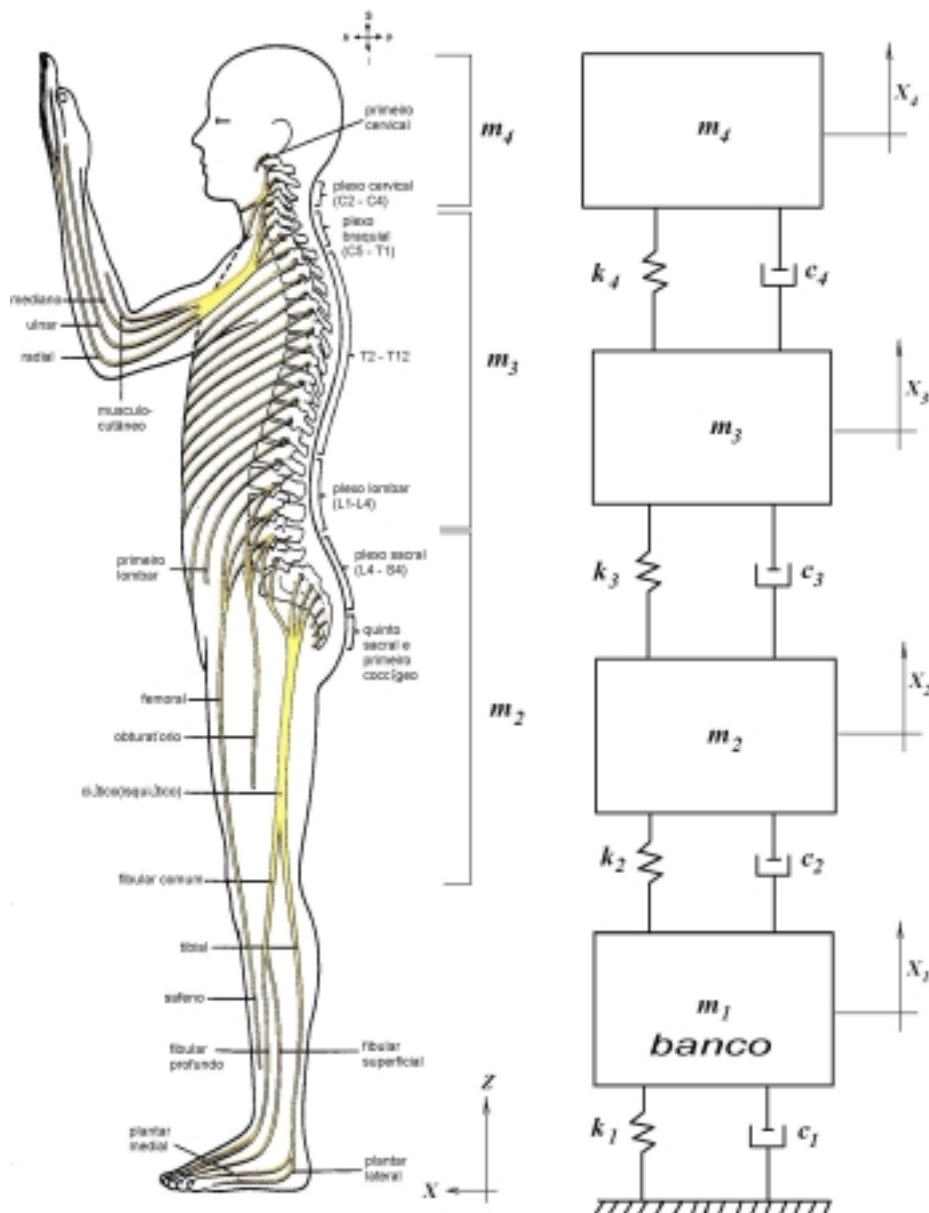


Figura 7.1 - Esquema da divisão do modelo de quatro graus de liberdade.

Com base no modelo apresentado na Figura 7.1, será demonstrado, através da Segunda Lei de Newton, as equações de movimento para as massas.

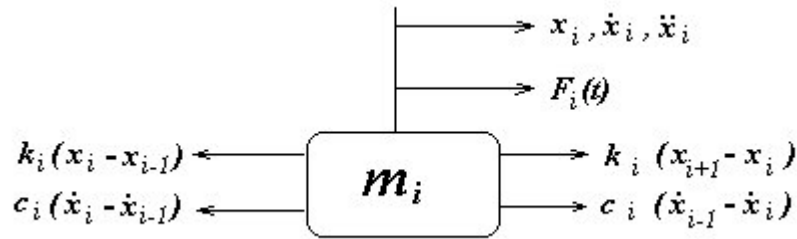


Figura 7.2 – Diagrama de corpo livre das forças atuantes sobre a massa 1 (direção Z).

$$m_i \cdot \ddot{x}_i + k_i \cdot (x_i - x_{i-1}) + c_i \cdot (\dot{x}_i - \dot{x}_{i-1}) - k_{i+1} \cdot (x_{i+1} - x_i) - c_{i+1} \cdot (\dot{x}_{i+1} - \dot{x}_i) = F_i(t) \quad (7.1)$$

As equações de movimento (7.1), podem ser expressas sob forma matricial:

$$[\vec{M}]\{\ddot{\vec{x}}\} + [\vec{C}]\{\dot{\vec{x}}\} + [\vec{K}]\{\vec{x}\} = \{\vec{F}\} \quad (7.2)$$

Onde $[M]$, $[C]$ e $[K]$ são matrizes (4 x 4):

$[\vec{M}]$ = matriz de massa

$[\vec{C}]$ = matriz dos coeficientes de amortecimento

$[\vec{K}]$ = matriz das constantes de rigidez

Na equação (7.3) apresenta-se $\vec{x}(t)$, $\dot{\vec{x}}(t)$, $\ddot{\vec{x}}(t)$ e $\vec{F}(t)$ que representam o deslocamento, a velocidade, a aceleração e o vetor de forças respectivamente.

$$\vec{x}_i(t) = \begin{Bmatrix} x_1(t) \\ x_2(t) \\ x_3(t) \\ x_4(t) \end{Bmatrix}, \quad \dot{\vec{x}}_i(t) = \begin{Bmatrix} \dot{x}_1(t) \\ \dot{x}_2(t) \\ \dot{x}_3(t) \\ \dot{x}_4(t) \end{Bmatrix},$$

$$\ddot{\vec{x}}_i(t) = \begin{Bmatrix} \ddot{x}_1(t) \\ \ddot{x}_2(t) \\ \ddot{x}_3(t) \\ \ddot{x}_4(t) \end{Bmatrix} \quad \text{e} \quad \vec{F}_i(t) = \begin{Bmatrix} F_1(t) \\ F_2(t) \\ F_3(t) \\ F_4(t) \end{Bmatrix} \quad (7.3)$$

$$\begin{aligned}
 & \begin{pmatrix} m_1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & m_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & m_3 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & m_4 \end{pmatrix} \begin{Bmatrix} \ddot{x}_1 \\ \ddot{x}_2 \\ \ddot{x}_3 \\ \ddot{x}_4 \end{Bmatrix} + \begin{pmatrix} k_1+k_2 & -k_2 & 0 & 0 \\ -k_2 & k_2+k_3 & -k_3 & 0 \\ 0 & -k_3 & k_3+k_4 & -k_4 \\ 0 & 0 & -k_4 & k_4 \end{pmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \\ \dot{x}_4 \end{Bmatrix} + \\
 & \begin{pmatrix} (c_1-c_2) & -c_2 & 0 & 0 \\ -c_2 & (c_2+c_3) & -c_3 & 0 \\ 0 & -c_3 & (c_3+c_4) & -c_4 \\ 0 & 0 & -c_4 & c_4 \end{pmatrix} \begin{Bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} F(t) \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (7.4)
 \end{aligned}$$

Em anexo (10.5), há uma rotina desenvolvida no Maple 5.5 que com o conhecimento das variáveis de massa, rigidez e amortecimento, calcula as frequências naturais do sistema, bem como o desacoplamento das equações.

7.1.1 Estimativa para os limites dos parâmetros biomecânicos

Os parâmetros para o modelo biomecânico são as massas, as constantes de rigidez e de amortecimento do corpo humano. Baseando-se em pesquisas desenvolvidas pela Web Associates (1978) apud Chaffin (1990), conforme Tabela 5.2, construiu-se uma nova tabela com o percentual dos segmentos individualizados em relação ao peso total do corpo humano, para cada indivíduo (Tabela 7.1).

| <i>Indivíduos</i> | m₄ [kg] | m₃ [kg] | m₂ [kg] |
|-------------------|---------------------------|---------------------------|---------------------------|
| A | 4,78 | 26,68 | 14,74 |
| H | 4,97 | 27,71 | 12,32 |
| C | 4,11 | 22,93 | 12,75 |
| J | 6,97 | 38,84 | 21,18 |
| T | 7,66 | 42,68 | 15,06 |

Tabela 7.1 - Percentual dos segmentos individualizados para o grupo estudado.

A partir dos valores apresentados na tabela anterior, delimitou-se os valores máximos e mínimos de massa para cada segmento, por exemplo, para a m₄ o valor máximo entre todos os indivíduos é 7,66 kg e mínimo é de 4,11 kg. Sendo assim, definiu-se na Tabela 7.2 os limites dos parâmetros de massa para cada segmento do grupo estudado.

| Massas [kg] |
|-----------------------------|
| $m_1 = 25,03$ |
| $12,32 \leq m_2 \leq 21,18$ |
| $22,93 \leq m_3 \leq 42,68$ |
| $4,11 \leq m_4 \leq 7,66$ |

Tabela 7.2 – Limites para os parâmetros de massa.

Conforme os valores de Kazarian (1972) e Mertens (1978) *apud* Boiléu e Rackeja (1998), exceto para k_1 e c_1 (constantes referentes ao banco), as constantes de rigidez e de amortecimento que unem cada uma das massas são apresentadas na Tabela 7.3.

| Constante de rigidez [kN/m] | Constante de amortecimento [Ns/m] |
|--------------------------------|--------------------------------------|
| $K_2 > 0$ | $500 \leq C_2 \leq 4000$ |
| $100 \leq k_3 \leq 300$ | $500 \leq C_3 \leq 4000$ |
| $k_4 > 0$ | $500 \leq C_4 \leq 4000$ |

Tabela 7.3 – Parâmetros de rigidez e de amortecimento.

Em relação ao modelo de quatro graus de liberdade, os parâmetros biomecânicos serão considerados ótimos, quando houver o melhor ajuste simultâneo das curvas de transmissibilidade (transmissibilidade entre o assento e o piso e entre o ombro e o assento) em relação às curvas experimentais, respeitando os limites dos parâmetros impostos conforme literatura.

Os valores de k_1 e c_1 referentes ao banco foram considerados valores constantes. Como apresentado anteriormente, no item 6.4 do capítulo 6, os valores para a rigidez e o amortecimento do banco são $k_1 = 700$ kN/m e $c_1 = 600$ Ns/m.

7.2 A Rotina Numérica

Em um outro estudo, foi desenvolvida pelo aluno de doutorado Tiago Becker, no Laboratório de Dinâmica Estrutural, uma rotina numérica, a qual consiste em ajustar as curvas de transmissibilidades calculadas, com os limites estabelecidos dos parâmetros biomecânicos definidos nos ensaios biométricos e literatura, em relação às curvas de transmissibilidade obtidas experimentalmente.

Na Figura 7.1 é apresentado um fluxograma demonstrando o procedimento de solução empregado pela rotina numérica. As etapas de procedimento serão descritas a seguir:

- 1) Resolve as equações de movimento em função da frequência;

- 2) Define-se valores iniciais para massa, rigidez e amortecimento.
- 3) Calcula a transmissibilidade medida experimentalmente. Para efeito de validação do código numérico, utilizou-se de arquivos medidos por Balbinot (2001) em ônibus urbanos. Os arquivos utilizados referem-se às acelerações medidas no piso, assento e ombro. Estes arquivos foram tratados com filtro passa-baixa 100 Hz e foi desenvolvido um programa em HPVee 4.0 (em anexo 10.3) para calcular as transmissibilidades médias³ dos arquivos entre o assento e o piso e entre o ombro e o assento. As características básicas dos motoristas que participaram dos experimentos são apresentadas na Tabela 7.1.

| Motoristas | Idade [anos] | Massa [kg] | Altura [metros] | Anos Função [anos] | Sexo |
|-------------------|---------------------|-------------------|------------------------|---------------------------|-------------|
| A | 45 | 65 | 1,76 | 10 | Masculino |
| B | 50 | 75 | 1,68 | 20 | Masculino |

*Tabela 7.1 – Características dos motoristas participantes.
Fonte: Balbinot, 2001.*

Conforme a Tabela 7.1, salienta-se que os indivíduos estão dentro dos limites dos parâmetros de biotipos estudados neste trabalho, facilitando assim, o processo de validação do código numérico. O banco utilizado para o experimento no laboratório é da mesma marca e modelo dos bancos utilizados nos ônibus em que Balbinot (2001) trabalhou em sua pesquisa.

- 4) Calcula as transmissibilidades entre o assento e o piso e entre ombro e o assento. Para exemplificar:

$$T_r(\omega) = \begin{pmatrix} x_3 \\ x_1 \end{pmatrix} \quad (7.5)$$

Sendo:

$T_r(\omega)$ = a transmissibilidade entre a massa três e a massa um no domínio da frequência;

x_3 e x_1 = equações de movimento relativas as massas três e um respectivamente do modelo de quatro graus de liberdade, conforme equação (7.1).

³ Para o cálculo das transmissibilidades médias foram utilizados trezentos arquivos contendo as medições das acelerações no piso, assento e ombro.

