



Universidade Federal de Minas Gerais
Escola de Engenharia
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica

HERBERT CÂMARA NICK

**Modelo biodinâmico para medição da transmissibilidade assento-à-mão da vibração
de corpo inteiro.**

Belo Horizonte, MG

2022

HERBERT CÂMARA NICK

**Modelo biodinâmico para medição da transmissibilidade assento-à-mão da vibração
de corpo inteiro.**

Versão final

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Bioengenharia

Linha de Pesquisa: Engenharia Biomecânica

Orientadora: Prof.^a PhD Maria Lúcia Machado Duarte

Coorientador: Prof. Dr. Claysson Bruno Santos Vimieiro

Belo Horizonte, MG

2022

N632m

Nick, Herbert Câmara.

Modelo biodinâmico para medição da transmissibilidade assento -à-
mão da vibração de corpo inteiro [recurso eletrônico] / Herbert Câmara
Nick. - 2022.

1 recurso online (93 f. : il., color.) : pdf.

Orientadora: Maria Lúcia Machado Duarte.

Coorientador: Claysson Bruno Santos Vimieiro.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Minas Gerais,
Escola de Engenharia.

Inclui bibliografia.

Exigências do sistema: Adobe Acrobat Reader.

1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Bioengenharia - Teses.
3. Biomecânica - Teses. I. Duarte, Maria Lúcia Machado. II. Vimieiro,
Claysson Bruno Santos. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola
de Engenharia. IV. Título.

CDU: 621 (043)



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

FOLHA DE APROVAÇÃO

MODELO BIODINÂMICO PARA MEDIÇÃO DA TRANSMISSIBILIDADE ASSENTO-À-MÃO DA VIBRAÇÃO DE CORPO INTEIRO

HERBERT CÂMARA NICK

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, constituída pelos Professores: Dr^a. Maria Lúcia Machado Duarte (Orientadora – Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG), Dr. Claysson Bruno Santos Vimieiro (Coorientador – Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG), Dr. Lázaro Valentim Donadon (Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG) e Dr. Herbert Martins Gomes (Universidade Federal do Rio Grande do Sul/UFRGS), como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "**Mestre em Engenharia Mecânica**", na área de concentração de "**Bioengenharia**".

Dissertação aprovada no dia 30 de setembro de 2022.



Documento assinado eletronicamente por **Claysson Bruno Santos Vimieiro, Professor do Magistério Superior**, em 03/10/2022, às 17:28, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Maria Lucia Machado Duarte, Professora do Magistério Superior**, em 03/10/2022, às 20:29, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Lazaro Valentim Donadon, Membro de comissão**, em 04/10/2022, às 14:58, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Herbert Martins Gomes, Usuário Externo**, em 04/10/2022, às 17:39, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://sei.ufmg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **1777772** e o código CRC **449C7344**.

Dedico este trabalho a Deus, por ser essencial em minha vida, autor de meu destino, meu guia.

AGRADECIMENTOS

Ao meu pai Johan, que mesmo à distância, nunca mediu esforços para que eu chegasse até esta etapa de minha vida.

À minha mãe Terezinha, por ser meu alicerce e exemplo de vida e por toda dedicação e carinho destinados a mim.

Ao meu grande amigo Carlos, pela paciência e companheirismo em todos os momentos, em especial, nos mais difíceis que passei durante a construção desta pesquisa.

À Orientadora Professora Maria Lúcia Machado Duarte por aceitar conduzir o meu trabalho de pesquisa e por sua orientação impecável, sua paciência, seu grande desprendimento em me ajudar a todo momento, além de sua sincera amizade!

Ao Coorientador Professor Claysson Bruno Santos Vimieiro pelo incentivo e compartilhamento de seu conhecimento!

À Jordana Simões Ribeiro Martins e Bruno Petrocchi de Sena Azevedo pela contribuição com o fornecimento de material e auxílio para a criação do modelo simplificado, objeto de estudo deste trabalho!

Ao Pedro Augusto Xavier Viana por sua contribuição nos experimentos com a plataforma vibratória e na coleta de parte dos dados físicos anterior ao período da pandemia!

A todos os meus professores do curso de pós-graduação *stricto sensu* em Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais pela excelência da qualidade técnica de cada um e a todos os membros do departamento.

Agradeço, especialmente, ao apoio financeiro pois, o presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

RESUMO

Este trabalho tem como objetivo desenvolver um modelo biodinâmico no software *Altair® Motion View* representativo de quatro graus de liberdade do corpo humano sentado em uma plataforma vibratória de testes de vibrações humanas para se obter a transmissibilidade assento-à-mão no sentido vertical do eixo “z” ou seja, na direção longitudinal do corpo humano. Como conduta para validar o modelo biodinâmico proposto, realizou-se, *a priori*, testes utilizando uma plataforma vibratória com o intuito de submeter um grupo de 20 voluntários à exposição a Vibração de Corpo Inteiro (VCI) no sentido vertical (eixo “z”) de excitação, sendo: 10 voluntários expostos a 5 Hz com aceleração de 0,2 m/s² a 1,2 min e com aceleração de 0,5 m/s² a 3 min. Outros 10 voluntários expostos a 30 Hz com aceleração de 0,2 m/s² a 1,2 min e com aceleração de 0,5 m/s² a 3 min, de forma experimental, como sinal de entrada da excitação da VCI. Para a medição de aceleração de entrada foi utilizado um acelerômetro uniaxial no assento e para o sinal saída utilizou-se um acelerômetro triaxial na mão direita do voluntário, conforme as instruções das normas internacionais ISO 2631-1:1997 e ISO 5349-1:2001. Um modelo linear de quatro graus de liberdade foi desenvolvido para representar o comportamento biodinâmico de indivíduos submetidos à VCI longitudinal e nas condições apresentadas de um corpo humano sentado na plataforma de vibração. Os valores gerados da curva do modelo e da curva do experimento convergem para valores similares, o que significa a representação de um ajuste significativo entre as duas curvas, haja vista os resultados obtidos do coeficiente de correlação de curvas e os gráficos plotados pelo *MATLAB®*. A transmissibilidade (Tr) calculada experimentalmente para os parâmetros de excitação teve o mesmo comportamento de atenuação ou ampliação que o modelo proposto que podem ser constatados pelos gráficos *boxplot* gerados pelo *IBM® SPSS Statistics*. Percebeu-se que a frequência é uma variável mais impactante na transmissibilidade que a amplitude de aceleração. Com isso, conclui-se que utilizar modelos biodinâmicos simplificados representativos do corpo humano podem representar, com resultados significativos, situações reais de experimentos, levando-se em consideração as diferenças dos parâmetros biomecânicos.

Palavras-chave: vibração de corpo inteiro, modelo biomecânico, bioengenharia.

ABSTRACT

This work aims to develop a biodynamic model in Altair® Motion View software representing four degrees of freedom of the human body sitting on a vibrating platform for testing human vibrations to obtain seat-to-hand transmissibility in the vertical direction of the z axis that is, in the longitudinal direction of the human body. To validate the proposed biodynamic model, tests were carried out, a priori, using a vibrating platform in order to submit a group of 20 volunteers to Whole Body Vibration (WBV) exposure in the vertical direction ("z" axis) of excitation, being: 10 volunteers exposed to 5 Hz with acceleration of 0.2 m/s² during 1.2 min and with acceleration of 0.5 m/s² during 3 min; and another 10 volunteers exposed to 30 Hz with an acceleration of 0.2 m/s² during 1.2 min and with an acceleration of 0.5 m/s² during 3 min, experimentally, as an input signal of the WBV excitation. For the input acceleration measurement, a uniaxial accelerometer was used on the seat and for the output signal, a triaxial accelerometer was used in the volunteer's right hand, according to the instructions of the international standards ISO 2631-1:1997 and ISO 5349-1:2001. A linear model with four degrees of freedom was developed to represent the biodynamic behavior of individuals submitted to longitudinal WBV and in the conditions presented in a human body seated on the vibration platform. The curve generated from the model curve and the experiment curve converged to similar values, which means the representation of a significant fit between the two curves, given the results obtained from the correlation coefficient of curves and the graphs plotted by MATLAB®. The transmissibility (Tr) calculated experimentally for the excitation parameters had the same attenuation or amplification behavior as the proposed model, which can be seen by the boxplot plots generated by IBM® SPSS Statistics. It was noticed that the frequency is more impacting variable on the transmissibility than the amplitude of acceleration. With this, it is concluded that using simplified biodynamic models representative of the human body can represent, with significant results, real situations of experiments, taking into account the differences in biomechanical parameters.

Keywords: *Whole-body vibration, biomechanical model, bioengineering.*

LISTA DE FIGURAS E ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Posição anatômica e partes do corpo humano.	17
Figura 2: Planos e eixos anatômicos do corpo humano.....	18
Figura 3: Parâmetros relacionados com a amplitude de vibração.	22
Figura 4: Modelo mecânico com as frequências de ressonância do corpo humano.....	24
Figura 5: Eixos basicêntricos do corpo humano.....	25
Figura 6: Regra de Fleming ou Regra da mão direita.....	26
Figura 7: Esquema da plataforma vibratória.	33
Figura 8: Três diferentes tipos de modelo multicorpos de 14 GDL.	37
Figura 9: Esquema da divisão do corpo humano em um modelo de 4 graus de liberdade.....	42
Figura 10: Metodologia de testes	48
Figura 11: 1. Plataforma em aço; 2. Acelerômetro de assento; 3. Excitador eletromecânico; 4. Sistema de controle; 5. Amplificador de potência; 6. Condicionador de sinais; 7. Analisador de sinais de vibração humana - Maestro.	50
Figura 12: Voluntário sentado na plataforma vibratória	51
Figura 13: Posicionamento do acelerômetro na mão e sistema de coordenadas	51
Figura 14: Diagrama de blocos do modelo de 4 graus de liberdade.	53
Figura 15: Diagrama de blocos genérico do modelo proposto.....	54
Figura 16: Modelo do corpo humano para simulação.	55
Figura 17: Juntas de translação no modelo proposto.....	59
Figura 18: Curva de excitação VCI do caso 1.	60
Figura 19: Dados de entrada no software do modelo proposto.	61
Figura 20: Curva de saída do experimento em azul versus curva do modelo em laranja para o voluntário V20 a 30 Hz e 0,2 m/s ²	62
Figura 21: Curva de saída do experimento em azul versus curva do modelo em laranja para o voluntário V17 a 30 Hz e 0,5 m/s ²	63
Figura 22: Curva de saída do experimento em azul versus curva do modelo em laranja para o voluntário V2 a 5 Hz e 0,2 m/s ²	63
Figura 23: Curva de saída do experimento em azul versus curva do modelo em laranja para o voluntário V3 a 5 Hz e 0,5 m/s ²	64
Figura 24: Coeficiente de Correlação de Curvas (CCC) para cada voluntário.	65
Figura 25: EQM para cada voluntário.	65
Figura 26: REQM para cada voluntário.	66
Figura 27: Transmissibilidade (Tr) assento-à-mão experimento em comparação com modelo calculada pela aceleração (aw) em 5 Hz e 0,5 m/s ²	68

Figura 28: Transmissibilidade (Tr) assento-à-mão experimento em comparação com modelo calculada pelo VDV em 5 Hz e 0,5 m/s ²	69
Figura 29: Transmissibilidade (Tr) assento-à-mão experimento em comparação com modelo calculada pela aceleração (aw) em 5 Hz e 0,2 m/s ²	70
Figura 30: Transmissibilidade (Tr) assento-à-mão experimento em comparação com modelo calculada pelo VDV em 5 Hz e 0,2 m/s ²	72
Figura 31: Transmissibilidade (Tr) assento-à-mão experimento em comparação com modelo calculada pela aceleração (aw) em 30 Hz e 0,5 m/s ²	73
Figura 32: Transmissibilidade (Tr) assento-à-mão experimento em comparação com modelo calculada pelo VDV em 30 Hz e 0,5 m/s ²	75
Figura 33: Transmissibilidade (Tr) assento-à-mão experimento em comparação com modelo calculada pela aceleração (aw) em 30 Hz e 0,2 m/s ²	76
Figura 34: Transmissibilidade (Tr) assento-à-mão experimento e modelo calculada pelo VDV em 30 Hz e 0,2 m/s ²	78
Figura 35: Comparativo da Transmissibilidade (Tr) assento-à-mão experimento em comparação com modelo calculada pela aceleração (aw) entre 5 Hz e 30 Hz na aceleração de 0,5 m/s ²	79
Figura 36: Comparativo da Transmissibilidade (Tr) assento-à-mão experimento em comparação com modelo calculada pela aceleração (aw) entre 5 Hz e 30 Hz na aceleração de 0,2 m/s ²	80
Figura 37: Comparativo da Transmissibilidade (Tr) assento-à-mão experimento em comparação com modelo calculada pela aceleração (aw) entre 0,2 m/s ² e 0,5 m/s ² na frequência de 5 Hz.....	81
Figura 38: Comparativo da Transmissibilidade (Tr) assento-à-mão experimento em comparação com modelo calculada pela aceleração (aw) entre 0,2 m/s ² e 0,5 m/s ² na frequência de 30 Hz.....	82

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Relação de peso total de cada segmento do corpo humano.....	43
Tabela 2: Parâmetros de rigidez e amortecimento para o modelo biodinâmico.....	43
Tabela 3: Condições iniciais da pesquisa	49
Tabela 4: Dados autorreferidos dos voluntários.....	49
Tabela 5: Dados para a construção do modelo	56
Tabela 6: Parâmetros biomecânicos do corpo humano	57