- 5) Compara a curva de transmissibilidade experimental com a calculada. A função utilizada para definir o ajuste das curvas foi o erro quadrático médio da curva de 4 até 40 Hz:

$$E_1 = \lim_{f \rightarrow \infty} \frac{1}{f} \left(\frac{\int_{f_0}^{f_1} (H_{1e}(f) - H_{1m}(f))^2 df}{\int_{f_0}^{f_1} (H_{1e}(f))^2 df} \right) \quad (7.6)$$

$$E_2 = \lim_{f \rightarrow \infty} \frac{1}{f} \left(\frac{\int_{f_0}^{f_1} (H_{2e}(f) - H_{2m}(f))^2 df}{\int_{f_0}^{f_1} (H_{2e}(f))^2 df} \right) \quad (7.7)$$

Sendo:

E_1 = erro quadrático médio das curvas de transmissibilidade entre o assento e o piso;

H_{1e} = a transmissibilidade pontual medida experimentalmente entre o assento e o piso;

H_{2e} = a transmissibilidade pontual medida experimentalmente entre o ombro e o assento;

E_2 = erro quadrático médio das curvas de transmissibilidade entre o ombro e o assento;

H_{1m} = transmissibilidade pontual numérica do modelo entre o assento e o piso;

H_{2m} = transmissibilidade pontual numérica do modelo entre o ombro e o assento.

O critério de parada é determinado quando o erro estipulado for maior ou igual ao erro calculado da diferença das curvas numéricas e experimentais.

- 6) Quando o critério de parada não for atingido, ou seja, o erro estipulado for menor do que o erro calculado, o programa atribui novos valores de massa, rigidez e amortecimento, sempre respeitando os limites dos parâmetros biomecânicos, e reinicia o procedimento no item quatro. Nos Gráfico 7.1 e Gráfico 7.2 apresenta-se as transmissibilidades entre o assento e o piso e entre o ombro e o assento e suas respectivas curvas experimentais, com um valor de ajuste não satisfatório.

Valores inferiores a 4 Hz foram desprezados devido a faixa de alcance de frequência dos micro-acelerômetros. O modelo foi desenvolvido para responder até 40 Hz. A maioria dos modelos propostos por outros pesquisadores (Coermann, 1962; Boiléu e Rakheja, 1998; Tewari e Prasad, 1999), em geral, respondem a uma faixa de frequência de 0,625 Hz até 20 Hz. O modelo proposto neste trabalho tem o objetivo de aumentar esta faixa de frequência até 40 Hz, já que estudos de WBV são significativos até 60 Hz.

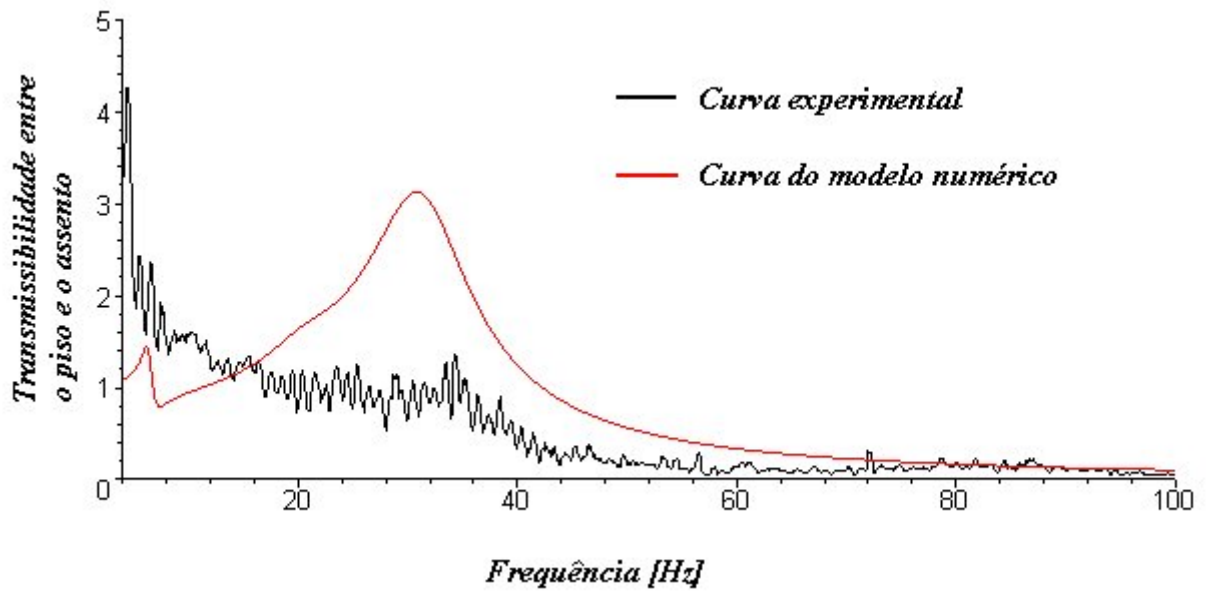


Gráfico 7.1 - Curvas de transmissibilidade entre o assento e o piso não ajustadas.

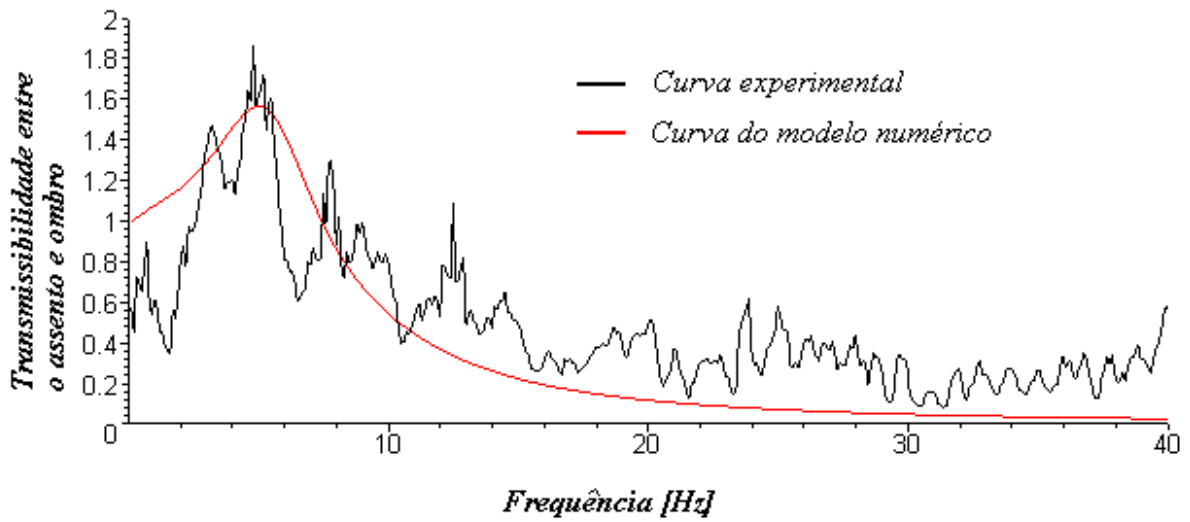


Gráfico 7.2 - Curvas de transmissibilidade entre o ombro e o assento não ajustadas.

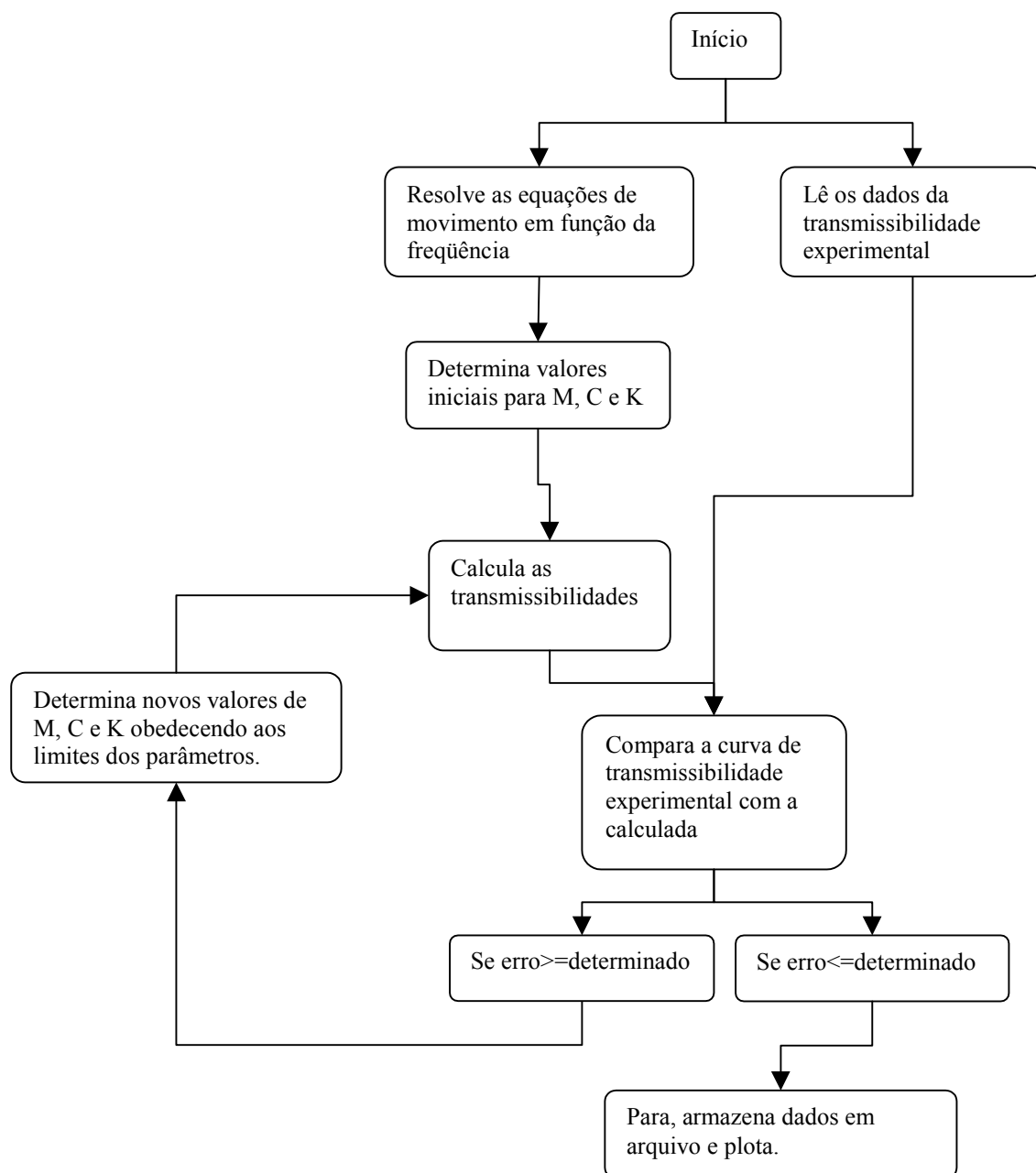


Figura 7.1 – Fluxograma da rotina numérica.

7.3 Resultado das curvas de transmissibilidade ajustadas

Após todo o procedimento da rotina atingir o critério estipulado de parada, apresenta-se os parâmetros ideais de massa, rigidez e amortecimento abaixo:

| | | |
|--------------------------|-----------------------------|---------------------------|
| $m_1 = 25,05 \text{ kg}$ | $k_1 = 700 \text{ kN/m}$ | $c_1 = 600 \text{ Ns/m}$ |
| $m_2 = 21,18 \text{ kg}$ | $k_2 = 300 \text{ kN/m}$ | $c_2 = 4000 \text{ Ns/m}$ |
| $m_3 = 33,36 \text{ kg}$ | $k_3 = 267,3 \text{ kN/m}$ | $c_3 = 4000 \text{ Ns/m}$ |
| $m_4 = 7,66 \text{ kg}$ | $k_4 = 24,585 \text{ kN/m}$ | $c_4 = 500 \text{ Ns/m}$ |

Utilizando-se de uma rotina no Maple 5.5 (em anexo 10.5), para estes parâmetros as frequências naturais do sistema são:

$$\omega_{n1} = 7 \text{ Hz}, \omega_{n2} = 10,8 \text{ Hz}, \omega_{n3} = 24,36 \text{ Hz} \text{ e } \omega_{n4} = 35,11 \text{ Hz}$$

Salienta-se, destes resultados, que uma das frequências naturais obtidas através do modelamento numérico condiz com o valor obtido experimentalmente dado no Gráfico 6.1, referente a principal frequência de ressonância do banco que ocorre em 7 Hz.

No Gráfico 7.1, referente ao ajuste das curvas de transmissibilidade entre o piso e o assento, o erro quadrático médio foi de 17,74%, e visualmente observa-se que a curva numérica obteve uma aproximação significativa à curva experimental.

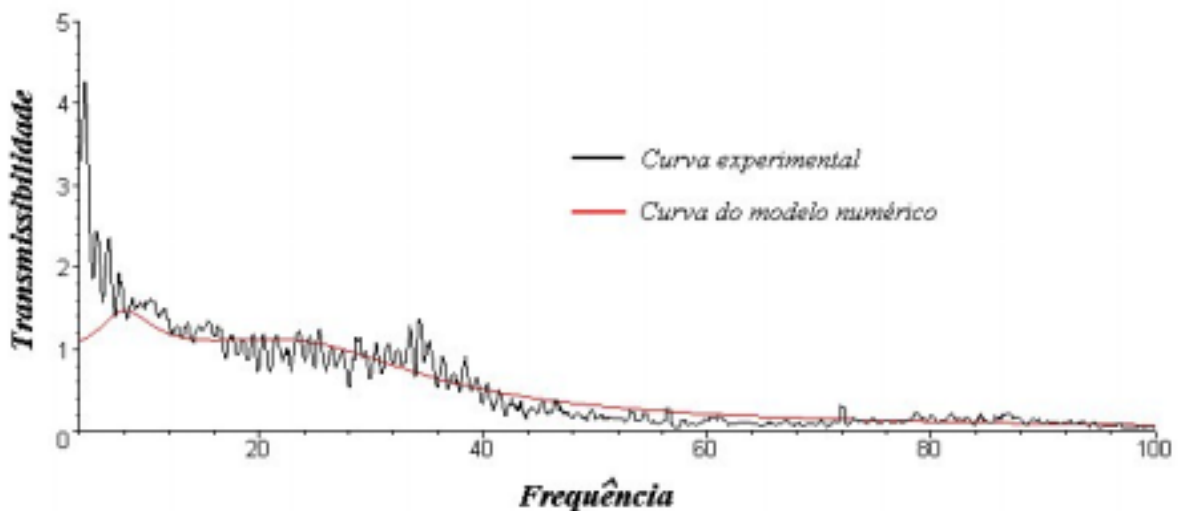


Gráfico 7.1 – Transmissibilidade entre o piso e o assento referente ao ônibus 7.

Para o Gráfico 7.2, referente ao ajuste das curvas de transmissibilidade entre o ombro e o assento, o erro quadrático médio foi de 37,78 %. Observa-se que a curva numérica acompanha suavemente a curva experimental.

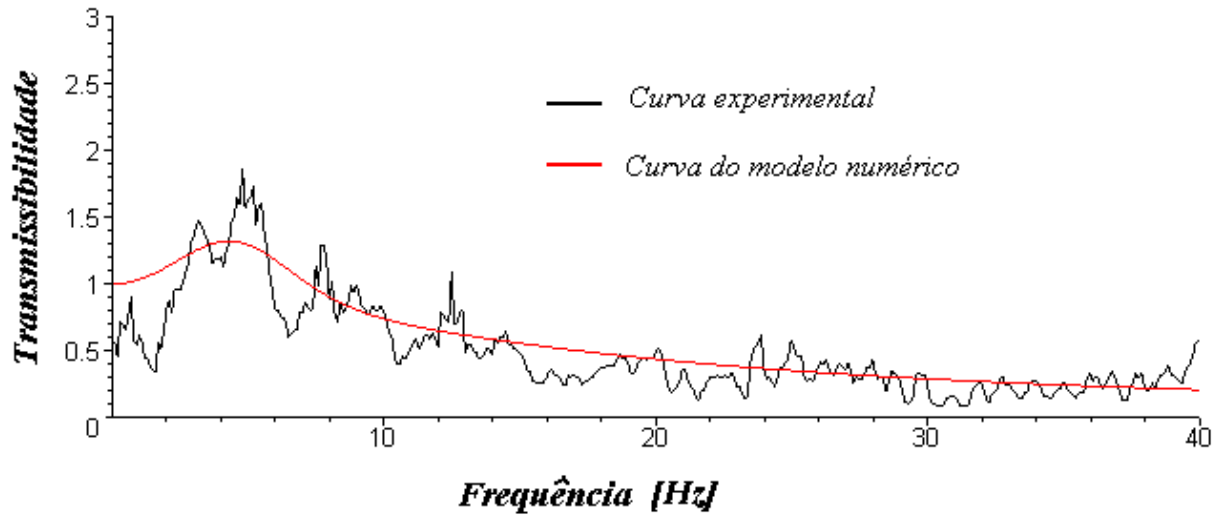


Gráfico 7.2 – Transmissibilidade entre o assento e o ombro referente ao ônibus 07.

8 CONSIDERAÇÕES FINAIS

8.1 Conclusões

Este trabalho foi proposto com os seguintes objetivos:

- ❖ Desenvolvimento de um modelo numérico, o qual respondesse simultaneamente às curvas experimentais de transmissibilidade entre o assento e o piso e entre o ombro e o assento.
- ❖ Apresentação de trabalhos já apresentados nas áreas de transmissibilidade e medição da vibração.
- ❖ Determinação e avaliação da transmissibilidade da vibração no corpo humano.

Discutindo-se os objetivos deste trabalho por tópicos propostos, inicia-se por:

Apresentação de trabalhos já apresentados nas áreas de transmissibilidade e medição da vibração: O levantamento bibliográfico foi uma importante ferramenta para a orientação no procedimento durante os ensaios experimentais e no desenvolvimento do modelo biomecânico. Através deste levantamento, chegou-se à conclusão de que não havia sido desenvolvido um modelo de quatro graus de liberdade que integrasse o corpo humano e o banco de um veículo. Também não se encontrou, nos principais jornais do meio científico, pesquisas relacionadas a indivíduos em condição de operação de máquinas brasileiras. Outro fator importante foi o cuidado em desenvolver um modelo biomecânico, representativo de indivíduos brasileiros, que respondesse simultaneamente de acordo com os dados obtidos experimentalmente da transmissibilidade entre o assento e o piso e entre o ombro e o assento para uma faixa de frequência de 4 até 40 Hz.

Avaliação da transmissibilidade da vibração no corpo humano: Discutindo-se, de uma maneira em geral, todos os pontos de transmissibilidade, nota-se que nos gráficos relacionados à transmissibilidade média entre o assento e o piso, os valores medidos eram quase sempre maiores do que um. O mesmo não acontece para as demais transmissibilidades apresentadas nos demais gráficos, os quais quase sempre os valores medidos eram atenuados. Mas para a região pélvica (Gráfico 6.2), em alguns pontos de frequência, particularmente entre 10,2 Hz e 11,6 Hz, apresenta-se uma amplificação da transmissibilidade.

Estes parâmetros nos levam a algumas conclusões:

- ❖ As transmissibilidades médias entre o assento/piso apresentaram valores em torno de 2, para frequências entre 10 e 16 Hz, para quase todos os indivíduos.
- ❖ As transmissibilidades médias entre o assento/pélvis para as frequências de 10,2 e 11,6 Hz obtiveram valores próximos de um, hora atenuando, hora amplificando o sinal da vibração.
- ❖ Nas transmissibilidades médias entre assento/ombro, praticamente todos os indivíduos obtiveram valores atenuados.
- ❖ Para transmissibilidades médias entre assento/cabeça, em alguns dos indivíduos, apresentam uma tendência de amplificação para os valores de frequências de 10,2 Hz e 20,3 Hz.

Com base nos tópicos acima, surge o seguinte questionamento: “Se a transmissibilidade entre assento/piso era quase sempre maior do que um, por que nos pontos seguintes (entre a pélvis/assento, ombro/assento e entre a cabeça/assento) houve uma atenuação gradual da transmissibilidade da vibração?”.

Talvez a explicação esteja no fato de que a estrutura da coluna e dos órgãos internos (vértebras, músculos, vísceras entre outros) funcionou como um amortecedor e atenuou parte da magnitude da transmissibilidade.

Outro ponto interessante está no comportamento similar das curvas de transmissibilidade entre o assento e o piso. Isto se deve ao fato de que o banco apresenta um comportamento linear quanto ao seu deslocamento. Já para as demais transmissibilidades medidas, nota-se que o corpo humano apresenta diferentes respostas, hora atenuando ou hora amplificando a transmissibilidade da vibração. Mesmo expondo todo o grupo estudado ao mesmo sinal de vibração e de mesma magnitude e frequência, o corpo humano de cada indivíduo ainda assim apresenta alguns valores bem distintos dos demais. Isto pode ser verificado nos Gráfico 6.3 (indivíduo A e H) e Gráfico 6.4 (indivíduo A e J), onde alguns indivíduos em determinadas frequências apresentaram comportamento distinto na transmissibilidade da vibração em relação aos demais .

Para a transmissibilidade entre a região pélvica e o assento, verifica-se uma resposta à vibração similar entre os indivíduos estudados. A hipótese está no fato de que, até a pélvis, a transmissibilidade ainda não havia passado pela região torácica, sendo assim foi muito pouco atenuada.

Em relação à transmissibilidade entre cabeça e o assento, houve uma tendência de amplificação da vibração para alguns dos indivíduos em torno de 20,3 Hz. Isto se explica por dois fatores: o primeiro, de que nesta frequência de excitação estejamos próximos da frequência de ressonância da cabeça, e, o segundo pelo fato de que na região cervical não há uma grande restrição ao movimento na direção Z.

Também é importante salientar que o banco não apresentou condições satisfatórias no desempenho de suas funções em relação à atenuação da transmissibilidade da vibração. Analisando-se o Gráfico 6.1, quando o banco foi submetido a vibração no “*shaker*”, nota-se que a curva de transmissibilidade entre o piso e o assento era totalmente atenuada, o que não condiz com os valores medidos na mesa vibratória (Gráfico 6.1). Isto ocorre porque o banco possui comportamento diferenciado, em relação à transmissibilidade, do que quando carregado. Esta comparação nos leva afirmar que no desenvolvimento de assentos, estes não devem ser analisados independentemente, mas sim, como um sistema composto por banco e corpo humano. Outro fator importante é que o banco apresentou ressonância em 7 Hz, ou seja, muito próximo da faixa de frequência de ressonância da coluna humana.

Desenvolvimento de um modelo numérico: Em relação ao desenvolvimento do modelo de quatro graus de liberdade, o qual responde simultaneamente às curvas experimentais de transmissibilidade entre o assento e o piso e entre o ombro e o assento, a uma faixa de frequência de 4 até 40 Hz, os resultados obtidos foram satisfatórios.

A curva de transmissibilidade entre o assento e o piso, gerada pelo modelo, apresentou um erro quadrático médio de 17,74 %. Conforme o Gráfico 7.1, nota-se que a curva numérica descreve muito bem a curva experimental. O erro quadrático médio poderia ser minorado se os sinais experimentais não apresentassem ruídos, e se na faixa de 4 a 5 Hz o modelo tivesse obtido um comportamento melhor. Verifica-se que uma das frequências naturais obtidas através do modelamento numérico condiz com o valor obtido experimentalmente dado no Gráfico 6.1, referente a principal frequência de ressonância do banco que ocorre em 7 Hz. Nota-se que a outra frequência de ressonância do banco, porém com menor energia na magnitude, ocorreu exatamente em 4 Hz. Este fato é explicado devido ao banco ser composto por vários elementos distintos, sendo assim, com várias frequências naturais. Conclui-se então que o banco deveria ser descrito por mais graus de liberdade. Porém o desenvolvimento deste modelo tem por objetivo facilitar o uso por profissionais da área de projeto e desenvolvimento de bancos. No caso de aumentarem-se os graus de liberdade para descrever o banco, ocasionará com que este modelo seja específico para um tipo de banco e não poderia ser utilizado para outros.

A curva de transmissibilidade entre o ombro e o assento gerada pelo modelo apresentou um erro quadrático médio de 37,78 %. Conforme o Gráfico 7.2, nota-se que a curva numérica descreve muito bem a curva experimental. A explicação do erro quadrático médio de ajuste ter sido elevado está no fato de que o sinal experimental apresentava ruído, fazendo com que alguns pontos extremos elevassem a média do erro.

As curvas de transmissibilidade geradas pelo modelo de quatro graus de liberdade apresentaram uma concordância muito próxima às curvas medidas experimentalmente por Balbinot (2001), validando assim, satisfatoriamente o modelo proposto.

8.2 Propostas de continuidade

Como objetivo de contribuir para o avanço do conhecimento na área da transmissibilidade da vibração no corpo humano é interessante registrar algumas propostas de continuidade para este trabalho:

1. Desenvolvimento de uma nova bancada de teste, na qual a faixa de frequência para estudo seja aumentada.
2. Repetição dos experimentos com um grupo maior de indivíduos e de várias regiões do Brasil com o objetivo de estabelecer um padrão do comportamento da transmissibilidade da vibração.
3. Desenvolvimento de um banco ideal com base no modelo de quatro graus de liberdade e nas informações obtidas das transmissibilidades experimentais.
4. Além do estudo da transmissibilidade realizar a análise de fase do movimento do modelo de quatro graus de liberdade.
5. Realizar um trabalho multidisciplinar, onde houvesse a possibilidade e determinação das características físicas das variáveis humanas para o padrão brasileiro, como por exemplo:
 - Densidade dos segmentos corporais humanos;
 - Percentual de massa dos segmentos em relação à massa total do corpo humano;
 - Constantes de rigidez humanas;
 - Constantes de amortecimento.

9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Balbinot A., 2001. **“Caracterização dos níveis de vibração em motoristas de ônibus: um enfoque no conforto e na saúde”**. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica PROMEC/UFRGS.

Bendat J. S., Piersol A. G., 1971. Random Data: Analysis and measurement procedures. Editora Wiley-Interscience.

Boiléu P. É., Rackheja S., 1998. **“Whole-body vertical biodynamic response characteristics of the seated vehicle driver measurement and model development”**. Journal of Industrial Ergonomics 22 (1998), 449-472.

Bovenzi M., C.T.J. Husholf, 1998. **“An update review of epidemiologic studies on the relationship between exposure to whole-body vibration and low back pain”**. Journal of Sound and Vibration 215(4), 595-612.

Brinckmann P., Frobin W., Biggemann M., Tillotson M., Burton C., 1998. **“Quantification of overload injuries to thoracolumbar vertebrae and discs in person exposed to heavy physical exertions or vibration at the workplace. Part 2 – Ocurrance and magnitude of overload injury in exposed cohorts”**. Clinical Biomechanics,13, Supplement 2, S(2) 1-S(2)36.

BS 7085, 1989. **“Safety aspects of experiments in wich people are exposed to mechanical vibration and shock”**. British Standard Guide.

BS 6841, 1987. **“ Measurement and evaluation of human exposure to whole-body mechanical vibration and repeated shock”** . British Standard Guide.

BS 6055, 1981. **“ Methods for measurement of whole-body vibration of the operators of agricultural wheeled tractors and machinery”** . British Standard Guide.