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
1.1 Relevância da pesquisa	14
1.2 Objetivos.....	14
1.2.1 <i>Objetivo geral</i>	15
1.2.2 <i>Objetivos específicos</i>	15
1.2.3 <i>Estrutura do trabalho</i>	15
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	16
2.1 Noção básica da anatomia do corpo humano	16
2.2 Noção teórica sobre vibração	19
2.2.1 <i>Normas relacionadas à Vibração de Corpo Inteiro</i>	24
2.2.2 <i>Efeito da Vibração de Corpo Inteiro no corpo humano</i>	28
2.2.3 <i>Plataforma vibratória</i>	32
2.2.4 <i>Transmissibilidade</i>	34
2.3 Biomecânica	35
2.3.1 <i>Modelos biodinâmicos</i>	37
2.3.2 <i>Parâmetros do corpo humano a serem utilizados no modelo proposto</i>	41
2.4 Análise de erro do sinal da curva.....	44
2.4.1 <i>Erro Quadrático Médio (EQM)</i>	44
2.4.2 <i>Raiz do Erro Quadrático Médio (REQM)</i>	45
2.4.3 <i>Critério de Correlação Modal (MAC)</i>	46
3 METODOLOGIA	47
3.1 Primeira etapa: obtenção dos dados experimentais	47
3.2 Segunda etapa: modelo de conjunto massa-mola-amortecedor	52
3.3 Terceira etapa: modelagem computacional	55
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	62

4.1	Comparação da curva de saída do experimento versus modelo	62
4.2	Transmissibilidade	66
4.2.1	<i>Frequência de 5 Hz a 0,5 m/s² e 0,2 m/s²</i>	66
4.2.2	<i>Frequência de 30 Hz a 0,5 m/s² e 0,2 m/s²</i>	72
4.2.3	<i>Análise comparativa entre as frequências de 5 Hz e 30 Hz</i>	78
4.2.4	<i>Análise comparativa entre as acelerações de 0,2 m/s² e 0,5 m/s²</i>	80
5	CONCLUSÃO	83
	REFERÊNCIAS	85

1 INTRODUÇÃO

O corpo humano é exposto à vibração durante diversas atividades no cotidiano, como durante deslocamentos, utilização de veículos ou durante algumas atividades laborais como, por exemplo, na utilização de maquinários, equipamentos e/ou ferramentas. Com isso, a exposição à vibração pode ser incômoda, emocionante, nauseante, estimulante ou mesmo fonte de problemas de saúde. Essa exposição à vibração é considerada um problema de engenharia e de saúde, ou seja, de bioengenharia (GRIFFIN, 1996). De fato, constata-se que a vibração humana é um assunto multidisciplinar ao qual envolve conhecimento de diversas áreas, tais como engenharia, ergonomia, matemática, medicina, física, fisiologia, biologia, psicologia, estatística.

As abordagens sobre os malefícios da exposição à Vibração de Corpo Inteiro (VCI) têm seus estudos com foco ocupacional para contemplar os anseios da especialidade de saúde e segurança no trabalho. Com isso, conforme Saliba (2018), a comunidade científica buscou estabelecer critérios para a caracterização das condições de trabalho insalubres da exposição de seres humanos às vibrações.

A necessidade de propor modelos computacionais que representem fenômenos físicos, os quais ocorrem no nosso cotidiano, é um anseio da engenharia com o objetivo de reduzir custos e tempo em determinadas análises sistêmicas.

A modelagem consiste em obter equações governantes as quais regem o comportamento do sistema que se pretende estudar. Ao efetuar a modelagem de um determinado sistema o objetivo é verificar se o modelo matemático ou computacional proposto pode representar, de forma precisa, o comportamento de um sistema em situação real.

Por sistema, segundo Ogata (2010), entende-se uma combinação de componentes que atuam conjuntamente para realizar um certo objetivo, haja vista que pode ser aplicado a fenômenos de natureza física ou econômica. Neste trabalho, está-se perante o estudo de sistemas dinâmicos, isto é, sistemas que variam com o tempo, ou sistema dinâmico. Desses sistemas citados, considera-os como sistemas compostos por elementos de inércia, rigidez e amortecimento estruturados para a construção de modelos cujas propriedades são lineares.

É fato que na literatura encontram-se as diferentes frequências naturais onde uma parte do corpo humano pode absorver determinada energia vibratória, ou seja, já se mapeou cada parte do corpo humano que possui diferentes frequências de ressonância, estabelecendo-se a sensibilidade para cada órgão (SALIBA, 2018).

Portanto, faz-se o seguinte questionamento: existe um modelo computacional biodinâmico que possa ser utilizado como representação da resposta do sistema físico quando o corpo humano é sujeito à vibração de corpo inteiro (VCI) oriunda de uma plataforma vibratória, como no caso daquela existente no laboratório de vibração do Grupo de Acústica e Vibrações em Seres Humanos (GRAVI_{SH}) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG)?

1.1 Relevância da pesquisa

Esta pesquisa se faz relevante, haja vista que o corpo humano pode ser representado por um modelo computacional massa-mola-amortecedor com vários graus de liberdade. Porém, é necessário considerar o sujeito, quanto ao seu corpo humano, que é único, e quanto as suas funções individualizadas. Por isso, deve-se analisar na literatura as propriedades mecânicas diferentes de sujeito para sujeito (CHAFFIN; *et al.*, 2006).

Segundo Griffin (1996), a evolução do conhecimento sobre o comportamento dinâmico do corpo humano ainda depende, em larga escala, da realização de pesquisas e trabalhos experimentais. Isso porque o corpo exposto às vibrações, dependendo das propriedades dinâmicas do corpo, suporta tensões às quais têm um efeito mecânico sobre si, benéfico ou não. Com isso, tem-se que a criação do modelo biodinâmico do sistema pode prever as vibrações resultantes das excitações impostas e/ou causadas ao sistema.

Por conseguinte, as informações sobre a transmissibilidade da vibração humana e sua interpretação física e numérica também se faz necessária. Logo, optou-se por fazer este tipo de estudo de como funciona o sistema da plataforma vibratória do laboratório de vibração do Grupo de Acústica e Vibrações em Seres Humanos (GRAVI_{SH}), visto que vários trabalhos são realizados utilizando esse sistema. Essa temática é um assunto multidisciplinar que envolve conhecimentos de diversas áreas, tais como, conforme já citados, engenharia, ergonomia, matemática, medicina, física, fisiologia, biologia, psicologia, estatística, entre outras.

1.2 Objetivos

Nesta seção, apresentar-se-á os objetivos da pesquisa deste trabalho.

1.2.1 Objetivo geral

O objetivo principal desta pesquisa é criar um modelo biodinâmico o qual demonstre o comportamento da transmissibilidade da vibração no corpo humano, da pélvis às mãos, sob exposição à vibração de corpo inteiro (VCI) oriunda do sistema da plataforma vibratória do laboratório de vibração do Grupo de Acústica e Vibrações em Seres Humanos (GRAVI_{SH}) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG).

1.2.2 Objetivos específicos

Como objetivos específicos, pretender-se-á:

- i. Definir os parâmetros das variáveis massa, rigidez e amortecimento relacionados ao corpo humano a serem utilizadas no modelo biodinâmico proposto.
- ii. Construir um modelo biodinâmico usando o método de múltiplos corpos.
- iii. Validar o modelo proposto correlacionando os resultados obtidos pelo modelo biodinâmico proposto e os resultados experimentais obtidos em pesquisas anteriores realizadas no laboratório de vibração do Grupo de Acústica e Vibrações em Seres Humanos (GRAVI_{SH}) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG).

1.2.3 Estrutura do trabalho

Para melhor compreensão deste trabalho, far-se-á uma exposição da síntese de cada capítulo. Após a introdução, em que se descreve o tema do trabalho, problema que se busca aprofundar dentro da temática selecionada por meio de uma resposta cientificamente válida, assim como sua relevância e contextualização, objetivos e justificativa, apresentar-se-á o capítulo 2, a fundamentação teórica, à qual há a exposição das noções básicas de anatomia do corpo humano, vibração humana, normas relacionadas à vibração humana, os efeitos da vibração em seres humanos, plataforma vibratória do laboratório de vibração do Grupo de Acústica e Vibrações em Seres Humanos (GRAVI_{SH}) e os parâmetros principais do corpo humano encontrados na literatura. Em seguida, no capítulo 3, será descrita a metodologia da pesquisa. Já no capítulo 4 serão apresentados os resultados e discussões do modelo biodinâmico proposto. Por fim, no capítulo 5, descrever-se-á a conclusão da pesquisa e propostas para desenvolvimento de possíveis trabalhos futuros.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Noção básica da anatomia do corpo humano

No seu contexto mais amplo, Tortora e Derrickson (2017) definem anatomia como a ciência que estuda, micro e macroscopicamente, a estrutura do corpo humano e de suas relações. Como toda ciência, a anatomia tem sua linguagem própria, sendo ela muito precisa. À vista disso, a linguagem anatômica procura adotar termos que contêm informações relevantes sobre a referida estrutura do organismo. Dentro desse princípio, os termos indicam a forma, a posição ou situação, o trajeto, as conexões ou inter-relações, a relação com o esqueleto, a função.

Para Tortora e Derrickson (2017), a divisão básica do corpo humano compreende cabeça, pescoço, tronco e membros, tal qual demonstra a Figura 1.

A cabeça corresponde à extremidade superior do corpo estando unida ao tronco por uma parte estreitada denominada pescoço. Referente aos membros, tem-se os membros superiores e os inferiores. Pode-se fazer subdivisões das partes do corpo humano, a saber:

- Cabeça composta por: fronte (testa); occipital (porção posterior e inferior da cabeça); têmpora (porção lateral, anterior à orelha); orelha e face (na qual se reconhecem o olho, a bochecha, o nariz, a boca e o mento ou queixo).
- Pescoço.
- Tronco composto por tórax, abdômen e dorso.
- Membro superior composto por: cingulo do membro superior (clavícula e escápula); axila; braço; cotovelo; antebraço e mão (carpo, metacarpo, palma, dorso da mão, dedos da mão).
- Membro inferior composto por: cingulo do membro inferior (ossos do quadril ou pelve óssea); nádegas; coxa; joelho; perna (a parte posterior é chamada de sura ou panturrilha); pé (tarso, calcanhar, metatarso, planta, dorso do pé, dedos do pé).

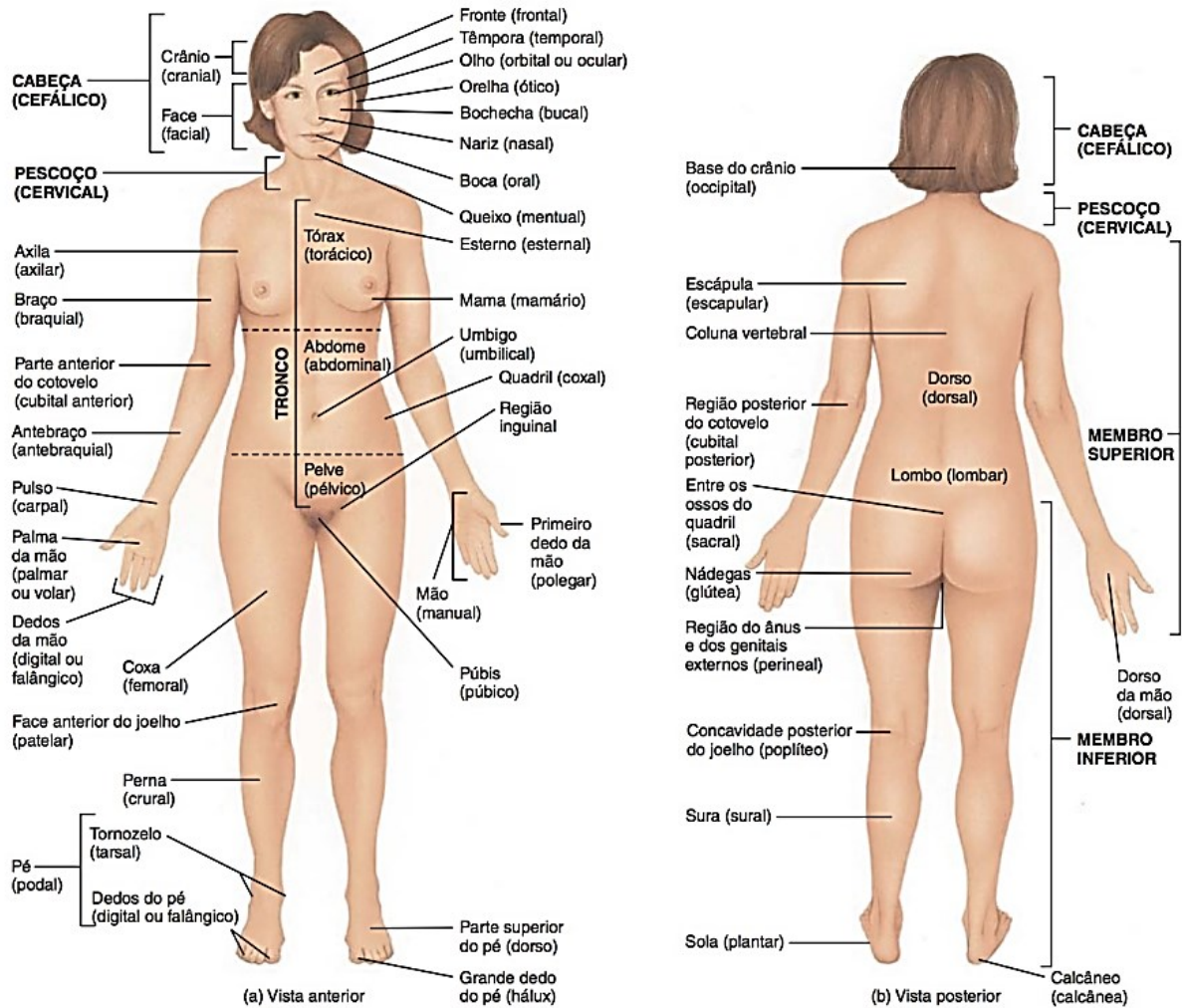


Figura 1: Posição anatômica e partes do corpo humano.

Fonte: Tortora e Derrickson (2017)

Para evitar o uso de termos diferentes nas descrições anatômicas, considerando-se que a posição pode ser variável, assume-se que o corpo está em uma posição específica, cientificamente determinada e aceita, denominada de posição anatômica. Esse posicionamento do corpo humano no espaço, segundo Tortora e Derrickson (2017), torna-se necessária para que se tenha uma posição do corpo que seja universalmente aceita, ou seja, uma terminologia de referência padrão. Para isso, determinou-se a posição anatômica de referência, como mostra a Figura 1. Essa posição configura-se com o corpo ereto, em pé, posição ortostática ou bípede, os pés paralelos entre si pisando no chão, os olhos dirigidos para diante, e os membros superiores ao lado do corpo com as palmas das mãos voltadas para diante e os dedos apontando diretamente para baixo.