Coermann, R.R., 1962. **“The mechanical impedance of the human body in sitting and standing position at low frequencies”**. Human Factors, October, pp. 227-253.

Chaffin, D. B., Andersson, G.B.J., Martin, B.J., 1999. **“Occupational Biomechanics”**, Wiley-Interscience, U.S.A.

Griffin, M. J., 1998, **“A comparison of standardized methods for predicting the hazards of whole-body vibration and repeated shocks”**. Journal of Sound and Vibration, 215 (4), 883-914.

Griffin, M. J., 1990, **“HandBook of human vibration”**. Academic Press. U.S.A.

Instituto Nacional de Prevenção às LER/DORT, 2001. “Pesquisa com trabalhadores paulistanos expostos as doenças ocupacionais”. Instituto de Pesquisas Datafolha. Internet.

ISO 2631, 1974. **“Guide for the evaluation of human exposure to whole-body vibration”**. International Standard.

ISO 2631-1, 1997. **“Mechanical Vibration and shock – evaluation of human exposure to whole-body vibration – Part I: general requirements”**. International Standard.

ISO 7962, 1987, **“Mechanical Vibration and shock-mechanical transmissibility curves of the human body in the z direction”**. International Standard.

ISO 5008, 1979. **“Methods for measurement of whole-body vibration of the operators of agricultural wheeled tractors and machinery”**. International Standard.

Magnusson M. L., Pope M.H., Hulshof C. T.J., Bovenzi, M. 1998. **“Development of a protocol for epidemiological studies of whole-body vibration and musculoskeletal disorders of the lower back”**. Journal of Sound and Vibration.

Mansfield N. J., Griffin M. J., 2000, **“Non-Linearities in apparent mass and transmissibility during exposure to whole-body vertical vibration”**. Journal of Biomechanics. pp,933-941.

Matsumoto Y., Griffin M. J., 1998. "Movement of the upper-body of seated subjects exposed to vertical whole-body vibration at the principal resonance frequency". **Journal of Sound and Vibration**, pp, 743-762.

Miyamoto M., Shirai Y., Nakayama Y., Gembunand Y., Kaneda K, 2000. "Na epidemiologic study of occupational low back pain in truck drivers". JNipponMed

Panjabi, M. M., Andersson. G. B. J., Jorneus, L., Hult, E, Mattsson, L., 1986. "In vivo measurement of spinal column vibrations". **The journal of Bone and Joint Surgery**. pp.695-702.

Netter, F. H., 1999. "Atlas Interativo de Anatomia Humana". Novartis Medical education.

Panjabi, M. M., Andersson, G. B. J., Jorneus, L., Hult., E., Matsson, L., 1986. "In vivo measurement of spinal column vibrations". *The Journal of Bone and Joint Surgery*, pp, 695-702.

Pope, M, H., Svensson, M., Broman, H., Anderson, G., 1986. "Mounting of the transducers in measurement of segmental motion of the spine". **Journal of biomechanical Engineering**, pp, 279-284.

Pope, M, H., Wilder, D, G., Jorneus, L., Broman, H., Svensson, M., Anderson, G., 1987. "The response of the seat human to sinusoidal vibration and impact". **Journal of Biomechanics**, pp, 675-677.

Rasch P. J.(1991). "Cinesiologia e anatomia aplicada". 7^a ed. Editora Guanabara. Rio de Janeiro.

Tewari V.C., Prasad N. "Three-DOF modelling of tractor seat-operator system". **Journal of Terramechanics** 36 (1999):207-219.

Wasserman, Donald E. "Vibration: Principles, Measurements, and Health Standards",1990 **Seminars in peinatology**. vol 14, No 4 (August) 1990:pp 311-321.

Wasserman, Donald E (1987). "Human aspects of occupational vibration". Elsevier Science Publishers B. V., U.S.A.

Cho Y., Yoon Y-S., 2001. "Biomechanical model of human on seat with backrest for evaluation ride quality". **International Journal of Industrial Ergonomics** 27 (2001):331-345.

ANEXOS

10 Anexos

10.1 Publicação baseada neste trabalho

Anflor C.T.M., Becker T. Tamagna A., “Study of the transmissibility of the human body vibration in vertical direction and development of a model of four degrees of freedom” COBEM 2003. Abstract aceito.

10.2 Gráficos das transmissibilidades estudadas para cada indivíduo.

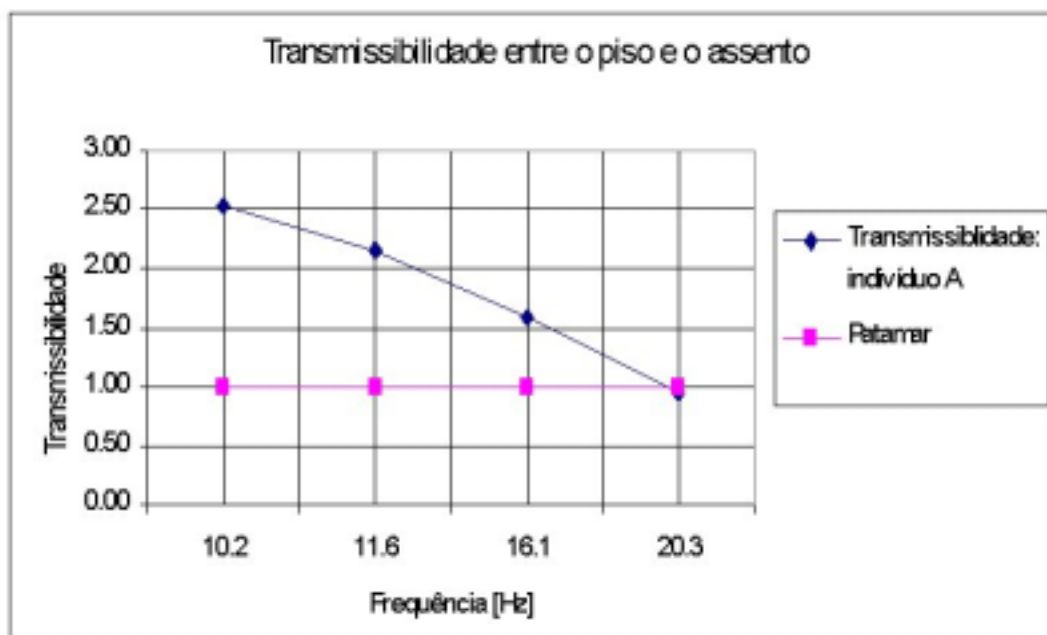


Figura 10.1 – Transmissibilidade média entre piso/assento - indivíduo A.

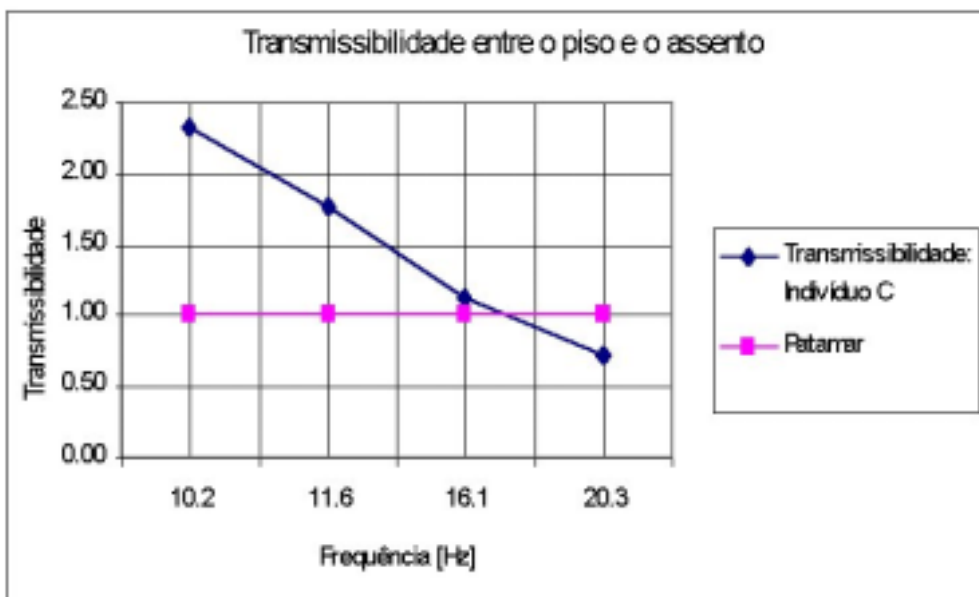


Figura 10.2 - Transmissibilidade média entre piso/assento - indivíduo C.

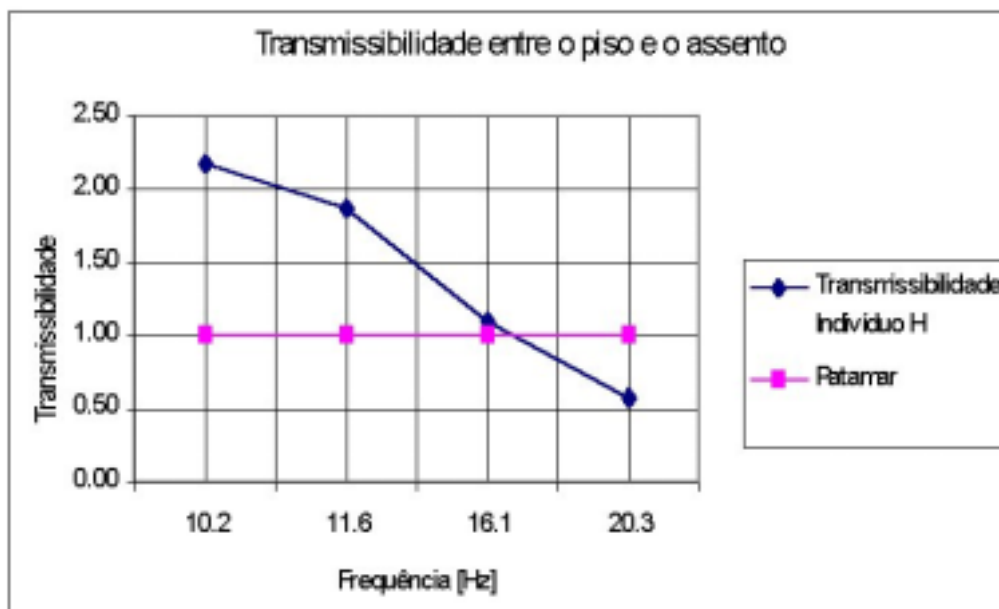


Figura 10.3 - Transmissibilidade média entre piso/assento – indivíduo H.

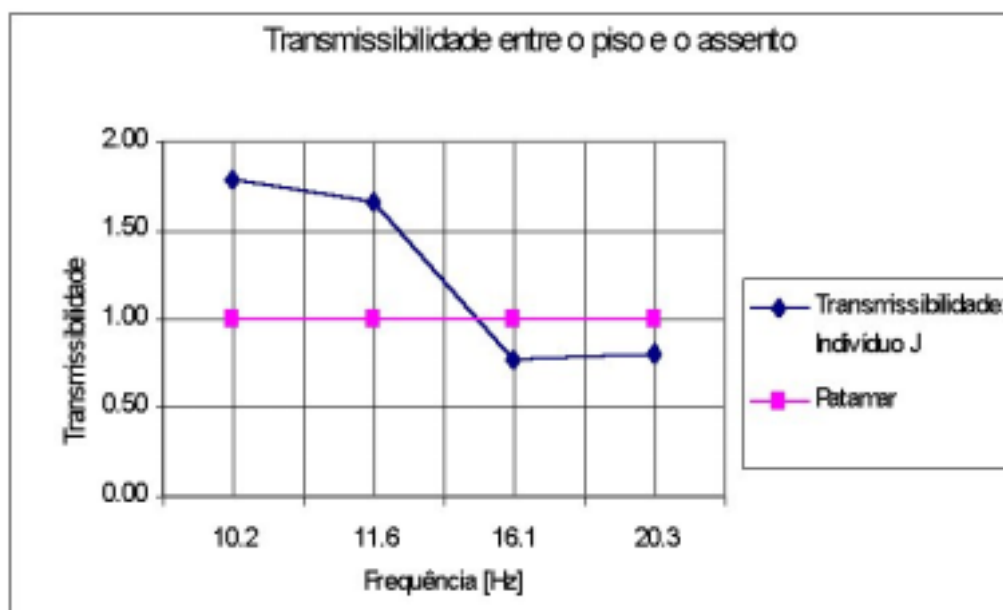


Figura 10.4 - Transmissibilidade média entre piso/assento - indivíduo J.

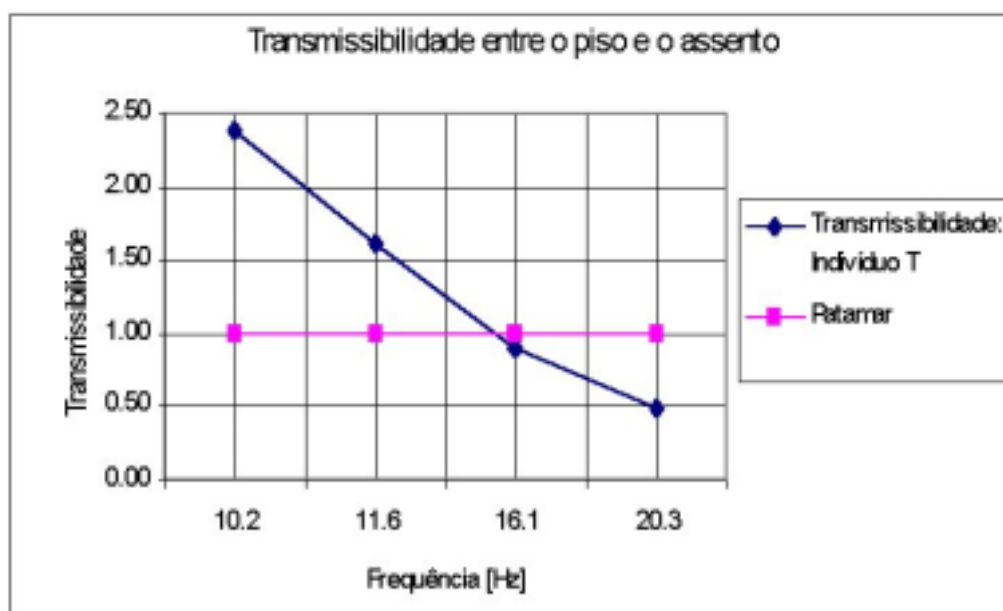


Figura 10.5 - Transmissibilidade média entre piso/assento - indivíduo T.