Tortora e Derrickson (2017) explicam que na posição anatômica o corpo humano pode ser delimitado em planos tangentes à superfície corporal ou planos de referência imaginários que atravessam o corpo humano. Dessa forma, como mostra a Figura 2, são considerados três planos de secção imaginários, sendo dois verticais e um horizontal, a saber:

- Plano sagital ou mediano: divide o corpo em metades direita e esquerda.
- Plano frontal: divide o corpo em partes anterior e posterior.
- Plano horizontal ou transversal: divide o corpo em partes superior e inferior.

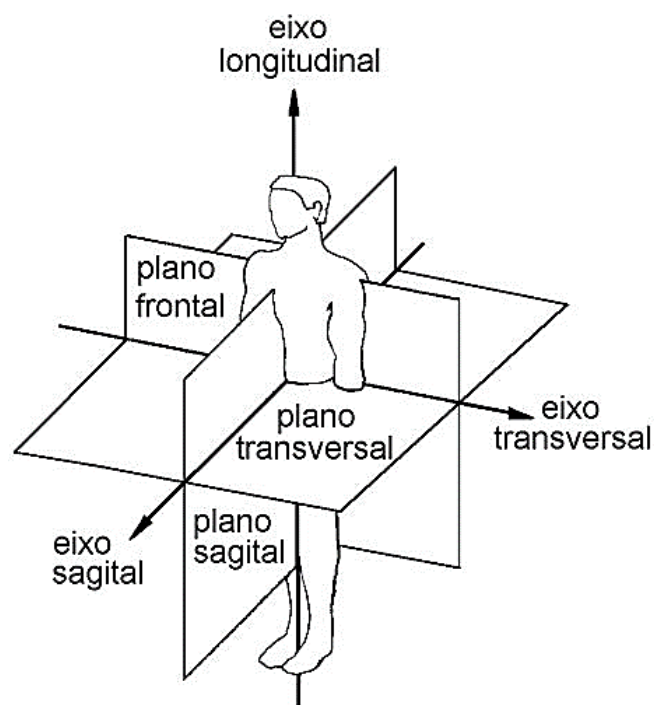


Figura 2: Planos e eixos anatômicos do corpo humano.

Fonte: o próprio autor, com base em Tortora e Derrickson (2017)

Conforme Tortora e Derrickson (2017), pode-se traçar linhas imaginárias no indivíduo para determinar os eixos do corpo humano. Os eixos são linhas imaginárias, e as coordenadas dos eixos que descrevem as relações de uma parte do corpo com outra parte é feita tendo como referência a posição anatômica.

Já segundo Hall (2016), para compreender o posicionamento do corpo humano no espaço, torna-se necessária uma posição do corpo que seja universalmente aceita, ou seja, uma terminologia de referência padrão. Para isso, neste trabalho, determinou-se a posição anatômica como sendo a posição em que o corpo está sentado na posição ereta, os pés estão paralelos entre

si pisando na plataforma vibratória, os olhos estão dirigidos para diante, e os braços ao lado do corpo com as mãos na frente do peito.

Para Van de Graaff (2003), os eixos são linhas imaginárias e as coordenadas dos eixos que descrevem as relações de uma parte do corpo com outra parte é feita tendo como referência a posição anatômica. Os eixos principais seguem três direções ortogonais que também seguem a padronização da norma ISO 2631-1, conforme a Figura 2, e a saber:

- O eixo “x” da norma ISO 2631-1 correspondente ao eixo sagital ou anteroposterior: eixo na direção do centro do plano dorsal (posterior) para o centro do plano ventral (anterior), sendo perpendicular ao plano frontal e, em torno desse eixo, ocorrem os movimentos de adução e abdução.
- O eixo “y” da norma ISO 2631-1 correspondente ao eixo transversal ou látero-lateral: eixo na direção do centro do plano lateral direito para o centro do plano lateral esquerdo e vice-versa, sendo perpendicular ao plano sagital mediano e, em torno desse eixo, ocorrem os movimentos de flexão e extensão.
- O eixo “z” da norma ISO 2631-1 correspondente ao eixo longitudinal ou craniocaudal: eixo na direção do centro do plano caudal ou inferior (podálico) para o centro do plano cranial ou superior, sendo perpendicular ao plano transversal ou horizontal e, em torno desse eixo, ocorrem os movimentos de rotação medial e lateral.

2.2 Noção teórica sobre vibração

Segundo Mansfield (2005), define-se vibração como o movimento mecânico oscilatório de um corpo em torno de um ponto referencial provocado por forças externas de excitação e que podem ser forças desequilibradas de componentes rotativos e/ou movimentos alternados de máquinas ou equipamentos.

Já para Organização Internacional do Trabalho (1979), na convenção nº 148, estabelece no artigo 3 que “o termo vibrações compreende toda vibração transmitida ao organismo humano por estruturas sólidas e que seja nociva à saúde ou contenha qualquer outro tipo de perigo”.

Mansfield (2005) afirma que a vibração precisa de uma estrutura mecânica por meio da qual possa ser transmitida, ou seja, uma estrutura para que a vibração possa se propagar, podendo essa estrutura ser parte de uma máquina, veículo, ferramenta ou mesmo um ser humano.

A vibração pode ser classificada usando uma variedade de descritores. Enumera-se, conforme Saliba (2018, p. 11), a seguinte classificação para vibração:

- a. Vibração de corpo inteiro (VCI): são vibrações transmitidas ao corpo como um todo, geralmente por meio da superfície de suporte, tal como pé, costas, nádegas de uma pessoa sentada ou na área de suporte de uma pessoa reclinada como em caminhão, trator, empilhadeira, ônibus, trem, ou seja, ocorre quando um ser humano é apoiado por uma superfície que está tremendo e a vibração afeta partes do corpo distantes do local de exposição.
- b. Vibração de mão e braço (VMB): são vibrações que atingem as mãos e braços, oriundas de ferramenta manual energizada, como furadeiras, motosserras, martelos, martelo pneumático, lixadeira. Apesar de geralmente ser advinda de ferramentas, pode compreender qualquer excitação externa que atinja as mãos e braços, como no caso de volantes automotivos, por exemplo. (Grifo próprio autor).
- c. Vibração para fins de conforto: em certas atividades, a vibração pode causar desconforto ou ausência de conforto devido aos seus parâmetros impostos ao ser humano. Logo, os valores do conforto dependem de vários fatores, sendo eles subjetivos para cada sujeito exposto à vibração. Como exemplo, pode-se citar a vibração durante viagens em veículos.
- d. Vibração para fins de conforto da comunidade ou meio ambiente: são as vibrações capazes de provocar desconforto e perturbação do conforto ou sossego público, como aquelas percebidas em estruturas de prédios e edifícios devido a fontes externas.
- e. Vibração de máquinas ou equipamentos: são as vibrações produzidas pelas máquinas ou equipamentos que podem indicar problemas de funcionamento e requerem manutenção.

Ressalta-se que Griffin (1996) classifica Vibração de Corpo Inteiro como a vibração transmitida pelo corpo quando uma parte ou o todo deste corpo está em contato com uma superfície vibratória. Essa transmissão da vibração ocorre quando tendo a origem da vibração sob as nádegas em um sujeito sentado sobre um assento vibratório, em pé em que a planta dos pés está apoiada a uma superfície vibratória ou deitado, em que a parte dorsal do corpo está apoiada sobre uma superfície vibratória. A mesma denominação é dada na norma internacional ISO 2631-1 (1997) que é a que rege a Vibração de Corpo Inteiro a qual será, a partir de agora, denominada de VCI.

Saliba (2018) afirma que existem diversos fatores os quais influenciam a caracterização da exposição à VCI, sendo esses fatores: a intensidade ou aceleração, que pode ser entendida,

também, como amplitude; a frequência; a direção da vibração; e o tempo de exposição. Ressalta-se que para a quantificação da vibração são necessários os parâmetros de deslocamento, velocidade ou aceleração.

(i) Aceleração e amplitude

A norma internacional ISO 2631-1 (1997) diz que as medições de vibração de corpo inteiro são mensuradas em aceleração [m/s²], para vibração translacional, e em aceleração [rad/s²], para vibração rotacional. Para a avaliação da vibração utiliza-se o valor de aceleração ponderada r.m.s. (raiz média quadrática) ou valor eficaz e é definido de acordo com a Equação (1).

$$a_w = \left(\frac{1}{T} \int a_w^2(t) * dt \right)^{\frac{1}{2}} \quad (1)$$

Onde:

$a_w(t)$ = valor da aceleração ponderada na frequência em [m/s²].

T = tempo de duração da medição em [s].

A duração [T] é o tempo de exposição à vibração ou o período em que a pessoa fica submetida à transmissibilidade da vibração, e a última diz respeito à relação de uma determinada medida da vibração entre dois pontos distintos e determinados do corpo humano.

Saliba (2018) define o valor de pico, o valor de pico a pico e o valor r.m.s como sendo os principais parâmetros relacionados com a amplitude. Segundo o autor, o valor de pico representa a aceleração máxima do pico em um intervalo de tempo; já o valor de pico a pico representa a distância do valor máximo do pico e mínimo do vale da onda oscilatória. O valor r.m.s. representa a média da energia do movimento vibratório e corresponde a 0,707 do valor de pico. O valor médio corresponde a 0,637 do valor de pico.

A Figura 3 ilustra os parâmetros descritos acima.

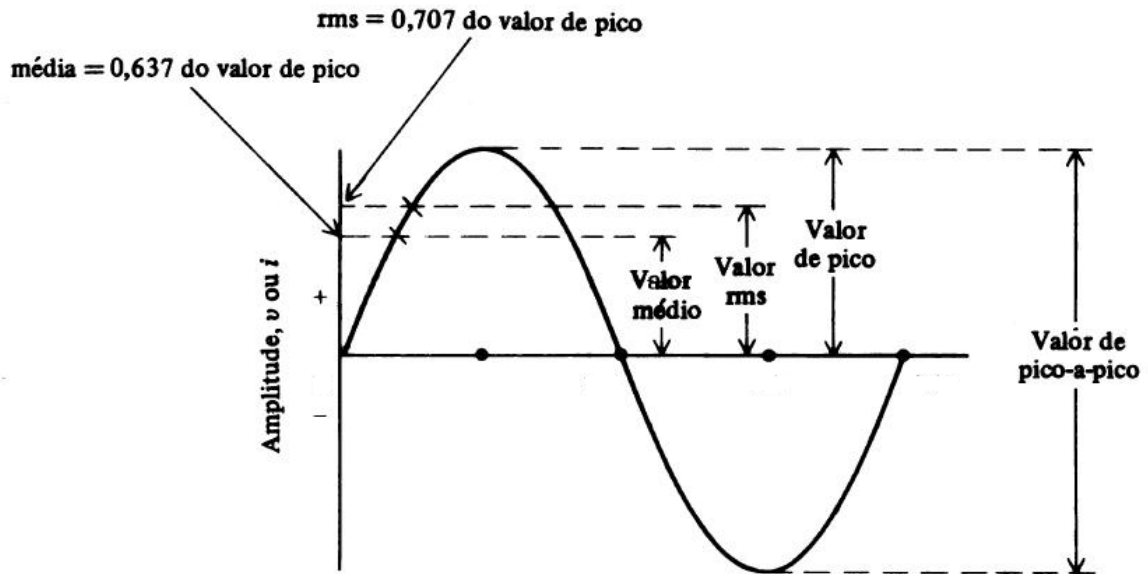


Figura 3: Parâmetros relacionados com a amplitude de vibração.

Fonte: o próprio autor com base em Saliba (2018) e Griffin (1996)

A intensidade de vibração ou magnitude é conceitualmente definida por Griffin (1996) como a amplitude de uma determinada oscilação e pode ser expressa em termos de deslocamento, velocidade ou aceleração (m/s^2), além de ser determinada pela amplitude e pela frequência das oscilações.

A aceleração pode ser expressa como em unidade de gravidade terrestre (g), onde 1g equivale a aproximadamente $9,81 \text{ m/s}^2$.

A amplitude de deslocamento é expressa pela Equação (2).

$$d = \frac{a}{(2\pi f)^2} \quad (2)$$

Onde:

a = aceleração em $[\text{m/s}^2]$.

f = frequência em [Hz]

d = deslocamento pico a pico em [m].

Todavia, a aceleração deve ser expressa em r.m.s.. Portanto, deve-se fazer a conversão de r.m.s. para valores de pico-a-pico antes da utilização da fórmula acima, ou seja, conforme expressa pela Equação (3).

$$a_{pp} = a_{r.m.s.} 2\sqrt{2} \quad (3)$$

Onde:

a_{pp} = aceleração pico-a-pico.

$a_{r.m.s.}$ = aceleração r.m.s..

(ii) Frequência

Saliba (2018) define a relação do número de oscilações pelo tempo de duração em segundos como a frequência de um movimento oscilatório e pode ser expressa pela unidade de medida Hertz, [Hz], que pode ser entendida como vibrações por segundos.

Mansfield (2005 *apud* FIRMINO, 2017) explica que no corpo humano não se encontra nenhum órgão único capaz de detectar a vibração transmitida. Para a detecção da vibração, existe uma combinação dos “sinais dos sistemas visual, vestibular, somático e auditivo capaz de perceber a vibração em cada sistema, sendo essa vibração diferente para cada sistema. A vibração pode ser sentida em mais de uma direção.

Griffin (1996) cita que cada parte do corpo humano possui uma vibração natural. Se uma frequência externa coincide com a frequência natural do sistema de alguma parte do corpo, ocorre o que se denomina de ressonância, o que implica em uma amplificação do movimento.