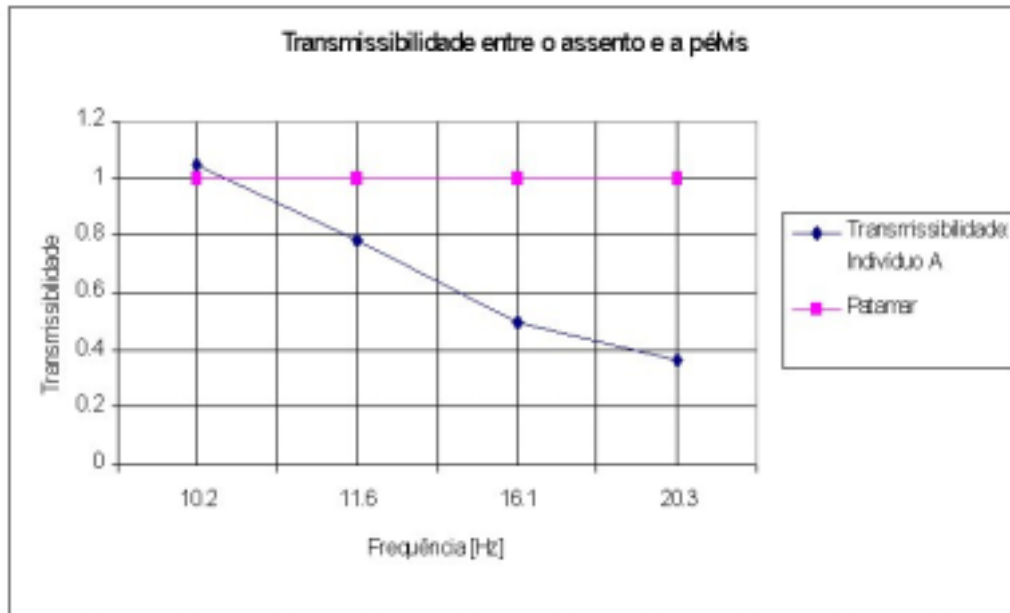


Figura 10.6 - Transmissibilidade média entre assento/pélvis - indivíduo A.

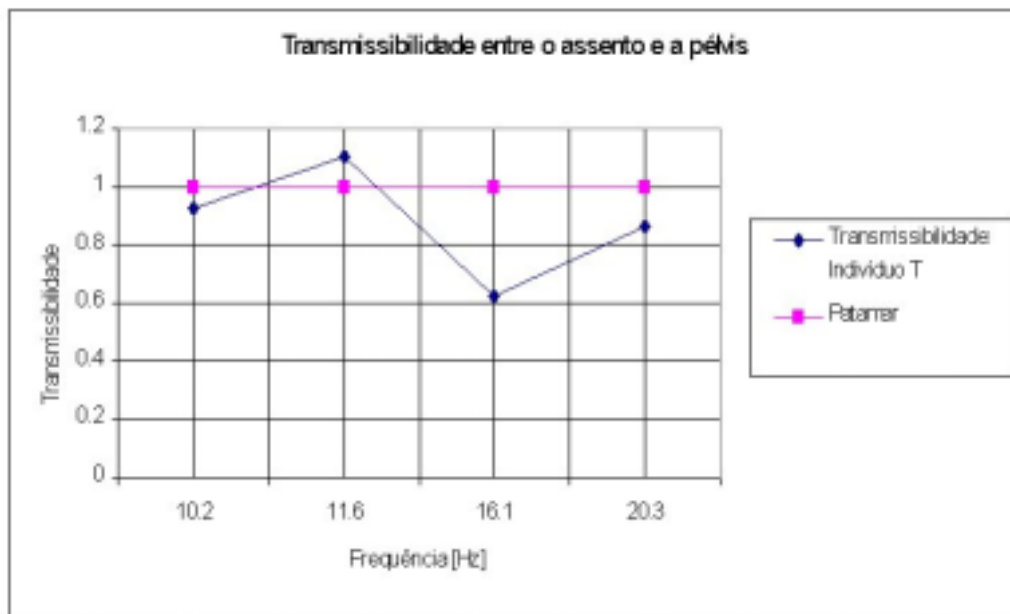


Figura 10.7 - Transmissibilidade média entre assento/pélvis - indivíduo C.

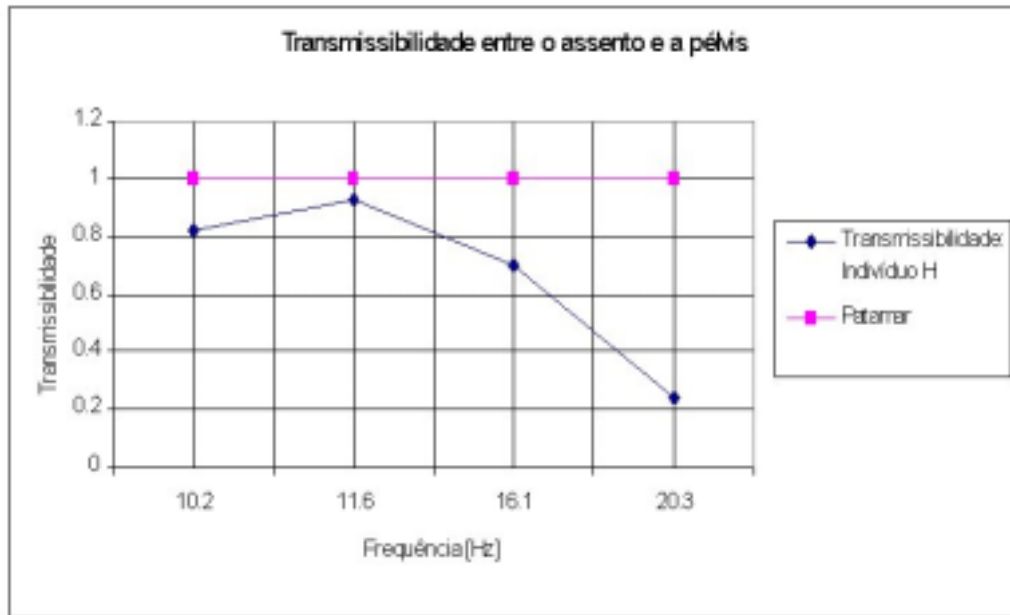


Figura 10.8 – Transmissibilidade média entre assento/pélvis - indivíduo H.

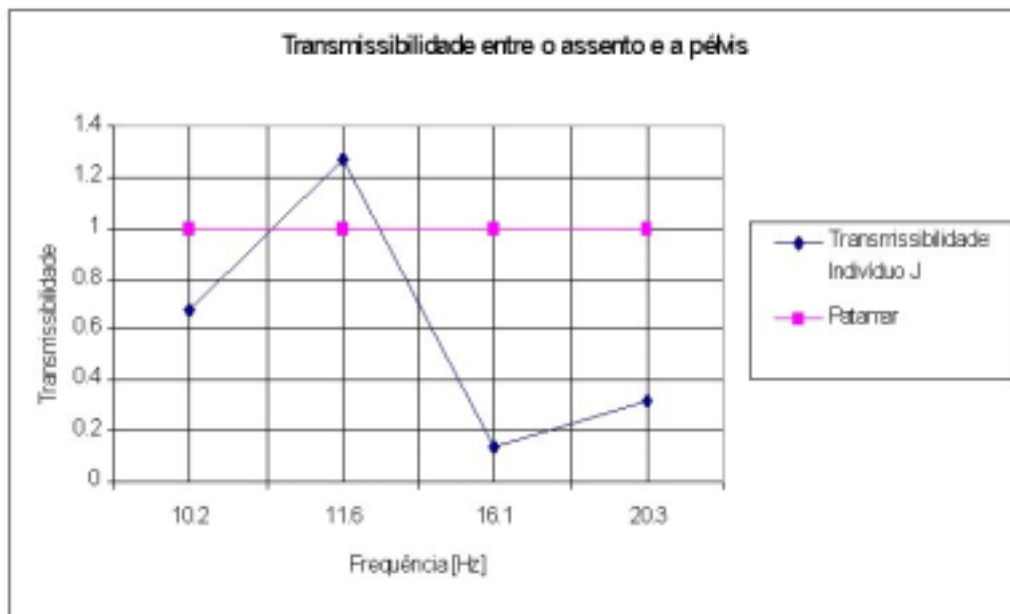


Figura 10.9 - Transmissibilidade média entre assento/pélvis - indivíduo J.

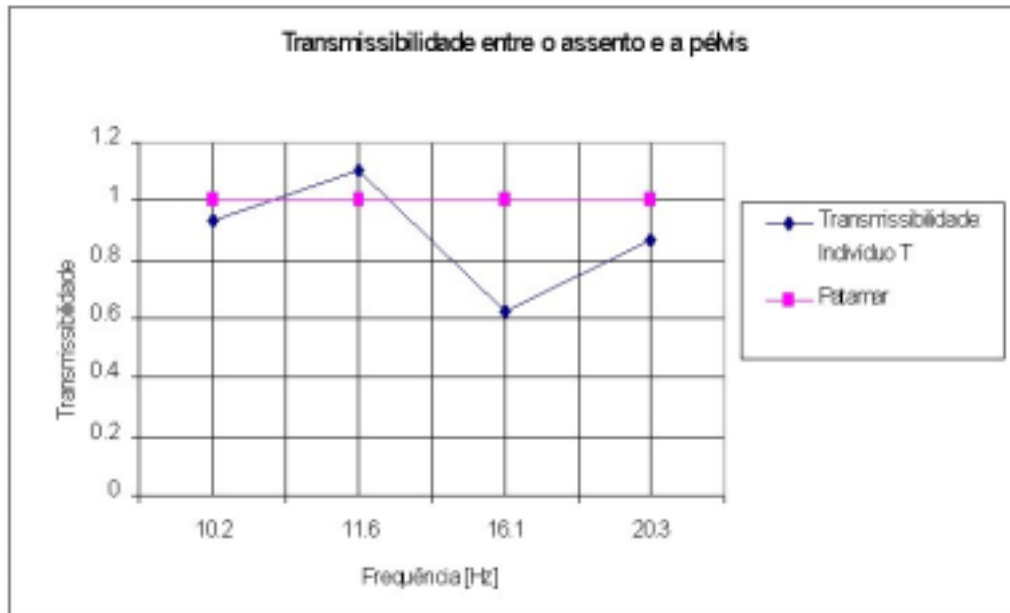


Figura 10.10 – Transmissibilidade média entre assento/pélvis - indivíduo T.

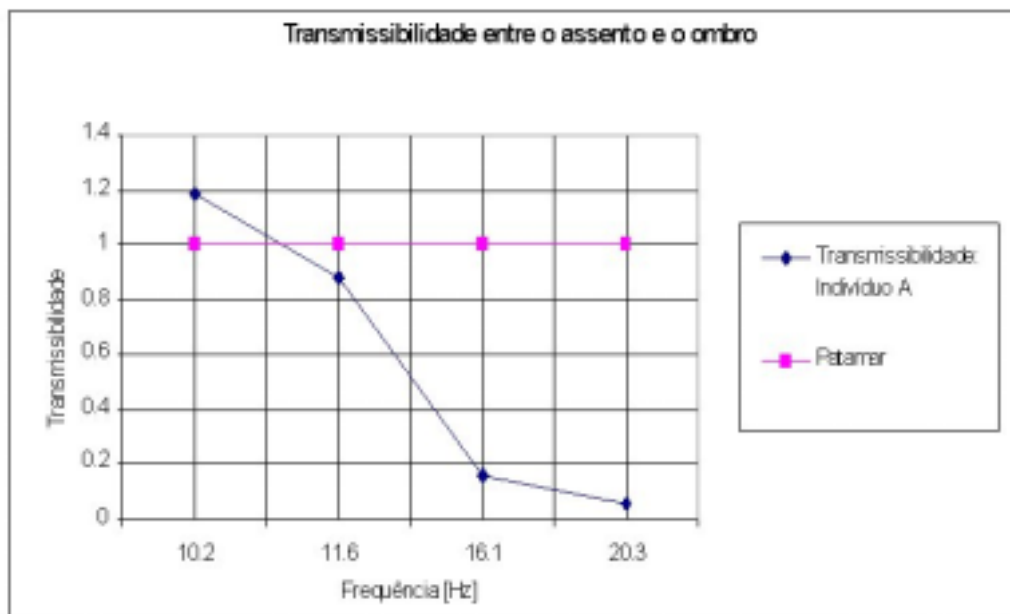


Figura 10.11 - Transmissibilidade média entre assento/ombro - indivíduo A.