A comunidade acadêmica elaborou estudos científicos, segundo Firmino (2017), sobre a compreensão da transmissibilidade no organismo por meio de modelos biodinâmicos do corpo humano em uma abordagem de sistema massa-mola para compreender as frequências naturais das partes do corpo humano. Percebeu-se que os tecidos e órgãos do corpo humano promoveram uma atenuação da energia vibratória do modelo do sistema. Consequentemente, descobriu-se que o corpo humano possui diferentes frequências de ressonância, em outras palavras, cada parte do corpo humano tem uma sensibilidade à exposição de uma determinada frequência, como mostra a Figura 4.

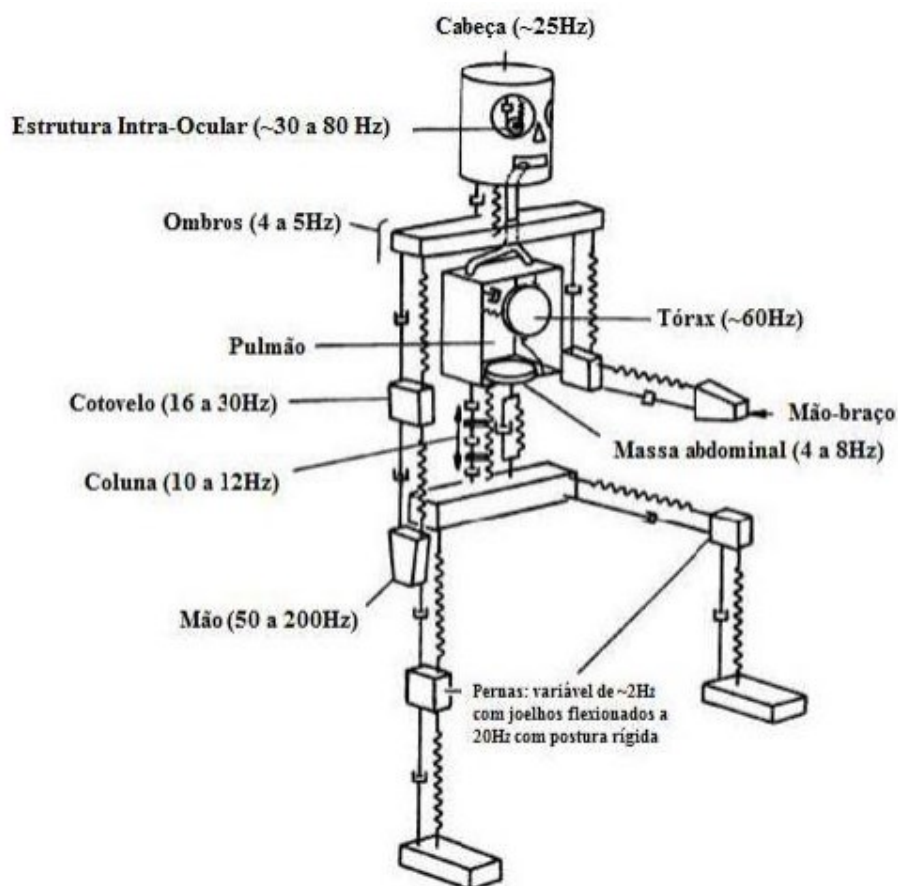


Figura 4: Modelo mecânico com as frequências de ressonância do corpo humano.

Fonte: Brüel & Kjaer (2000 *apud* FIRMINO, 2017)

2.2.1 Normas relacionadas à Vibração de Corpo Inteiro

A norma internacional ISO 2631-1 (1997) descreve padrões normativos e metodológicos para quantificar os possíveis efeitos da VCI na saúde, conforto, percepção e doenças do movimento em seres humanos. Existe uma faixa de níveis de precaução estabelecida pela ISO 2631-1 (1997) para os efeitos da VCI sobre a saúde a qual é definida em função da aceleração nas frequências e conforme a duração da exposição. A norma se baseou em estudos epidemiológicos que evidenciaram elevado risco à saúde quando a exposição à VCI é intensa ou por um período longo de tempo.

Para isso, a ISO 2631-1 (1997) estabelece níveis limites de exposição à VCI transmitidas ao corpo humano, avaliada na faixa de frequência de 1 a 80 Hz, sendo que a faixa de maior

sensibilidade prevalece no eixo “longitudinal” (eixo “z”), na frequência de 4 a 8 Hz. Já para o eixo “sagital” (eixo “x”) e “transversal” (eixo “y”) a maior sensibilidade se define na faixa de frequência de 1 a 2 Hz, conforme Figura 5.

As vibrações transmitidas ao ser humano devem ser medidas nas direções corretas de um sistema ortogonal de coordenadas estabelecidas pela norma internacional ISO 2631-1 (1997) que tenham sua origem conforme a coordenada de eixos mostrados na Figura 5. Figura 70 adendo do ano de 2010 dessa norma ISO 2631-1 corrigiu o sentido do eixo r_y .

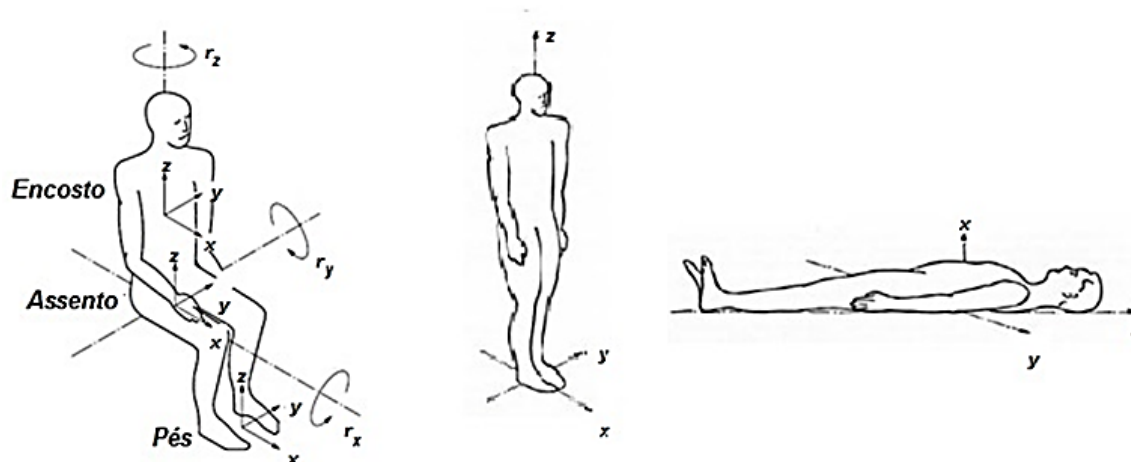


Figura 5: Eixos basicêntricos do corpo humano.

Fonte: Norma Internacional ISO 2631-1 (1997) e (2010)

A terminologia comumente usada em biomecânica relaciona o sistema de coordenadas ao esqueleto humano em uma posição anatômica normal. As acelerações (movimento) no eixo do pé (ou das nádegas) para a cabeça (ou longitudinal) são designadas a_z ; a aceleração no eixo antes e depois (anteroposterior ou peito-costa), a_x ; e no eixo lateral (esquerda para direita), a_y . As vibrações angulares (ou rotacionais) sobre um centro de rotação são partes importantes de um ambiente vibratório, tais como tratores, avião em turbulência, que podem ser mais perturbadores do que as vibrações retilíneas. Todos os eixos seguem regra de Fleming, também conhecida como a regra da mão direita, em que os dedos da mão, quírodáctilos, são utilizados para determinar os eixos de rotação de forma que o dedo polegar fique na direção do eixo de translação e os demais dedos indicam o sentido do eixo de rotação, como mostra a Figura 6.

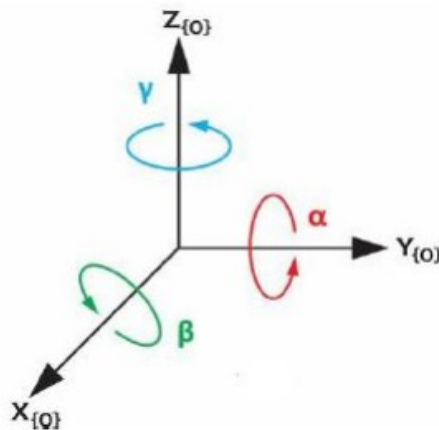


Figura 6: Regra de Fleming ou Regra da mão direita.

Fonte: Pereira (2018)

Costa (2016) afirma que o corpo humano tem respostas diferentes à exposição a VCI em diferentes frequências devido a sensibilidade. Para isso, os valores de aceleração são ponderados em função da resposta em cada frequência para os respectivos eixos conforme ISO 2631-1 (1997), sendo:

- w_k : fator de ponderação nas frequências de corpo inteiro no eixo “z”;
- w_d : fator de ponderação nas frequências de corpo inteiro nos eixos “x” e “y”.

Segundo Saliba (2018) “a VCI é avaliada na faixa de frequência de 1 a 80 Hz, sendo que a região de maior sensibilidade é para o eixo “z” na faixa de 4 a 8 Hz”. Isso está de acordo com as recomendações da norma ISO 2631-1 (1997).

Saliba (2018) afirma que “em situações em que a vibração transmitida é de curta duração, como provocada por choques, o valor de aceleração pelo método básico pode subestimar a exposição”. Assim, de acordo com a norma ISO 2631-1 (1997), deve-se calcular o Valor Dose de Vibração (VDV).

O VDV pode ser calculado conforme a norma internacional ISO 2631-1 (1997), como mostra a Equação (4):

$$VDV = \left\{ \int_0^T [a_w(t)]^4 dt \right\}^{\frac{1}{4}} \quad (4)$$

Onde:

VDV = Valor da Dose de Vibração em $m/s^{1,75}$

$a_w(t)$ = aceleração eficaz ponderada em 1/3 de oitava ao longo do tempo t e expressa em $[m/s^2]$.

T = período de tempo de ocorrência da vibração e expresso em [s].

A Diretiva estabelece o valor de aceleração igual a $1,15 m/s^2$ como sendo o limite de exposição à VCI para uma jornada de trabalho de 8 horas e não deveria ser ultrapassado. O nível de ação é aquele onde os empregadores devem adotar medidas para mitigar os níveis de exposição.

Segundo a Norma de Higiene Ocupacional, NHO-09 (2013), que estabelece o procedimento técnico para avaliação da exposição ocupacional a Vibrações de Corpo Inteiro no Brasil:

o nível de ação para a exposição ocupacional diária à vibração de corpo inteiro adotado nesta norma corresponde a um valor da aceleração resultante de exposição normalizada (aren) de $0,5 m/s^2$ e ao valor da dose de vibração resultante (VDVR) de $9,1 m/s^{1,75}$. O limite de exposição ocupacional diária à vibração de corpo inteiro, adotado nesta norma corresponde a um valor da aceleração resultante de exposição normalizada (aren) de $1,1 m/s^2$ e ao valor da dose de vibração resultante (VDVR) de $21 m/s^{1,75}$. Para fins de comparação com o limite de exposição ou com o nível de ação, independentemente da duração da jornada de trabalho, deve-se determinar a aceleração resultante a exposição normalizada (aren) e o valor da dose de vibração resultante (VDVR). Este último parâmetro adquire maior importância quando for constatada a ocorrência de choques ou solavancos significativos na exposição do trabalhador sob estudo (NHO-09, 2013).

Outro documento, de âmbito internacional, que referencia procedimentos normativos para a exposição à VCI é a Diretiva 2002/44/EC (DIRECTIVE, 2002). Essa diretiva estabelece como nível de ação (*EAV – Exposure Action Value*) uma aceleração no valor $\leq 0,5 m/s^2$ ou $9,1 m/s^{1,75}$ de VDV e os valores de aceleração $< 1,15 m/s^2$ ou 21 VDV para nível de exposição (*ELV – Exposure Limite Value*).

A Norma de Higiene Ocupacional (NHO-09, 2013), editada e publicada pela FUNDACENTRO¹ e a Norma Internacional ISO 2631-1 (1997), editada e publicada pela

¹ A FUNDACENTRO (Fundação Jorge Duprat Figueiredo, de Segurança e Medicina do Trabalho) é uma instituição criada em 1966 pelo Governo Federal do Brasil, vinculado ao Ministério da Economia voltada

*International Organization for Standardization*², focam seus critérios apenas nos aspectos laborais e higienistas para salvaguardar os seres humanos das consequências impostas pela vibração transmitida ao organismo humano no que tangem ao sistema macro do corpo humano.

No adendo da norma ISO 2631-1 (2010) encontra-se referência a diretrizes mais específicas como a Diretiva 2002/44/EC (DIRECTIVE, 2020).

2.2.2 *Efeito da Vibração de Corpo Inteiro no corpo humano*

As abordagens sobre os malefícios da exposição à VCI têm os estudos com foco ocupacional para contemplar os anseios da especialidade da engenharia de saúde e segurança do trabalho. Com isso, órgãos regulamentadores buscaram estabelecer critérios para a normatização das condições de trabalhos insalubres oriundas da exposição à VCI.

O corpo humano é exposto à VCI durante as atividades do cotidiano, como por exemplo ao se locomover em um carro ou ônibus. A exposição à VCI pode ser incômoda, emocionante, nauseante, estimulante ou mesmo fonte de problemas de saúde. A vibração humana é um assunto multidisciplinar a qual envolve conhecimentos significativos nas áreas da engenharia, ergonomia, matemática, medicina, física, fisiologia, psicologia e estatística (GRIFFIN, 1996), conforme já mencionado anteriormente.

Todavia, já se encontram na literatura estudos que corroboram para a existência de efeitos benéficos na saúde humana devido a exposição à VCI proveniente, por exemplo, do uso de plataformas vibratórias, como por exemplo, no trabalho de Cargnelutti, Gomes e Quintas (2012) que consiste no estudo da vibração de corpo inteiro que se está exposto na realização de exercícios físicos em plataformas vibratórias.

Cargnelutti, Gomes e Quintas (2012) realizaram medições em três diferentes plataformas vibratórias comerciais com dois indivíduos com IMC diferente para investigar a relação entre a variação da aceleração com a frequência de operação e amassa do indivíduo. Os resultados obtidos mostram que a utilização das plataformas deve ser criteriosa, pois nas

para o estudo e pesquisa das condições dos ambientes de trabalho como questões de segurança, higiene, meio ambiente e medicina do trabalho (o próprio autor com base em BRASIL, 2022).

² A *International Organization for Standardization* (Organização Internacional de Normalização ou Padronização, em português) é uma entidade não-governamental, independente, com sede em Genebra, na Suíça, que congrega membros de 167 países com o objetivo de desenvolver normas internacionais de padronização para produtos, processos, procedimentos e serviços (o próprio autor com base em ISO, 2022).

mesmas não há sistema de controle preciso que identifique o nível de aceleração a que será submetido o indivíduo. Dessa forma, conclui-se que nas rotinas de exercícios e tempo de exposição analisados, os níveis de acelerações, segundo a norma, em longo prazo, têm grande potencial de oferecer riscos à saúde.

Filho; *et al.* (2015) avaliou o Número de Publicações (NP) citadas por ano sobre Exercício de Vibração no Corpo Inteiro (EVCI) isolado e em associação a aplicações clínicas. A pesquisa foi realizada no *PubMed*, com a palavra-chave “*whole-body vibration*” isolada ou em associação com doenças ou com envelhecimento. Foi demonstrado aumento crescente do interesse científico sobre EVCI (Exercícios com VCI) nos últimos anos. Foi identificado um elevado NP, com as variáveis “idoso” e “dor lombar”, indicando que as plataformas podem gerar vibrações e os EVCI podem ser uma intervenção efetiva para o tratamento de alterações musculoesqueléticas em indivíduos treinados, não treinados e idosos.

Flores; *et al.* (2018) avaliaram os efeitos da VCI por meio da plataforma vibratória sobre a força muscular de membros inferiores de idosas hígdas (saudáveis). O experimento consistiu em dividir os 17 indivíduos com média de idade de $65,4 \pm 6,6$ anos em um grupo controle, com 10 indivíduos, onde os voluntários ficavam sob a plataforma vibratória desligada, sem VCI, durante 20 minutos e outro grupo de 7 indivíduos ficava na plataforma vibratória onde os voluntários realizaram treino na plataforma vibratória. Avaliou-se o perfil antropométrico e a força muscular do membro inferior por meio do Teste de Repetição Máxima (1-RM) antes e após dois meses de treinamento com VCI através da plataforma vibratória com frequência de 35 Hz e amplitude de 2 mm, durante dois meses, três vezes na semana com um minuto de treino intercalado e um de descanso, totalizando 20 minutos de treinamento em posição ortostática. Posto isso, os autores concluíram que houve aumento significativo da força muscular dos adutores do quadril e dos músculos extensores do joelho.

Encontra-se na literatura estudos também os quais apontam que a exposição à VCI pode afetar a cognição de um indivíduo. Diferentes frequências de VCI causam diferentes reações, podendo apresentar resultados com benefícios ou malefícios para a capacidade cognitiva do indivíduo (VIANA, 2019). Foi constatado que a frequência de 5 Hz é mais maléfica, pois corresponde a maior transmissibilidade assento-à-cabeça (STHT – *Seat to Head Transmissibility*), enquanto a frequência de 30 Hz tende a ter efeitos benéficos na cognição.

Boerema; *et al.* (2018) investigaram os efeitos da exposição de VCI nas funções cerebrais em intervenções realizadas durante 5 semanas em camundongos e seres humanos. Dez camundongos machos com idade de 15 semanas foram expostos a sessões de VCI na frequência

de 30 Hz durante 10 minutos por um período de cinco semanas. Para a amostra controle, dez camundongos receberam a mesma intervenção, porém sem a exposição à VCI. A tomografia foi realizada nos camundongos e revelou que a captação de glicose não foi alterada. A VCI, no entanto, melhorou o desempenho motor dos camundongos e reduziu a atividade da gaiola induzida pela excitação. Já para o teste feito em seres humanos, 18 indivíduos de ambos os sexos e idade variando de 44 a 99 anos, também, foram expostos a sessões diárias de intervenção sob exposição à VCI com frequência de 30 Hz durante quatro minutos por um período de cinco semanas. O grupo controle composto por 16 pessoas recebeu o mesmo protocolo de intervenção, porém com exposição à VCI de 1 Hz. Os testes cognitivos em humanos revelaram uma melhora seletiva no teste *Stroop Color-Word* (teste neuropsicológico amplamente utilizado para avaliar a capacidade de inibir a interferência cognitiva que ocorre quando o processamento de um recurso de estímulo específico impede o processamento simultâneo de um segundo atributo de estímulo). Com base em ambos os experimentos, camundongos e humanos, conclui-se que a VCI é uma intervenção segura para melhorar o funcionamento do cérebro.

Freitas; *et al.* (2022) realizaram uma revisão sistemática em três bancos de dados usando as palavras-chave “vibração de corpo inteiro” e “cognição” para verificar na literatura artigos que contenham os mecanismos pelos quais a vibração de corpo inteiro (VCI) melhora a capacidade de aprender, pensar, memorizar e todos os outros processos que envolvem a cognição. Dos 89 artigos publicados, de acordo com os critérios de elegibilidade, quatro foram submetidos à extração de dados. Os parâmetros cognitivos, atenção, memória e aprendizagem demonstraram melhora em quase todos os artigos avaliados nesta revisão sistemática. Dessa forma, os autores concluíram que a intervenção com VCI teria efeitos positivos na capacidade cognitiva dos indivíduos, embora mais ensaios clínicos randomizados devam ser realizados para avaliação de tais parâmetros.

Fuermaier; *et al.* (2014) expuseram um adulto com diagnóstico de TDAH (Transtorno do Déficit de Atenção com Hiperatividade) à VCI com frequência de 30 Hz, por 15 minutos, três vezes ao dia, durante um período de dez dias consecutivos. Para esse experimento, realizou-se avaliações neuropsicológicas antes da exposição à VCI, um dia após a última exposição à VCI e 14 dias após o término do tratamento. Os autores concluíram que o tratamento com VCI gerou melhor desempenho do teste neuropsicológico em pacientes com deficiências neuropsicológicas, como o TDAH.

Para entender como os parâmetros podem variar na prática, Duarte e Pereira (2006) propuseram analisar como a entrada (*input*) de atribuição de dados em uma plataforma vibratória projetada e construída no laboratório de vibração mecânica do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais correspondia à saída (*output*) de resultados mensuráveis da transmissibilidade da vibração. Os autores avaliaram a influência da visão aos níveis de vibração que um ser humano suporta na faixa de frequência de 16 a 80 Hz, em bandas de 1/3 de oitava. Nas análises, os autores constataram que os resultados na faixa de 40 a 60 Hz podem ter sido influenciados pelas frequências ressonantes da cabeça e do globo ocular.

Belo (2015) avaliou a influência da frequência e amplitude da VCI na execução de tarefas em *smartphones*. Foram utilizados dois tipos de *smartphones*, o *Iphone 5* e o *Galaxy S4*. Foi definido que dois valores de amplitude (0,6 e 1,2 m/s²) e três valores de frequência (5, 10 e 15 Hz) seriam investigados, resultando em um total de seis estímulos aplicados a cada voluntário. Nos resultados, a autora afirma que quanto maior a amplitude da VCI, maior será a dificuldade e o desconforto na realização de tarefas visuais e manuais. Dutra; *et al.* (2022) publicaram os achados encontrados fazendo uma análise estatística mais detalhada dos resultados obtidos.

Duarte; *et al.* (2013) investigaram a influência da VCI na direção do eixo “longitudinal” (eixo “z”) com a frequência de 5 Hz e amplitudes de 0,8 e 1,6 m/s², na digitação em celulares e concluiu que o aumento na amplitude da VCI elevou a dificuldade no quesito avaliado, resultado esse corroborado também por Belo (2015) e Dutra; *et al.* (2022).

Duarte; *et al.* (2020) investigaram a influência no desempenho cognitivo na área de foco em um grupo de 20 estudantes universitários, com idade entre 18 e 30 anos, sob exposição à VCI por meio de medição em um aplicativo de treinamento cerebral enquanto se deslocavam em um automóvel durante um trajeto pré-determinado com pavimentação de paralelepípedo. Os resultados sugerem que a VCI teve um efeito negativo no desempenho do foco. No entanto, provou-se positivo três minutos após a exposição (efeito residual). Os escores médios do sexo feminino foram maiores do que os do sexo masculino para a maioria dos testes, além daquele sob VCI, embora às custas de obter mais desconforto. O nível de dificuldade não foi diferente dentro dos grupos de gênero. Pôde-se concluir que o grupo com TDAH teve uma pequena, mas positiva, influência nos resultados para a maioria dos testes, indicando que eles são menos afetados pela presença de VCI. Como muitos estudantes e trabalhadores têm TDAH, isso pode ser considerado um achado importante. Mostrou-se que resultados objetivos não devem ser as

únicas medidas a serem utilizadas, pois a avaliação subjetiva pode explicar melhor os resultados.

Nick, Duarte e Xavier (2018) investigaram a influência da VCI nas frequências de 5 e 30 Hz com amplitude de $0,7 \text{ m/s}^2$ usando aplicativo de treinamento cerebral e concluíram que a VCI exerceu um atraso no tempo de reação e na precisão dos voluntários da pesquisa. Os autores concluíram que os resultados para a frequência de 5 Hz foram que os voluntários tiveram mais dificuldades na realização do jogo de treinamento cerebral.

Lopes (2017) demonstra em sua pesquisa que a VCI pode afetar o sistema visual e oculomotor, ocasionando movimentos anômalos. A vibração foi aplicada na direção do eixo “longitudinal” (eixo “z”), na frequência de 5 Hz e nas amplitudes de 0 e $0,8 \text{ m/s}^2$ r.m.s. durante cerca de 55 minutos, em uma única sessão. Esses efeitos exigiram mais tempo dos voluntários para obterem a informação visual, com assertividade, durante os procedimentos os quais exigiam leitura. Entretanto, constatou-se que após esse período de fixação do olhar, a VCI aumentou o grau de eficiência no reconhecimento e velocidade de leitura.

Saliba (2018) cita a existência de estudos epidemiológicos sobre o risco da exposição à VCI implicar em danos à coluna vertebral, além de provocar incômodos lombares que resultaria em alteração degenerativa primária das vértebras e dos discos intervertebrais. Os estudos apontados pelo autor constataram que a parte lombar é afetada com maior frequência seguida da região torácica.

2.2.3 *Plataforma vibratória*

Donadon; Duarte e Galvez (2012) descrevem a plataforma vibratória do laboratório de vibração do Grupo de Acústica e Vibração em Seres Humanos (GRAVISH) do Departamento de Engenharia Mecânica, da Escola de Engenharia, da Universidade Federal de Minas Gerais como sendo uma plataforma de estudos dos efeitos da vibração de corpo inteiro no corpo humano.

Essa plataforma consiste em uma cadeira onde o voluntário é colocado, localizada sobre uma placa apoiada por quatro molas de compressão, excitadas na base por meio de um excitador eletrodinâmico, como mostra a Figura 7. A plataforma é construída para suportar o peso de uma pessoa com capacidade de 50 a 125 kg de peso de uma pessoa, pois está condicionada ao limite de compressão das molas.

Fazem parte da plataforma vibratória componentes que integram o sistema de controle e processamento de sinais da plataforma de VCI (AMARAL, 2015). Dessa maneira, os componentes do sistema, além da plataforma em aço, estão representados na Figura 7. São eles:

- Acelerômetro triaxial de assento.
- Acelerômetro uniaxial de controle.
- Excitador eletrodinâmico.
- Amplificador de potência de sinais.
- Condicionador de sinais.
- Placa de processamento de sinais.
- Analisador de VCI - Maestro.
- Exaustor de resfriamento.
- Controlador do excitador eletrodinâmico.

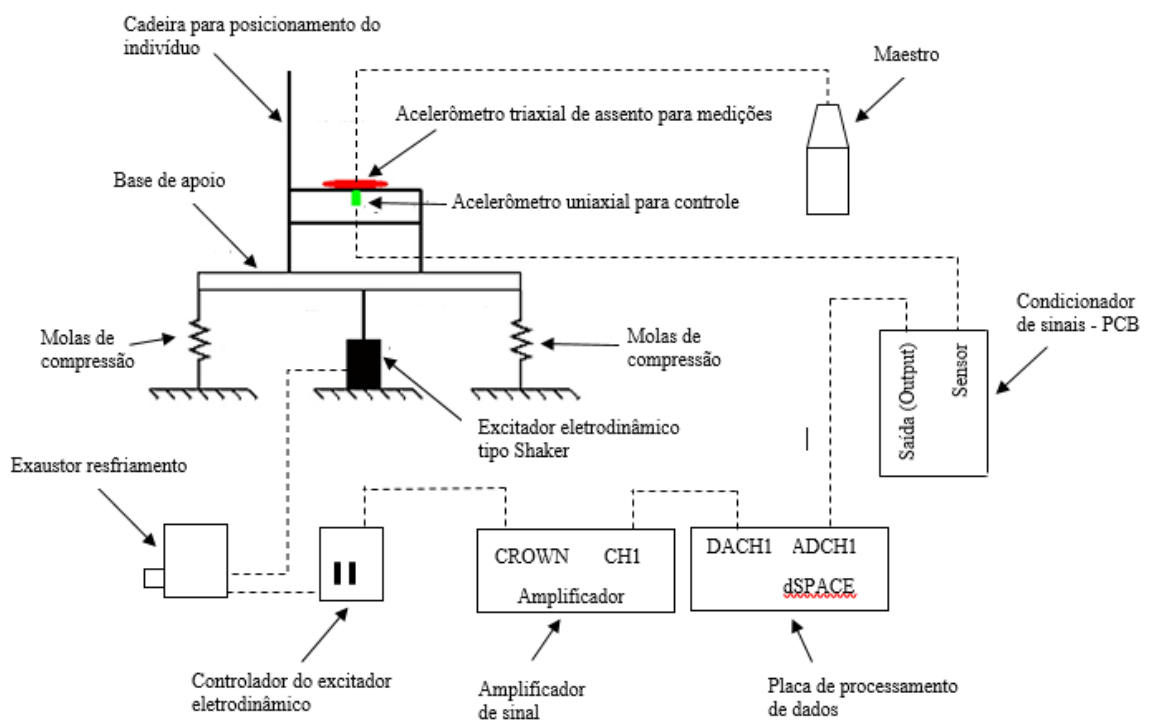


Figura 7: Esquema da plataforma vibratória.