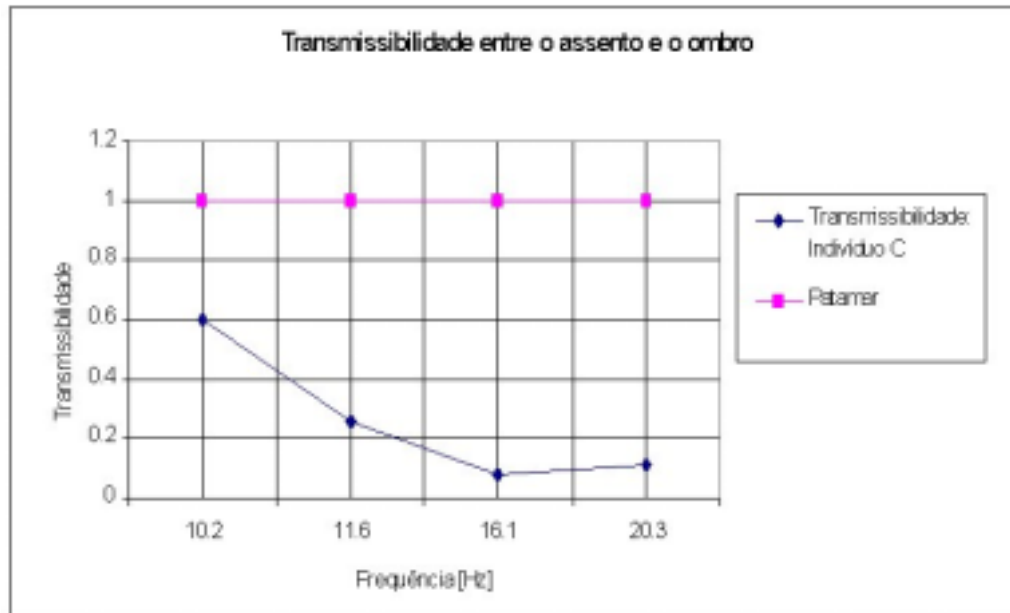


Figura 10.12 - Transmissibilidade média entre assento/ombro - indivíduo C.

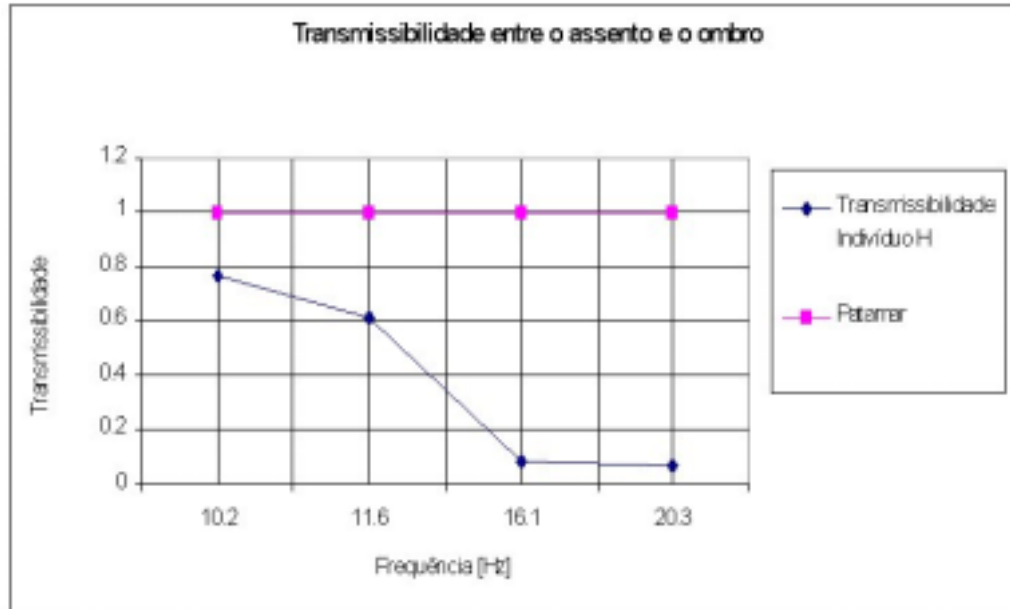


Figura 10.13 - Transmissibilidade média entre assento/ombro - indivíduo H.

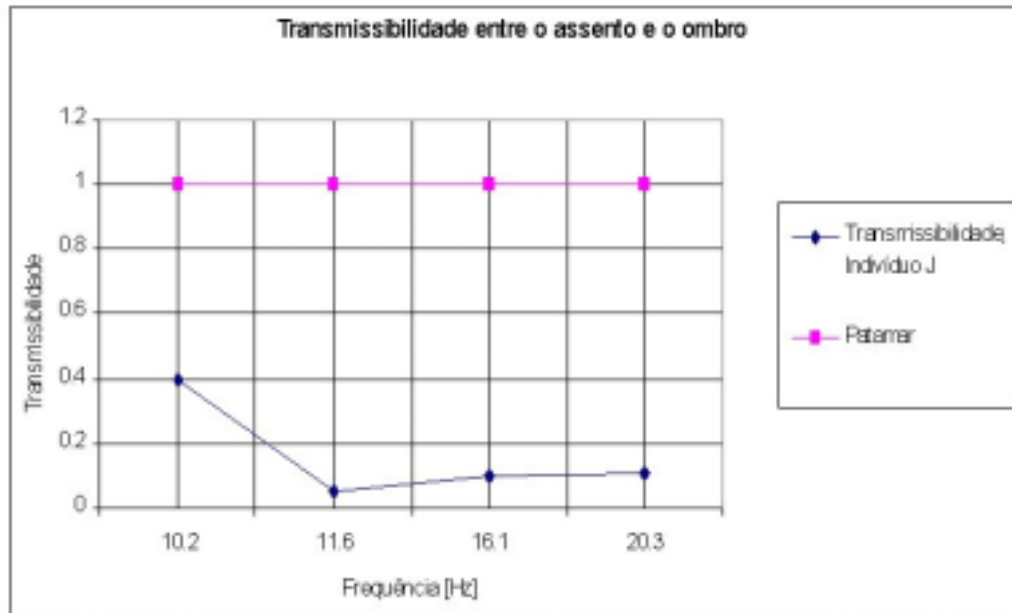


Figura 10.14 - Transmissibilidade média entre assento/ombro - indivíduo J

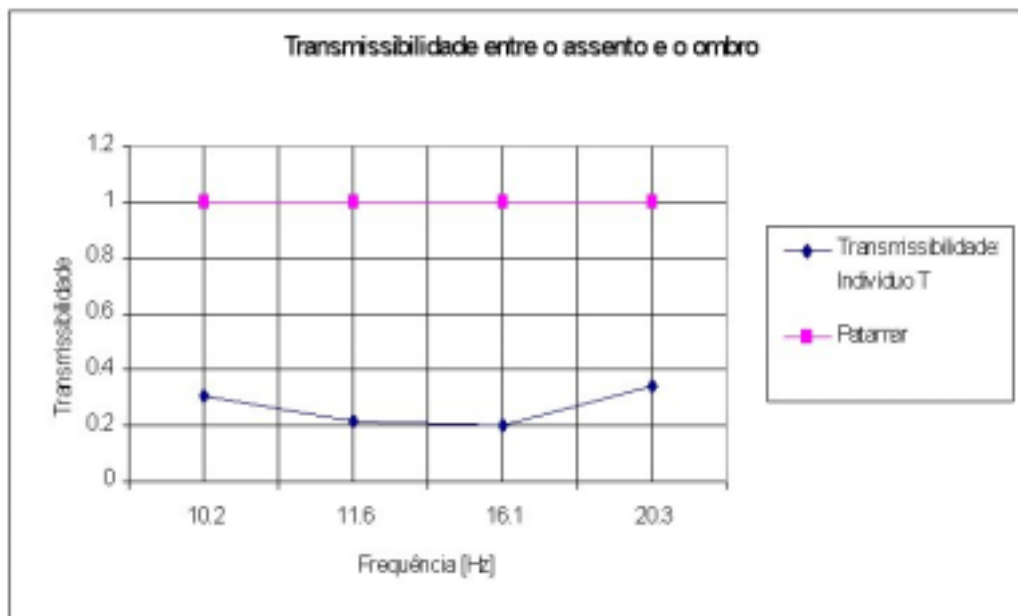


Figura 10.15 - Transmissibilidade média entre assento/ombro - indivíduo T.

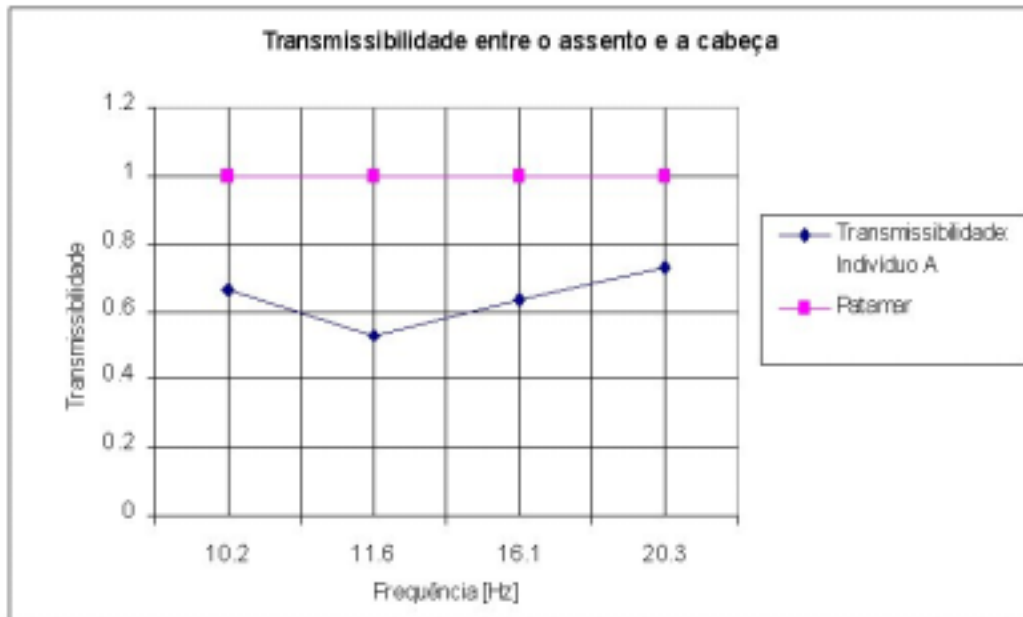


Figura 10.16 - Transmissibilidade média entre assento/cabeça - indivíduo A.

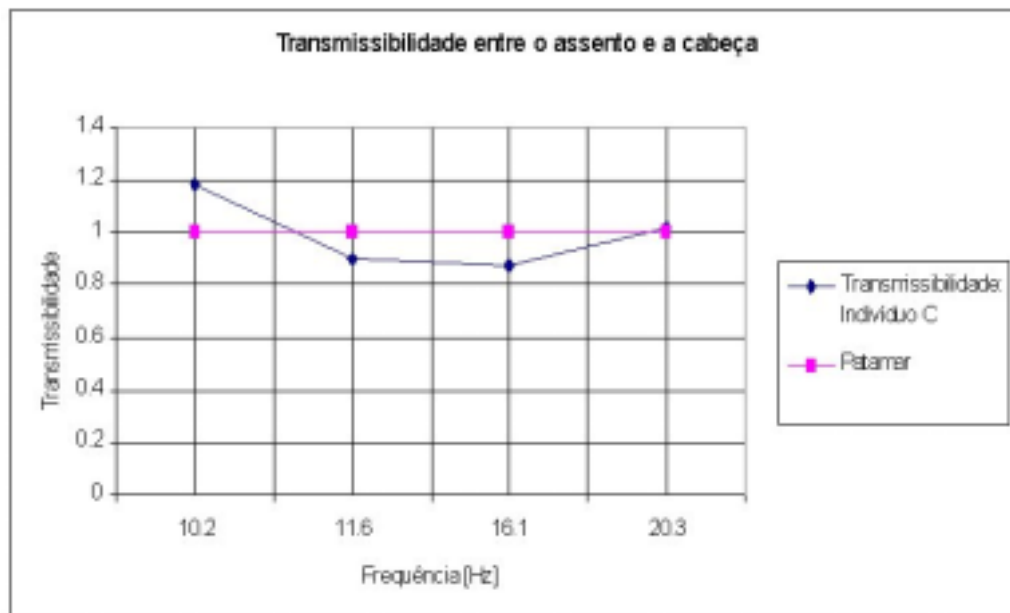


Figura 10.17 - Transmissibilidade média entre assento/cabeça - indivíduo C.

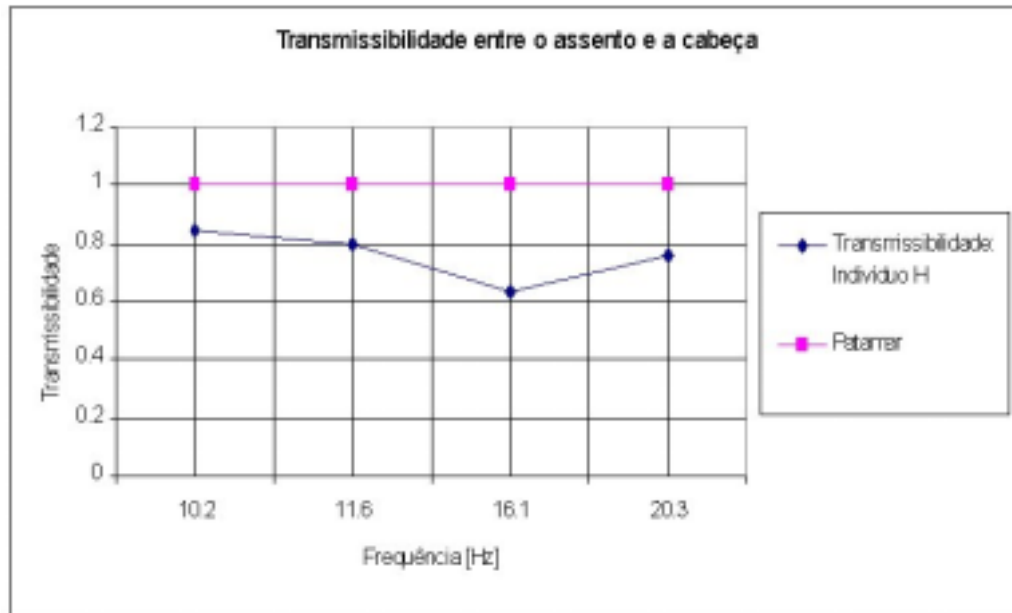


Figura 10.18 - Transmissibilidade média entre assento/cabeça - indivíduo H.