Fonte: o próprio autor com base em Donadon; Duarte e Galvez (2012)

2.2.4 Transmissibilidade

Mansfield (2005) define transmissibilidade [Tr] como a razão entre a força transmitida e a força excitante, ou como a razão entre a vibração na superfície do assento e a vibração na base do assento em função da frequência. A transmissibilidade é dependente da frequência natural de vibração, da frequência imposta e do fator de perda do material, ao passo que Viana (2019) afirma que transmissibilidade é o parâmetro usado para indicar o nível relativo de vibração entre dois pontos e expressa a relação entre o sinal de saída e o sinal de entrada.

Em outras palavras, a transmissibilidade da vibração em seres humanos é um critério que auxilia na compreensão de como a VCI influencia o conforto, o desempenho das atividades e a saúde humana. A transmissibilidade pode ser entendida como sendo a razão entre a magnitude de vibração em um ponto qualquer medido do corpo humano, pela magnitude do ponto medido de excitação da VCI, para determinada frequência e amplitude. Um valor de transmissibilidade maior do que 1, indica uma amplificação da VCI de excitação. Já para um valor de transmissibilidade menor do que 1, indica uma atenuação da VCI de excitação, e, por fim, um valor de transmissibilidade igual a 1, indica que a VCI de excitação é igual VCI de saída no ponto de medição (VÉR; BERANEK, 2005).

Griffin (1996) afirma que os efeitos adversos da vibração podem ser previstos a partir de medições da vibração transmitida ao corpo (via medições de impedância) ou da vibração transmitida através do corpo (via medições de transmissibilidade). Portanto, a força que entra no corpo, ou a aceleração que ocorre em um ponto do corpo, define a importância relativa das diferentes frequências de vibração.

A transmissibilidade, conforme Mansfield (2005) é expressa pela Equação (5).

Ressalta-se que a transmissibilidade também pode ser expressa pelas velocidades e pelos deslocamentos.

$$Tr(f) = \frac{a_{\text{assento}}(f)}{a_{\text{piso}}(f)} = \frac{a_{\text{saída}}(f)}{a_{\text{entrada}}(f)} \quad (5)$$

Onde:

Tr(f) = transmissibilidade.

$a_{\text{assento}}(f)$ = aceleração no assento com frequência f ou no ponto do sinal da saída de medição.

$a_{\text{piso}}(f)$ = aceleração na base do assento ou piso com frequência f ou no ponto do sinal de entrada de medição.

Oliveira (2014) define a transmissibilidade como “a razão entre a intensidade da vibração medida no ponto de entrada pela intensidade no ponto de saída em cada frequência de vibração”.

Segundo Roth (2010), a transmissibilidade pode ser calculada em função do VDV (VDV – Valor Dose de Vibração) que determina a dose de vibração cumulativa no assento e no piso. O VDV é obtido pela Equação (4).

Dessa forma, usando a Equação (4), segundo Roth (2010), o cálculo da transmissibilidade usando o VDV será definido pela Equação (6):

$$Tr [\%] = \frac{VDV_{assento}}{VDV_{piso}} * 100 = \frac{VDV_{saída}}{VDV_{entrada}} * 100 \quad (6)$$

Onde:

Tr = percentual de transmissibilidade.

$VDV_{assento} = VDV_{saída}$ = valor dose de vibração acumulada no assento ou no ponto do sinal da saída de medição.

$VDV_{piso} = VDV_{entrada}$ = valor dose de vibração acumulada no piso ou no ponto de sinal de entrada de medição.

Um valor de Tr igual a 100%, ou igual a 1, indica que toda a vibração de entrada ou do piso está sendo transmitida para a saída ou assento. Para valores de Tr maiores que 100%, ou maior que 1, implicam em grande desconforto quando a vibração no assento é maior que a vibração do piso. Já para valores de Tr menores que 100%, ou menor que 1, significam que o assento atenuou a vibração transmitida isolando parte da vibração e, dessa forma, a vibração do piso é maior que a do assento (ROTH, 2010).

2.3 Biomecânica

A biomecânica, segundo Hall (2016), é uma ciência multidisciplinar que abrange o estudo da ação das forças na aplicação de princípios mecânicos no campo das estruturas e funções dos organismos vivos, sendo o corpo humano o organismo vivo mais estudado na biomecânica, abordando um variado espectro de problemas e questões.

Pereira (2005) traz como definição de biomecânica “o conjunto de métodos e técnicas que objetivam a análise quantitativa do movimento humano, ao que se denomina análise do movimento”.

O ramo da biomecânica que estuda a descrição do movimento dos corpos, conforme Hall (2016), é a cinemática. Assim, a cinemática lida com grandezas como a distância e a velocidade que um corpo se move. Posto assim, a Cinesiologia está diretamente relacionada com a Cinemática, pois estuda os movimentos do corpo humano e também o corpo humano em movimento.

Antes da análise do movimento, Hall (2016) afirma que “o sistema mecânico de interesse precisa ser definido” para ser analisado com foco no que se pretende estudar, tendo-se o corpo humano na posição anatômica de referência.

Segundo Hall (2006), “a capacidade de analisar o movimento humano também requer o conhecimento das características do movimento desejado e a aptidão para observar e determinar se um dado desempenho as incorpora”. Para isso, é de suma importância a observação visual da análise qualitativa mecânica do movimento por meio de um modelo biodinâmico do corpo humano.

Rao (2008) explica que um sistema biodinâmico vibracional envolve um conjunto de elementos que podem ser representados de forma simplificada por um modelo composto por conjuntos de massa, mola e amortecedor. Tais elementos são usados para representar, respectivamente, a inércia, a rigidez e o amortecimento correspondentes ao do sistema. Este sistema dinâmico pode, também, ser submetido a uma excitação externa a qual pode ser uma força ou um deslocamento oscilante.

Griffin (2001) conceitua modelar como o ato de fazer hipóteses, haja vista que uma vez definido o modelo ou as hipóteses, este será capaz de fazer um conjunto de previsões, verificáveis e validáveis com os dados experimentais reais. Logo, um modelo biodinâmico deve ser a representação confiável de algum aspecto de como o corpo humano responde a uma força de excitação ou movimento imposto a esse corpo. O autor lista razões para o interesse no desenvolvimento de modelos biodinâmicos, a saber: representar o conhecimento sobre a natureza dos movimentos do corpo; prever a influência de variáveis que afetam a resposta biomecânica; oferecer um método conveniente para apresentar dados experimentais biodinâmicos médios; prever movimentos e forças causadas por situações demasiadamente numerosas e variadas para determinação experimental; prever movimentos e forças causadas por situações demasiadamente perigosas para determinação experimental; fornecer as informações necessárias para a otimização de sistemas de isolamentos e a dinâmica de outros sistemas acoplados ao corpo; determinar condições de impedância padrão para o teste de vibração de sistemas usados por seres humanos.

Griffin (1996) afirma que diversos autores da área de estudo da biomecânica visam o desenvolvimento de um modelo de engenharia que forneça a resposta mecânica do corpo humano. Todavia, o autor alerta que conhecer os movimentos e a resposta mecânica a forças externas de excitação do corpo é apenas o passo inicial para a determinação de outros efeitos como os psicológicos ou cognitivos e do processo de percepção de um determinado movimento.

2.3.1 Modelos biodinâmicos

Kumbhar; Xu e Yang (2013) afirmam que um modelo biodinâmico humano válido é muito útil para estudar a resposta do corpo humano a exposição à VCI. Segundo esses autores, a postura da posição sentada – ver Figura 5 – é a posição mais utilizada em automóveis e, por isso, o estudo da resposta do corpo humano nessa posição tem atraído muita atenção da comunidade acadêmica, pois é onde o corpo humano está em contato direto com o assento, tendo o *design* do assento um desempenho preponderante na transmissibilidade da vibração.

Posto isso, Kumbhar; Xu e Yang (2013) propuseram um modelo biodinâmico multicorpos linear de 14 graus de liberdade (DOF – *degree of freedom* ou GDL – graus de liberdade) composto por uma massa total de 71,32 kg e com cinco segmentos corporais e com três diferentes tipos de assentos, sendo o primeiro com assento rígido e duro, o segundo com apenas almofada e o terceiro com assento almofadado e uma suspensão, como está demonstrado na Figura 8, para comparar a resposta do corpo humano às vibrações em diferentes tipos de assentos na posição sentada com um ângulo de encosto de 21° no plano vertical. O apoio do encosto e o contato dos pés estão incluídos neste modelo porque uma quantidade considerável de vibrações é transferida pelas plantas (partes inferiores) dos pés, como cita os autores.

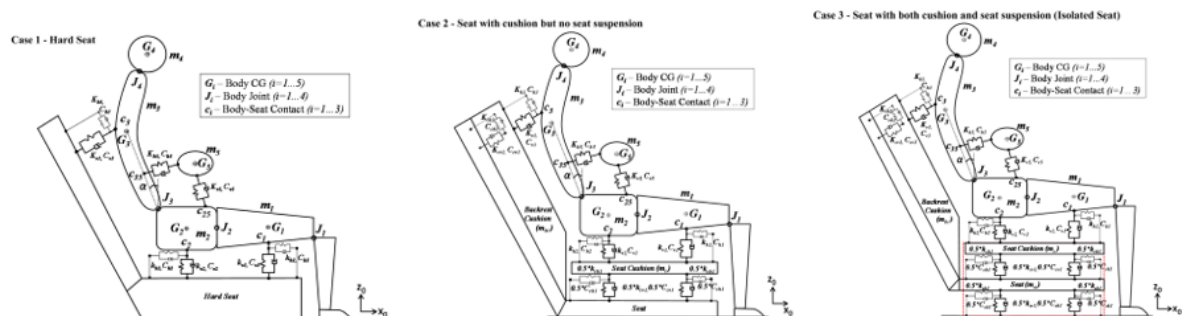


Figura 8: Três diferentes tipos de modelo multicorpos de 14 GDL.

Fonte: Kumbhar; Xu e Yang (2013)

Kumbhar; Xu e Yang (2013) concluíram, no primeiro caso, que todas as vibrações foram transferidas ao corpo, sendo que a transmissibilidade do caso 1 foi maior que a dos casos 2 e 3. Para o Caso 2, a frequência foi reduzida e a magnitude diminuiu devido à rigidez e amortecimento da almofada do assento e do encosto. Já no caso 3, tem-se a melhor configuração para isolamento de vibração. O estudo também mostrou que dependendo do *design* do encosto, da almofada e da suspensão do assento, esses podem melhorar o conforto de deslocamento horizontal do corpo humano.

Para Desai; Guha e Seshu (2018), a modelagem e medição da resposta biodinâmica do corpo humano é um importante tópico de pesquisa a ser estudado, pois esse assunto possui aplicações em ergonomia, tecnologias de sistemas de controle de suspensão passiva ou ativa, efeitos adversos no corpo humano os quais causam desconforto e nos efeitos à saúde do ser humano. Os autores explicam que o risco de exposição à VCI depende de três fatores diferentes, a saber: o intervalo de tempo, a amplitude e a frequência da vibração transmitida. Para analisar essa influência da VCI no corpo humano foi proposto um modelo biodinâmico bidimensional multicorpos do corpo humano com postura sentada composto por 20 graus de liberdade e para representar os resultados experimentais de transmissibilidade assento-à-cabeça e massa aparente. Segundo os autores, o modelo apresentado pode fornecer a compreensão detalhada de como o corpo humano responde a excitações externas e forças que são transmitidas ao joelho, pescoço ou coluna. O modelo pode ser acoplado ao modelo do veículo para encontrar a almofada do assento, parâmetros de suspensão do assento e para analisar a resposta do corpo humano em condições de estrada diferentes.

Liu e Qiu (2020) afirmam que a modelagem biodinâmica fornece informações sobre o efeito de cada parâmetro do sistema e contribui para que as partes individuais do corpo na frequência de ressonância principal diminua com o aumento da magnitude da vibração em um corpo humano sentado exposto à VCI no sentido vertical do eixo “z”. Para isso, os autores desenvolveram um modelo dinâmico multicorpos do corpo humano sentado que pode representar as forças dinâmicas sobre a área de contato local abaixo das tuberosidades isquiáticas (proeminências ósseas mais próximas ao assento, sendo as partes da pelve submetidas a maior pressão na postura sentada) e coxas. O modelo desenvolvido neste estudo continha seis corpos rígidos representado por tronco superior, tronco inferior, pelve, coxas, pernas e vísceras do corpo, interligados por molas rotacionais lineares e amortecedores. Os autores verificaram que à medida que a magnitude da vibração aumentava, a rigidez vertical

abaixo das tuberosidades isquiáticas, as coxas médias e as coxas dianteiras, a rigidez das vísceras, a rigidez da articulação torácica inferior e o amortecimento vertical abaixo das tuberosidades isquiáticas diminuíram significativamente. Sendo assim, os autores concluíram que os tecidos moles abaixo das tuberosidades isquiáticas e coxas e as vísceras são as principais partes causadoras da não linearidade observadas nas massas aparentes do corpo humano.

Segundo Lucas e Ko (2020), muitos estudos foram realizados para estudar as respostas de vibração e desenvolver a modelagem matemática na posição vertical sentada e em pé e eles mostraram que as frequências de ressonância do corpo humano foram identificadas na faixa de 4-6 Hz e 8-12 Hz na posição vertical. Os autores propuseram um modelo matemático com 9 graus de liberdade para identificar a resposta quando um corpo humano é submetido a VCI. A frequência de ressonância geral do corpo foi de 1,4 Hz. Enquanto isso, a cabeça e o pescoço tinham duas frequências de ressonância, que eram 1,3 e 3,28 Hz para a cabeça e 1,4 e 3,4 Hz para o pescoço. O modelo matemático desenvolvido pelos autores pode ser usado como um modelo fundamental para prever a resposta de qualquer VCI reclinada.

Rosen e Arcan (2003) estudaram as características dinâmicas de um sistema corpo/assento representando o corpo humano sentado em um ambiente exposto à vibração desenvolvido como dois subsistemas. O primeiro subsistema representava o fenômeno de massa aparente como a dinâmica humana global. Este modelo foi generalizado ainda, neste estudo para os três eixos de vibração simulando os efeitos de várias posturas sentadas e características ambientais sobre o fenômeno de massa aparente. O segundo subsistema representou a dinâmica local do contato da pelve humana/assento vibratório com uma interface de amortecimento. Com os parâmetros propostos descreveu-se com sucesso os principais efeitos do fenômeno de massa aparente em comparação com dados experimentais documentados na literatura. Os autores também concluíram que o uso de um baixo número de graus de liberdade foi suficiente para simular o principal efeito de massa aparente global de um corpo humano sentado.

Smith (2000) explica que modelos matemáticos podem ser uma ferramenta útil para o desenvolvimento e avaliação de sistemas de assento para mitigação de vibrações. Para isso, o autor propôs em seu estudo um modelo de 5 graus de liberdade formulado com base na impedância do ponto de condução medido e transmissibilidades das principais estruturas anatômicas as quais contribuem para os comportamentos de ressonância observados. O modelo de parâmetro agrupado modificado melhorou as simulações de transmissibilidade de pico de tórax e coluna. O modelo foi eficaz em simular tanto o pico de impedância inferior observado

na região de ressonância primária na faixa de 4 a 8 Hz, quanto o pico de impedância prevalente observado na segunda região de ressonância na faixa de 7 a 10 Hz nos indivíduos menores. Entretanto, o modelo não foi eficaz em prever o amortecimento observado no segundo pico de ressonância com o uso de almofadas.

Arslan (2015) analisou quantitativamente modelos biodinâmicos do corpo humano apresentados na literatura os quais foram projetados para caracterizar a resposta do corpo humano real exposto à VCI. Para tanto, foram realizadas medições diretas das acelerações de vibração obtidas por diferentes segmentos do corpo humano e do assento do veículo durante a condução em estradas com diferentes desníveis. De acordo com os resultados da comparação, o modelo biodinâmico proposto por Boileau e Rakheja (1998, *apud* ARSLAN 2015) mostrou a melhor correlação com os dados de aceleração experimental.

Rakheja; *et al.* (2010) apresentaram uma síntese dos dados relatados para a biodinâmica do corpo humano sob VCI, mas para as posições sentada e em pé. Os autores afirmam que esses dados ajudarão a desenvolver modelos do corpo humano. Liang e Chiang (2006) realizaram um estudo sobre modelos biodinâmicos de parâmetros concentrados para sujeitos humanos sentados expostos a vibração vertical e concluíram que modelos simples eram suficientes para estudar a dinâmica essencial de um humano sentado exposto à VCI, como um 4 GDL sistema. A mesma quantidade de GDL foi usada em um modelo biodinâmico de ocupantes sentados por Bai; *et al.* (2017).

Liang e Chiang (2008) também investigaram dois modelos multicorpos simulando indivíduos sentados em automóveis para representar as diferentes posturas no encosto do assento automotivo e, também, com e sem encosto de cabeça. O modelo proposto de quatorze graus de liberdade proposto pelos autores mostrou-se o mais adequado aos resultados do teste devido as diversas variáveis envolvidas e, com isso, os autores concluíram que o modelo é recomendado para estudar as respostas biodinâmicas de um corpo humano sentado exposto a VCI em várias posturas em um banco de automóvel.

M-Pranesh; Rakheja e Demont (2010) investigaram a transmissão da VCI no sentido vertical do assento para vértebras selecionadas e a transmissão da VCI na cabeça ao longo dos eixos vertical em doze indivíduos do sexo masculino sentados em um assento rígido e expostos a excitação vertical aleatória na faixa de 0,5 a 20 Hz. As medidas foram realizadas em quatro diferentes posturas sentadas envolvendo combinações de condições de apoio das costas e posições das mãos, e três magnitudes diferentes de VCI, sendo: 0,25; 0,5 e 1,0 m/s² de r.m.s. de aceleração. Os resultados indicaram que o apoio para as costas atenua a vibração no eixo

vertical para todas as localizações do corpo enquanto aumenta a transmissibilidade frente-atrás nas vértebras C7 e T5. Observou-se que o efeito do apoio para as costas é muito pequeno na vibração horizontal das regiões torácicas inferior e lombar. Os resultados sugerem que funções biodinâmicas do segmento corporal alvo distintamente diferentes precisam ser definidas para diferentes condições de suporte, a fim de representar a contribuição única da condição de suporte específica.

Kim, Fard e Kato (2020) apresentaram um estudo de um modelo de baixa ordem em Elementos Finitos do corpo humano sentado desenvolvido para prever a transmissibilidade de vibração do sistema humano-assento em frequências até 30 Hz. Ao longo do processo de otimização, os parâmetros do modelo foram obtidos comparando-se as transmissibilidades medidas do sistema de assentos de veículos ocupados. Os resultados mostraram que dois modos de vibração do corpo humano acoplados com espuma foram observados abaixo de 10 Hz e dois modos humanos acoplados à estrutura de assento foram observados em torno de 20,1 Hz e 21,9 Hz. A transmissibilidade anteroposterior do modelo em vários locais de contato forneceu correlação razoável com os dados medidos. O modelo humano de baixa ordem desenvolvido permite a previsão da transmissibilidade anteroposterior em vários locais de contato do encosto até 30 Hz.

Ji; Zhou e Zhang (2012) buscaram estudar modelos qualitativamente precisos para um corpo humano em pé em vibração vertical. Esses modelos são derivados de um estudo da interação humano-estrutura. Para verificação do estudo, um modelo de corpo em pé e os dois modelos de corpo humano discretos foram colocados em uma estrutura simples e uma análise de autovalor foi realizada. A estreita correspondência entre as frequências naturais dos modelos valida a derivação, o padrão e as definições dos dois modelos discretos do corpo humano em vibração estrutural vertical.

2.3.2 Parâmetros do corpo humano a serem utilizados no modelo proposto

Para a realização de uma simulação computacional de um modelo proposto de forma adequada, é necessário usar parâmetros que reflitam a realidade do sistema estudado. Portanto, foram consultados artigos e trabalhos acadêmicos na literatura que apresentaram os parâmetros biodinâmicos para massa, rigidez e amortecimento referentes ao corpo humano e banco em estudo para obter os dados antropométricos a serem utilizados nesta pesquisa.

Anflor (2003) explica que o desenvolvimento de um modelo biodinâmico para o corpo humano é um trabalho muito complexo devido à dificuldade em identificar as propriedades dissipativas e regenerativas as quais correspondem ao sistema a ser estudado. Para isso, Anflor (2003) fez uma revisão bibliográfica de autores que estudaram cadáveres e as respectivas massas corpóreas e as densidades dos segmentos do corpo humano em diversos indivíduos. Assim sendo, a autora apresenta, como mostra a Figura 9, um esquema da divisão do corpo humano em um modelo de quatro graus de liberdade. Esse mesmo número de GDL foi recomendado como dito acima no trabalho de Liang e Chiang (2006) e Bai; *et al.* (2017).

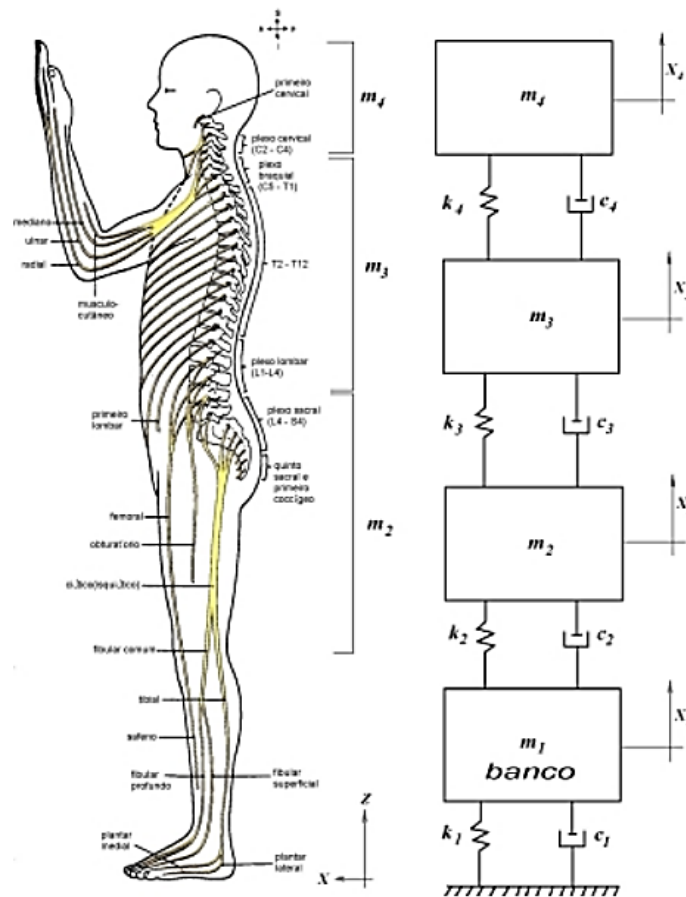


Figura 9: Esquema da divisão do corpo humano em um modelo de 4 graus de liberdade

Fonte: Anflor (2003)

A Tabela 1 apresenta a relação peso total de cada parte do corpo humano levando em consideração os estudos publicados na literatura e o percentual dos segmentos individualizados, baseados em pesquisas científicas estudadas por Anflor (2003).

Tabela 1: Relação de peso total de cada segmento do corpo humano

Indivíduos	Cabeça m₄ [kg]	Tronco m₃ [kg]	Pélvis m₂ [kg]
Grupo 1	4,78	26,68	14,74
Grupo 2	4,97	27,71	12,32
Grupo 3	4,11	22,93	12,75
Grupo 4	6,97	38,84	21,18
Grupo 5	7,66	42,68	15,06
Média dos Grupos	5,70	31,77	15,21

Fonte: Anflor (2003) com adaptações do próprio autor

Para os parâmetros das constantes de rigidez [k] e de amortecimento [c] que estão representadas na Figura 9 e que unem cada uma das massas correspondentes a cada segmento do corpo humano, Anflor (2003) apresenta os seguintes valores, conforme Tabela 2:

Tabela 2: Parâmetros de rigidez e amortecimento para o modelo biodinâmico

Parte do corpo humano	Constante de rigidez k [kN/m]	Constante de amortecimento c [Ns/m]
Pélvis	$k_2 > 0$	$500 \leq c_2 \leq 4.000$
Tronco	$100 \leq k_3 \leq 300$	$500 \leq c_3 \leq 4.000$
Cabeça	$k_4 > 0$	$500 \leq c_4 \leq 4.000$

Fonte: Anflor (2003) com adaptações do próprio autor

No trabalho de Anflor (2003), a autora explicita os valores de $k_1 = 700$ kN/m e $c_1 = 600$ Ns/m, no banco na vertical, como sendo os parâmetros de rigidez e amortecimento, respectivamente.

Importante destacar que, segundo Anflor (2003), os parâmetros biodinâmicos deverão ser otimizados para haver um melhor ajuste simultâneo das curvas de saída do modelo em relação às curvas experimentais de entrada, respeitando as faixas de variação apresentadas na literatura. Os dados utilizados foram otimizados então para o modelo proposto neste trabalho.

2.4 Análise de erro do sinal da curva

Após a realização do registro de um dado experimental e de um dado obtido por modelamento é importante avaliar, ou validar, a qualidade posicional dos sinais de entrada e saída afim de verificar a diferença dos dados. Essa avaliação pode ser qualitativa, numa comparação visual dos gráficos gerados, ou pode ser quantitativa, utilizando métricas de erros, a partir de dados matriciais, imagens registradas ou dados vetoriais de referência. A avaliação quantitativa é importante porque independe da percepção do usuário e informa numericamente as discrepâncias, em relação a uma referência considerada verdadeira. Explicitar-se-á neste trabalho três métodos quantitativos.

2.4.1 Erro Quadrático Médio (EQM)

Chicco; Warrens e Jurman (2021) explicam que o Erro Quadrado Médio – EQM (em inglês *Mean Squared Error* - MSE) representa a média da diferença quadrada entre os valores original e previsto no conjunto de dados. Ele mede a variância dos resíduos. O erro quadrático médio (EQM) informa o quão perto uma linha de regressão está de um conjunto de pontos, ou seja, uma medida de dispersão que mostra quão distantes os valores estão da média. A quadratura é necessária para remover quaisquer sinais negativos. Também dá mais peso a diferenças maiores. É chamado de erro quadrático médio, pois pode-se encontrar a média de um conjunto de erros. Quanto menor o EQM, melhor a previsão, pois o EQM pode variar de 0 até ∞ . O EQM pode ser calculado pela Equação (7).

$$EQM = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (v_e^i - v_r^i)^2 \quad (7)$$

Onde:

v_r^i = valor real para a observação ou dado experimental da ordem i até n ou sinal de entrada.

v_e^i = valor estimado correspondente no modelo proposto de ordem i até n ou sinal de saída.

n = número de pontos ou dados de sinais da curva.

2.4.2 Raiz do Erro Quadrático Médio (REQM)

Chai e Draxler (2014) concluíram em seus estudos que a Raiz do Erro Quadrático Médio - REQM (em inglês *Root Mean Squared Error* - RMSE) é mais apropriado para representar o desempenho do modelo. Além disso, mostramos que o REQM satisfaz o requisito de desigualdade triangular para uma métrica de distância.