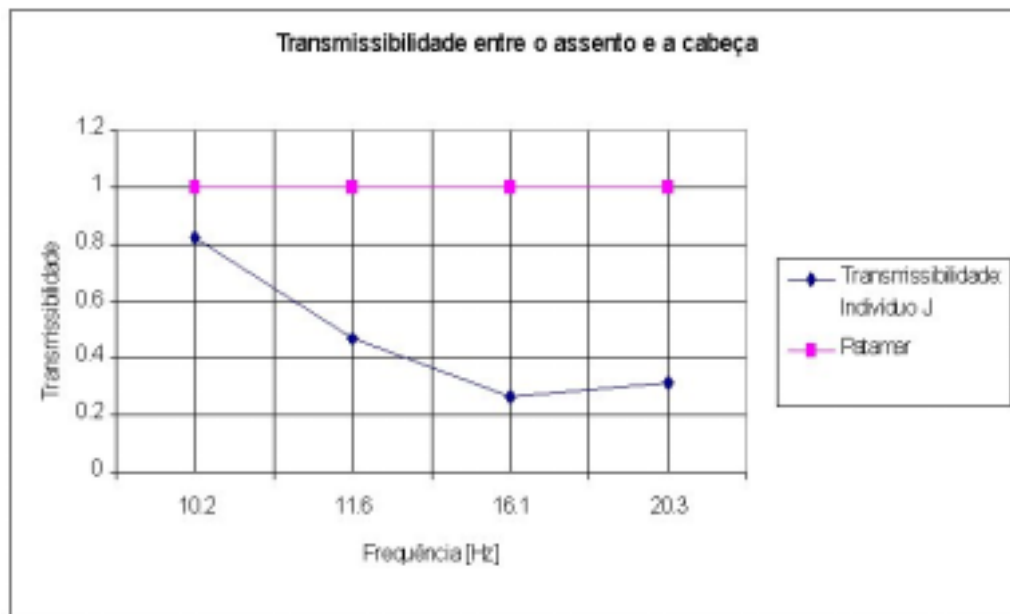


Figura 10.19 - Transmissibilidade média entre assento/cabeça - indivíduo J.

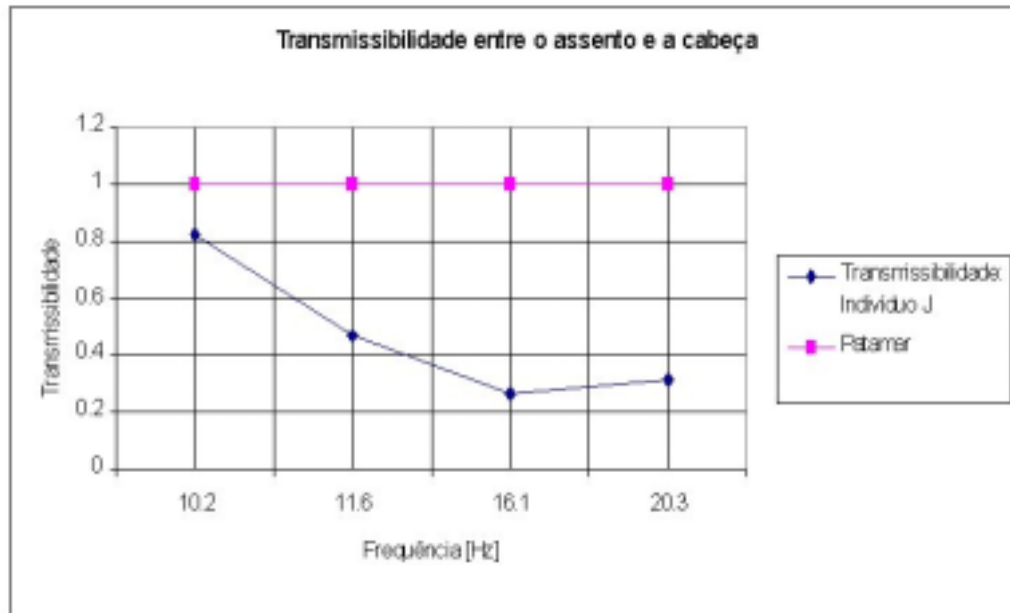


Figura 10.20 - Transmissibilidade média entre assento/cabeça - indivíduo T.

10.3 Ferramentas Computacionais utilizadas para validação do Código Numérico

Para o desenvolvimento do modelo de quatro graus de liberdade e tratamento dos dados utilizados e gerados por este, foram utilizadas duas ferramentas computacionais: *Working Model 2D* e *HPVEE 4.0*. No item seguinte deste tópico será apresentado o princípio de funcionamento destes programas desde a etapa de modelagem e simulação numérica no *Working Model 2D* até o tratamento de dados utilizando o *HPVEE 4.0*.

Working Model 2D e HPVEE 4.0

O *Working Model 2D* é uma ferramenta computacional que trabalha com a integração numérica e representação da simulação dinâmica na interface gráfica. A integração numérica pode ser realizada por dois métodos: Euler e Kutta-Merson. Neste caso se optou pelo método de Euler por ser mais rápido e simples.

Montando-se o modelo de quatro graus de liberdade (Figura 7.1) idealizado no *Working Model 2D* tem-se o seguinte sistema (Figura 10.1):

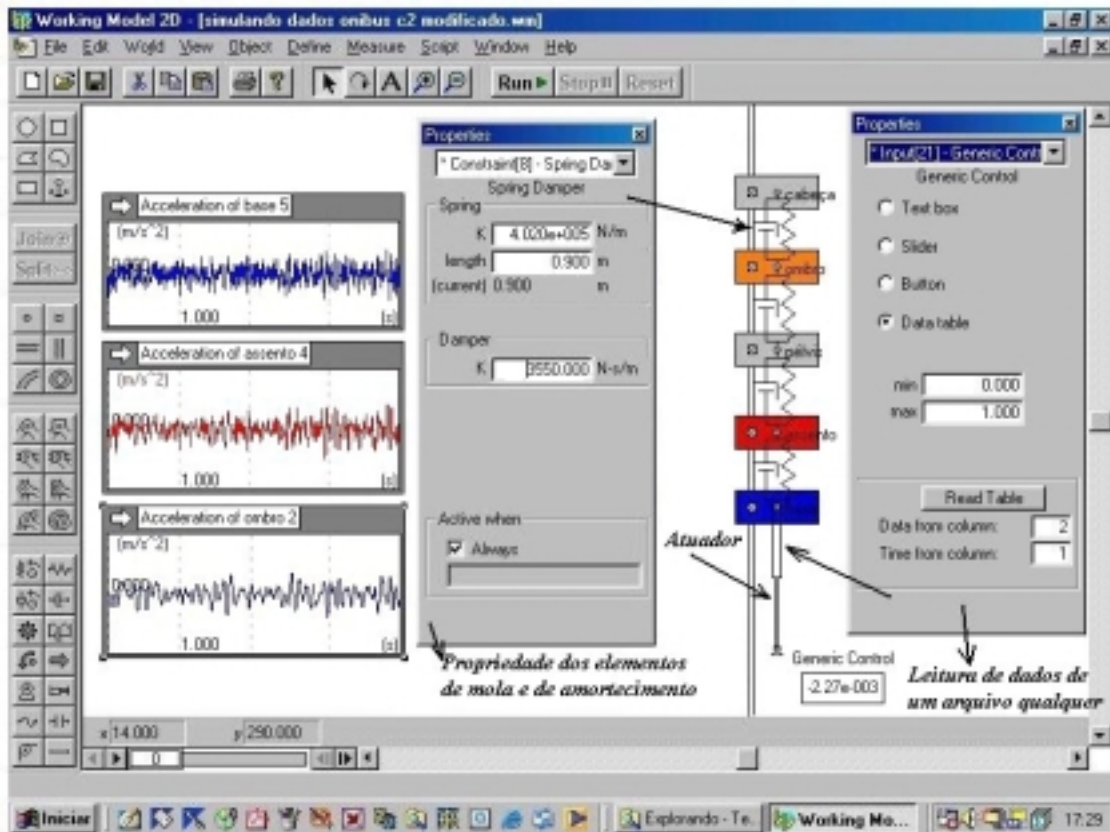


Figura 10.1 - Detalhe da tela do Working Model 2D.

No lugar do piso, há a opção de ser colocado um atuador (Figura 10.1). Através deste pode-se gerar um sinal senoidal com frequência e amplitude determinada. Neste caso, pode-se estudar um ponto discreto de frequência específica.

Neste trabalho utilizou-se de arquivos com extensão *.dat, os quais continham dados medidos experimentalmente de aceleração medida no piso de um veículo. O atuador submete o modelo à vibração de acordo com este arquivo. Durante a simulação é gerado um arquivo numérico com os valores da aceleração da m_1 , m_2 e m_3 . Este arquivo é exportado e tratado no *HPVee 4.0 (Hewlett-Packard Visual Engineering Enviroment)*⁴, onde se desenvolveu um programa específico para o tratamento das transmissibilidades médias provenientes de trezentos arquivos adquiridos por Balbinot (2001) em motoristas de ônibus urbanos. Neste programa comparam-se as transmissibilidades numéricas geradas pelo *Working Model 2D* com as transmissibilidades médias dos dados experimentais medidos por *Balbinot (2001)*, Figura 10.2.

⁴ Programa que permite o desenvolvimento de programas na linguagem C, C++, Visual Basic, Pascal, Fortran e HP Basic.

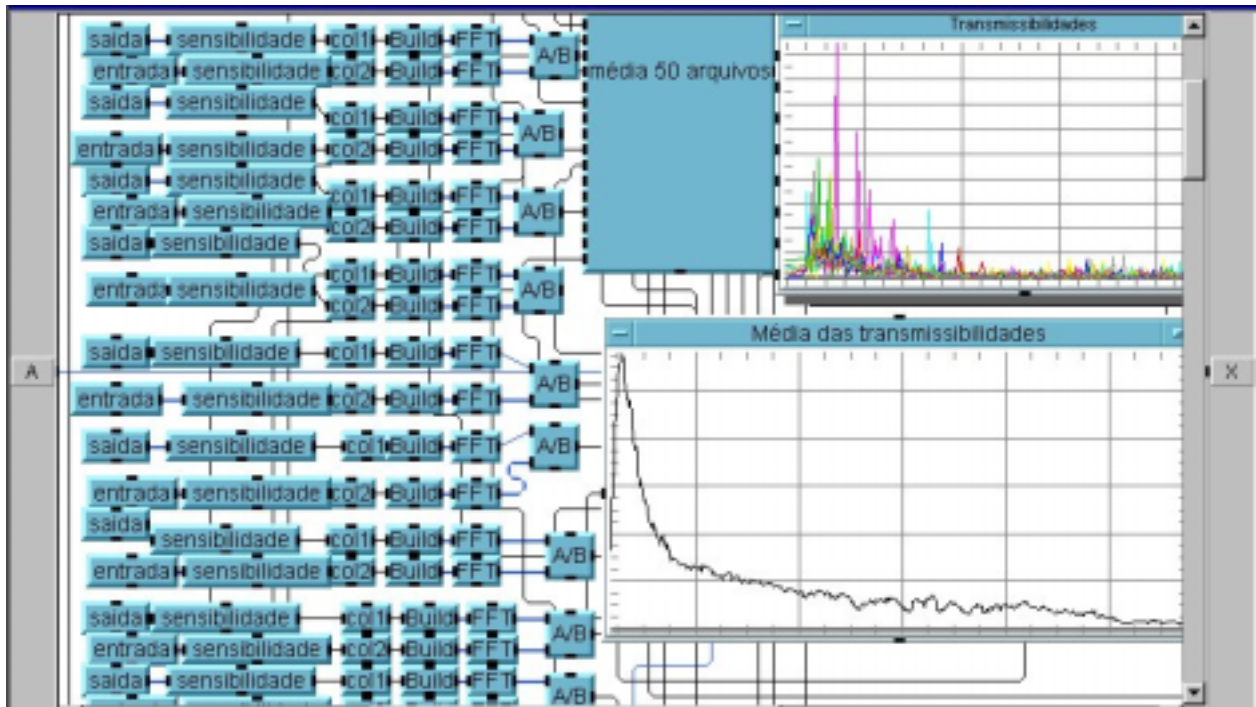


Figura 10.2 – Transmissibilidade média de 50 arquivos obtidos experimentalmente.

As médias das transmissibilidades obtidas experimentalmente são comparadas com a transmissibilidade gerada pelo *Working Model 2D*, conforme Figura 10.3.

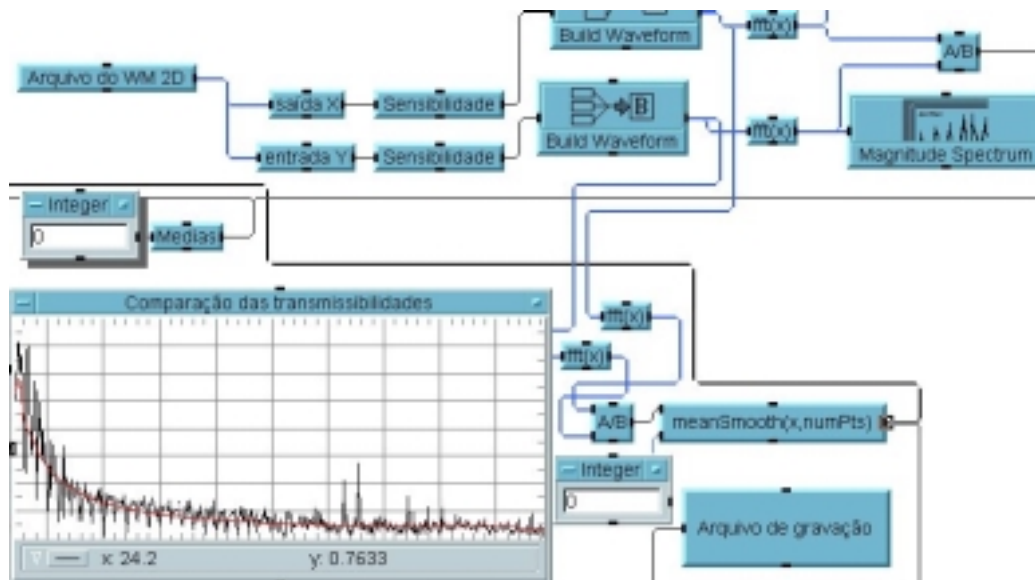


Figura 10.3 – Detalhe do programa e da comparação das transmissibilidades.

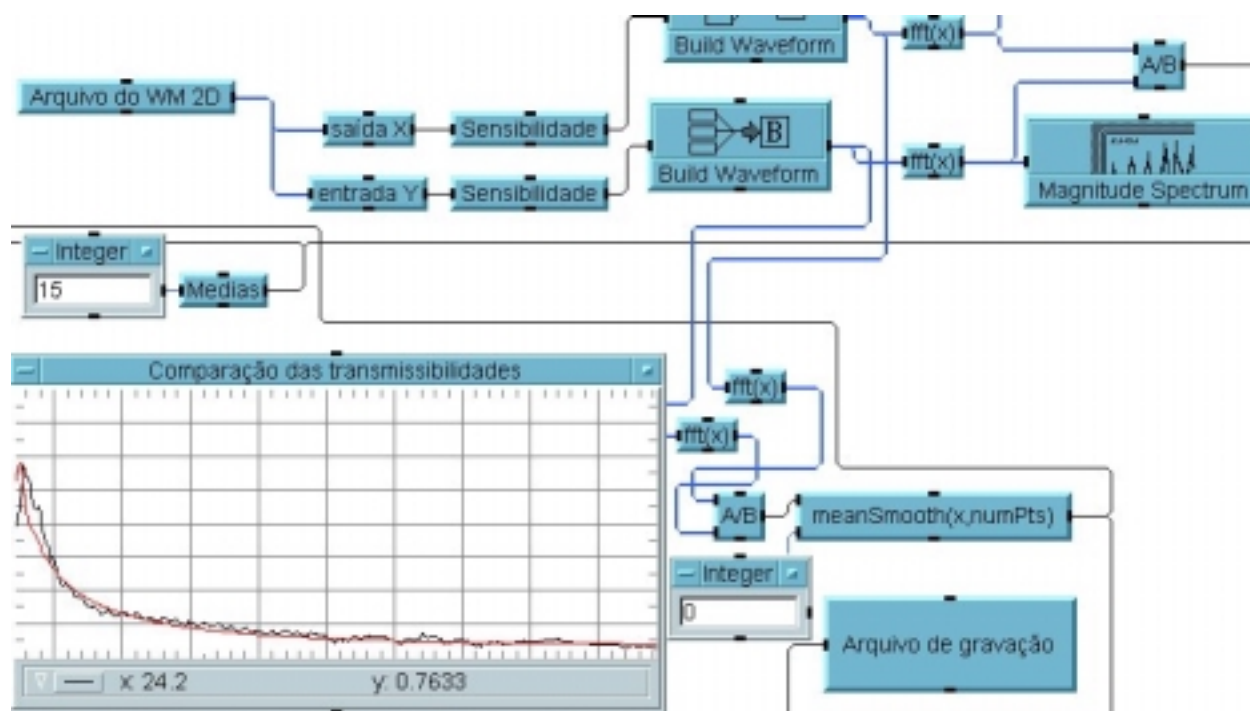


Figura 10.4 – Detalhe da curva de transmissibilidade com média móvel.

Analisando-se as Figura 10.3 e Figura 10.4, nota-se uma diferença nos gráficos das transmissibilidades. Isto se deve ao fato de ter sido realizado uma média móvel na média das transmissibilidades Figura 10.4, suavizando-se assim o sinal. Com este artifício matemático há uma redução significativa no erro quadrático quando comparadas ambas as curvas experimental e numérica.

Mas neste trabalho, para determinação do erro quadrático, optou-se por não utilizar a média móvel.

Com o uso destas ferramentas computacionais e de posse dos parâmetros ideais (massa, rigidez e amortecimento) do modelo pode-se prever o comportamento da transmissibilidade da vibração entre o piso e o banco e entre o assento e o ombro, conforme o tipo de banco em estudo.

Alterando-se a rigidez e o amortecimento do banco, em função do ajuste da atenuação da transmissibilidade, melhora-se assim, o desenvolvimento de bancos mais adequados para veículos, visando proteger a saúde e proporcionar maior conforto aos usuários.

Com este modelo, pode-se utilizar no auxílio a projetos de bancos para veículos simples, tratores caminhões e até mesmo aeronaves como, por exemplo, helicópteros e aviões, já que o modelo responde bem para a transmissibilidade entre o piso e o assento até 100 Hz.

10.4 Programa desenvolvido no Maple 5.5 para ajuste das curvas de transmissibilidade do modelo de quatro graus de liberdade.

```

> restart: with(linalg): with(plots):
Arquivo para gravação dos resultados
> res:="4GL_O7_0_40Hz123.txt":
resnum:="4GL_O7_0_40Hz_num123.txt":
Arquivo com os dados experimentais
> arq:="C4-C2_media_07.txt":
ponto (GL) em que foram medidos os dados de saída e entrada de vibração
> saida:=x[1]: entrada:=x[0]: sai:=x[1]*(2*Pi*omega)^2:
entr:=x[0]*(2*Pi*omega)^2:
No. de pontos de dados utilizados e ponto inicial do cálculo do erro
> npt:=1001:
Pin:=1:
Frequência final do ajuste
> Ffn:=100:
Graus de Liberdade
> gl:=4:
Solução analítica
>

$$x_{gl} := \text{solve}(-m_{gl} (2 \pi \omega)^2 x_{gl} = k_{gl} (x_{gl-1} - x_{gl}) + c_{gl} I 2 \pi \omega (x_{gl-1} - x_{gl}), x_{gl});$$

for j to gl - 1 do
    i := gl - j;

$$x_i := \text{solve}(-m_i (2 \pi \omega)^2 x_i = k_i (x_{i-1} - x_i) + c_i I 2 \pi \omega (x_{i-1} - x_i) + k_{i+1} (x_{i+1} - x_i) + c_{i+1} I 2 \pi \omega (x_{i+1} - x_i), x_i)$$

end do
Chute inicial
> m[1]:=25.05: m[2]:=21.18: m[3]:=40.83: m[4]:=6.7:
k[1]:=7e5: k[2]:=5e5: k[3]:=2.32e5: k[4]:=2.07e4:
c[1]:=693.45: c[2]:=4000: c[3]:=3614.44: c[4]:= 500:
Transmissibilidade Calculada
> H:=simplify(evalc(abs(saida/entrada))):
HCalc:=vector(npt, j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt, H))):
Leitura dos dados experimentais
> temp:=readdata(arq,1):
HExp:=vector(1001, i->temp(i)):
#HExp:=vector(npt, i->(temp[i*4-3]+temp[i*4-2]+temp[i*4-1]+temp[i*4])/4):
Erro inicial
> errAtual:=sqrt(sum('(HExp[i]-HCalc[i])^2', 'i'=Pin..npt));
Limites para os parâmetros
> mmax[1]:=25.05: mmax[2]:=21.18: mmax[3]:=42.68:
mmax[4]:=7.66:
mmin[1]:=25.0: mmin[2]:=12.32: mmin[3]:=22.93:
mmin[4]:=4.116:

```

```

kmax[1]:=1e6:   kmax[2]:=350000:   kmax[3]:=200000:
kmax[4]:=400000:
kmin[1]:=7e5:   kmin[2]:=100000:   kmin[3]:=100000:   kmin[4]:=0:
cmax[1]:=600:   cmax[2]:=4000:   cmax[3]:=4000:
cmax[4]:=4000:
cmin[1]:=400:   cmin[2]:=500:   cmin[3]:=500:
cmin[4]:=500:
> errMin:=errAtual;
> dp:=.05;
dm:=0.2*dp;
teste:=0:

for i from 1 while teste=0 do;

  H:=simplify(evalc(abs(saida/entrada))):
  HCalc:=vector(npt,j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,H))):
  err:=sqrt(sum('(HExp[i]-HCalc[i])^2','i'=Pin..npt));
  print(err):
  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 err<0.5 then teste:=1 else end if:

  errAtual:=err;

  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;
    H:=simplify(evalc(abs(saida/entrada))):
    HCalc:=vector(npt,j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,H))):
    err:=sqrt(sum('(HExp[i]-HCalc[i])^2','i'=Pin..npt)):

```

```

    if err < errAtual then
    else
        if m[j]<ma[j] then m[j]:=(1+dm)*ma[j] else m[j]:=(1-
dm)*ma[j] end if;
        if m[j]>mmax[j] then m[j]:=mmax[j] elif m[j]<mmin[j] then
m[j]:=mmin[j] else end if;
        end if;
        print(m[j], ma[j]);
        mn[j]:=m[j]: m[j]:=ma[j]:
    od:

    for j from 1 to gl do
        if k[j]=kmax[j] then k[j]:=(1-dp)*ka[j] else
k[j]:=(1+dp)*ka[j] end if;
        if k[j]>kmax[j] then k[j]:=kmax[j] elif k[j]<kmin[j] then
k[j]:=kmin[j] else end if;
        H:=simplify(evalc(abs(saida/entrada))):
        HCalc:=vector(npt,j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,H))):
        err:=sqrt(sum('(HExp[i]-HCalc[i])^2','i'=Pin..npt)):
        if err < errAtual then
        else
            if k[j] < ka[j] then k[j]:=(1+dp)*ka[j] else k[j]:=(1-
dp)*ka[j] end if;
            if k[j]>kmax[j] then k[j]:=kmax[j] elif k[j]<kmin[j] then
k[j]:=kmin[j] else end if;
            end if;
            print(k[j], ka[j]);
            kn[j]:=k[j]: k[j]:=ka[j]:
        od:

        for j from 1 to gl do
            if c[j]=cmax[j] then c[j]:=(1-dp)*ca[j] else
c[j]:=(1+dp)*ca[j] end if;
            if c[j]>cmax[j] then c[j]:=cmax[j] elif c[j]<cmin[j] then
c[j]:=cmin[j] else end if;
            H:=simplify(evalc(abs(saida/entrada))):
            HCalc:=vector(npt,j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,H))):
            err:=sqrt(sum('(HExp[i]-HCalc[i])^2','i'=Pin..npt)):
            if err < errAtual then
            else
                if c[j]<ca[j] then c[j]:=(1+dp)*ca[j] else c[j]:=(1-
dp)*ca[j] end if;
                if c[j]>cmax[j] then c[j]:=cmax[j] elif c[j]<cmin[j] then
c[j]:=cmin[j] else end if;
                end if;
                print(c[j], ca[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:
> 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:
> coord:=vector(npt,i->Ffn*i/npt):
> H:=simplify(evalc(abs(saida/entrada))):
HCalc:=vector(npt,j->evalf(subs(omega=Ffn*j/npt,H))):
writedata(resnum,HCalc):
>
graf1:=listplot(blockmatrix(1,2,[coord,HCalc]),color=red,view=[4
..100, 0..5]):
graf2:=listplot(blockmatrix(1,2,[coord,HExp]),view=[4..100,
0..5]):
display({graf1,graf2});

```

10.5 Rotina desenvolvida para cálculo das frequências naturais, modos de vibração e desacoplamento das equações de movimento.

```

> restart:with(linalg):
> Digits:=8;
Frequência natural do sistema
m1:=25.05:
m2:=21.18:
m3:=33.36:
m4:=7.66:
k1:=700000:
k2:=300000:
k3:=267300:
k4:=24585:
c1:=550:
c2:=4000:
c3:=4000:
c4:=500:
> K:=matrix([[ (k1+k2), (-k2), 0, 0 ], [ (-k2), (k2+k3), (-k3), 0 ], [ 0, (-k3), (k3+k4), (-k4) ], [ 0, 0, (-k4), k4 ]]);
> M:=matrix([[ m1, 0, 0, 0 ], [ 0, m2, 0, 0 ], [ 0, 0, m3, 0 ], [ 0, 0, 0, m4 ]]);
> M1:=simplify(inverse(M));
> dinamics:=evalm(M1*K);
> b:=evalf(Eigenvals(dinamics,vecs));
> f1hz:=evalf(sqrt(b[1])/(2*3.14159));#em Hz
f1:=evalf(sqrt(b[1])/1);#em rad/s
> f2hz:=evalf(sqrt(b[2])/(2*3.14159));

```



```
f2:=evalf(sqrt(b[2])/1);  
> f3hz:=evalf(sqrt(b[3])/(2*3.14159));  
f3:=evalf(sqrt(b[3])/(1));  
Autovetores do sistema  
> print(vecs);  
> P:=(evalm(vecs));  
> PT:=transpose(phi);  
desacoplando as equações:  
> Mdesacopl:=evalm(PT&*M&*P);  
> Kdesacopl:=evalm(PT&*K&*P);  
> F:= Vector([500,1000,(1000)])*cos(((Pi)/2*t1)*t);  
> Fdesacopl:=evalm(PT&*F);
```