Wang e Lu (2018), corroborando Chai e Draxler (2014), explicam que uma vez que se possui vários pontos de controle pode-se verificar quais dos pontos se ajustam melhor à transformação, ou seja, quais pontos convergem para um mesmo valor ou se correlacionam entre si. Na prática, o REQM indica qual é o “erro” se quiséssemos substituir um dos valores coletados pelo valor da média. O erro total cometido na transformação é dado pela Equação (8), sendo um índice mais apropriado para se calcular o desvio padrão entre curvas.

$$REQM = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (v_e^i - v_r^i)^2} \quad (8)$$

Onde:

v_r^i = valor real para a observação ou dado experimental da ordem i até n ou sinal de entrada.

v_e^i = valor estimado correspondente no modelo proposto de ordem i até n ou sinal de saída.

n = número de pontos ou dados de sinais da curva.

Para Wang e Lu (2018), o REQM é “uma medida que representa o desvio padrão das diferenças entre os valores estimados e os valores reais observados, sendo essas diferenças individuais chamadas de resíduos”. O REQM fornece uma maneira de escolher o melhor estimador: o menor REQM geralmente representa o menor desvio padrão e, portanto, é um bom estimador. Um erro quadrático médio de zero, $REQM = 0$, é ideal, mas na maioria dos casos isso não é possível. Um REQM igual a zero significa que o estimador prevê o valor observado com precisão perfeita. O REQM pode variar de 0 até ∞ , sendo que quanto mais próximo de 0 melhor a estimativa, pois menor será o desvio padrão.

2.4.3 Critério de Correlação Modal (MAC)

Diniz (2019) conceitua o Critério de Correlação Modal (*Modal Assurance Criterion – MAC*) como um método eficaz para a verificação da qualidade da correlação entre os parâmetros do modelo computacional a ser estudado com os parâmetros obtidos por análise experimental. Em suma, esse critério MAC é um coeficiente de correlação que estabelece um indicador eficiente, cuja função original é comparar vetores modais de diferentes sinais ou curvas e relacioná-los entre si para indicar o grau de consistência ou dependência de ambos.

O índice MAC varia entre a faixa de 0 a 1, sendo que para um resultado igual a 0 ou mais próximo de 0, considera-se uma correlação fraca ou sem nenhuma correspondência para a comparação de curvas ou sinais e para o resultado igual a 1 ou mais próximo de 1, considera-se uma correlação forte ou com correspondência consistente entre as curvas ou sinais.

O índice MAC, conforme Diniz (2019), é definido conforme a Equação (9).

$$MAC = \frac{|\Phi_i^T \Phi_j|^2}{(\Phi_i^T \Phi_i) (\Phi_j^T \Phi_j)} \quad (9)$$

Onde Φ_i é o i -ésimo vetor modal experimental e Φ_j é o j -ésimo vetor modal do modelo numérico. Esses vetores modais serão comparados com os vetores transpostos Φ_i^T e Φ_j^T .

O número obtido pelo cálculo do índice de MAC, nesta pesquisa, denominar-se-á de Coeficiente de Correlação de Curvas (CCC) por se tratar de um experimento com dado de entrada, sendo uma matriz de apenas uma coluna e, conseqüentemente, o dado de saída do modelo sendo, também, uma matriz de apenas uma coluna. Os vetores modais citados acima serão, portanto, as curvas de entrada e de saída do modelo. Ressalta-se que um parâmetro de correlação semelhante baseado no conceito de MAC foi proposto por Toso (2016).

3 METODOLOGIA

3.1 Primeira etapa: obtenção dos dados experimentais

Em um primeiro momento esta pesquisa se fez na realização da parte experimental com aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais sob Certificado de Apresentação de Apreciação Ética CAAE nº 55602816.4.0000.5149. Essa etapa foi necessária para a extração dos dados da curva de sinal de entrada para a simulação do modelo.

O modelo proposto neste trabalho tem o objetivo de simular o experimento realizado por Firmino (2017) para estudo da influência da VCI na velocidade de raciocínio e reproduzido por Viana (2019) para estudo da transmissibilidade assento-à-mão. Nestes, simulou-se o tráfego de um ônibus de transporte público com paradas para embarque dos passageiros. Para tal, foi utilizada uma das principais vias de acesso de Belo Horizonte / MG, e calculou-se de quanto em quanto tempo seriam as paradas (Firmino, 2017). Desta forma, foi utilizada excitação por 3 min a frequência de 5 Hz e $0,5 \text{ m/s}^2$ em 5 tempos distintos, com paradas de 1,2 min a frequência de 5 Hz e $0,2 \text{ m/s}^2$ em 5 tempos distintos. Em contraponto utilizou-se a frequência de 30 Hz e $0,5 \text{ m/s}^2$ a 3 min e 30 Hz e $0,2 \text{ m/s}^2$ a 1,2 min para verificar a diferença dos resultados em frequências distintas, visto que na literatura a frequência de 30 Hz é estudada como benéfica para seres humanos. Os testes foram realizados em laboratório.

Conforme pode ser visto na Figura 10, o teste foi dividido entre momentos nos quais o voluntário estava sob o efeito da VCI com velocidade de $0,5 \text{ m/s}^2$, indicado como I, e, em momentos nos quais o voluntário estava sob repouso, em uma simulação do veículo parado, em marcha lenta, momento em que a velocidade é a rotação do motor antes de abrir o acelerador, ou seja, velocidade de $0,2 \text{ m/s}^2$, indicado como II.

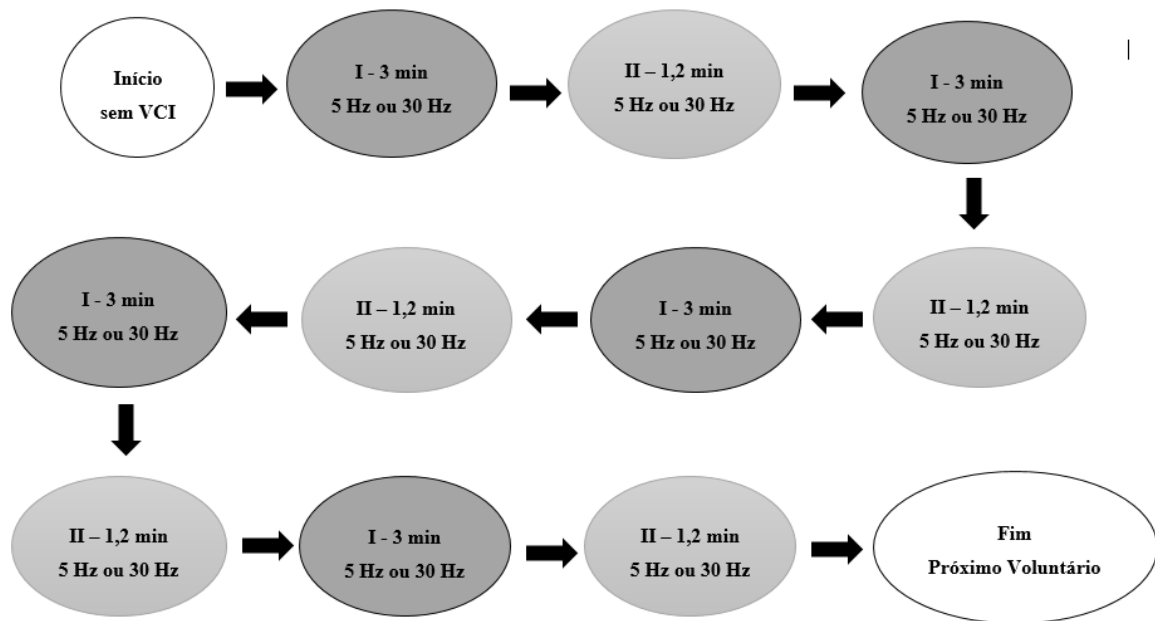


Figura 10: Metodologia de testes

Fonte: o próprio autor adaptado de Firmino (2017)

Antes de iniciar os testes, cada voluntário foi esclarecido sobre o procedimento da pesquisa e os riscos envolvidos. Os voluntários preencheram e assinaram o documento de Anamnese, que consiste em rememorar o histórico das condições clínicas e de saúde narrados pelo próprio voluntário para fins de seleção de aptidão a participar da pesquisa. Além disso, os voluntários também assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) que descreve todas as etapas a serem necessariamente observadas para que o voluntário possa participar de uma pesquisa e possa se manifestar, de forma autônoma, consciente, livre e esclarecida e estar suficientemente esclarecido de todos os possíveis benefícios, riscos e procedimentos que serão realizados e fornecidas todas as informações pertinentes à pesquisa. Também no TCLE está descrito de forma clara e objetiva que o voluntário tem ciência de que o mesmo pode desistir da pesquisa a qualquer instante.

Foi utilizado o questionário de aptidão como critério de exclusão para a participação dos voluntários nos testes com VCI, segundo as diretrizes estabelecidas na norma ISO 13090-1:1998. Sendo assim, conforme o descrito na entrevista de anamnese, todos os participantes não tinham problemas psiquiátricos, incluindo a dependência de drogas ou problemas clínicos que poderiam interagir com os efeitos da privação do sono, como a epilepsia, distúrbios de aprendizagem, distúrbios do sono, tampouco problemas auditivos ou déficits visuais não

corrigidos. A temperatura e a luminosidade da sala de testes foram mantidas constantes durante todo o experimento. O ruído também foi monitorado e mantido no mesmo nível de decibéis para todos os testes.

A divisão dos voluntários foi realizada conforme a combinação entre aceleração e frequência, sendo 10 voluntários para serem submetidos as condições dos casos 1 e 3 e outros 10 voluntários submetidos as condições dos casos 2 e 4, conforme Tabela 3 das condições iniciais da pesquisa.

Tabela 3: Condições iniciais da pesquisa

Caso	Eixo	Aceleração [m/s ²]	Frequência [Hz]	Tempo de exposição [min]
1	eixo “longitudinal” ou eixo “z”	0,5	5	3
2	eixo “longitudinal” ou eixo “z”	0,5	30	3
3	eixo “longitudinal” ou eixo “z”	0,2	5	1,2
4	eixo “longitudinal” ou eixo “z”	0,2	30	1,2

Fonte: o próprio autor.

Esta pesquisa utilizou uma amostra constituída de 20 voluntários saudáveis com idade entre 20 e 30 anos, do sexo masculino.

A Tabela 4 mostra os dados corporais de altura e peso autorreferidos dos voluntários.

Tabela 4: Dados autorreferidos dos voluntários

Voluntário	Massa [kg]	Altura [m]	Voluntário	Massa [kg]	Altura [m]
V1	70	1,74	V11	85	1,77
V2	80	1,79	V12	75	1,74
V3	78	1,77	V13	72	1,75
V4	75	1,73	V14	78	1,77
V5	74	1,74	V15	79	1,73
V6	70	1,75	V16	73	1,74
V7	80	1,78	V17	81	1,72
V8	75	1,77	V18	80	1,79
V9	75	1,74	V19	77	1,75
V10	80	1,76	V20	78	1,76

Fonte: o próprio autor.

O procedimento de instrução para o teste experimental informado para cada voluntário era para que ele ficasse sentado de maneira ereta, e centralizada sobre a cadeira, porém da forma mais confortável possível e com os pés apoiados na base da plataforma conforme mostra a Figura 11 e Figura 12.

Para a realização da aquisição dos dados experimentais foram utilizados os seguintes materiais:

- Acelerômetro triaxial de assento padronizado SAE – *Seat Pad*, modelo AP2083 do fabricante APTECHNOLOGY com sensibilidade $a_x = 10,2 \text{ mV/g}$; $a_y = 9,9 \text{ mV/g}$; $a_z = 10,0 \text{ mV/g}$, para a aquisição do sinal de excitação da plataforma vibratória na parte superior da cadeira vibratória.
- Acelerômetro tri-axial de mão, modelo DeltaTron 4524-B-001 do fabricante Brüel & Kjaer com sensibilidade $a_x = 9,782 \text{ mV/g}$; $a_y = 9,994 \text{ mV/g}$; $a_z = 9,927 \text{ mV/g}$, para aquisição do sinal da mão direita.
- Medidor de vibração humana Maestro 01dB-steel.
- Analisador de sinal dinâmico Photon II LDS, para aquisição dos sinais.
- Plataforma vibratória com o sistema de controle desenvolvido *in-house*.



Figura 11: 1. Plataforma em aço; 2. Acelerômetro de assento; 3. Excitador eletromecânico; 4. Sistema de controle; 5. Amplificador de potência; 6. Condicionador de sinais; 7. Analisador de sinais de vibração humana - Maestro.



Figura 12: Voluntário sentado na plataforma vibratória

Fonte: o próprio autor

A Figura 13 ilustra o posicionamento do acelerômetro, assim como o sistema de coordenadas ortogonais, sendo a aceleração medida na direção do eixo “z”.

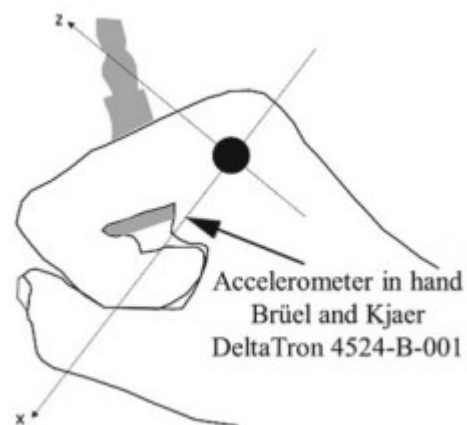


Figura 13: Posicionamento do acelerômetro na mão e sistema de coordenadas

Fonte: o próprio autor

3.2 Segunda etapa: modelo de conjunto massa-mola-amortecedor

Em um segundo momento, propõe-se um modelo de conjunto massa-mola-amortecedor para ser a base do modelo biodinâmico a ser simulado computacionalmente utilizando-se o software *Altair® MotionView*. O modelo foi composto por um sistema de 4 graus de liberdade, número esse validado em pesquisas anteriores e já mencionadas neste trabalho no item 2.3.1.

Os 4 graus de liberdade são divididos da seguinte forma, conforme mostra a Figura 14:

- m_1 = massa do banco.
- m_2 = massa referente às coxas e pelve.
- m_3 = massa referente ao tronco e braços.
- m_4 = massa referente à cabeça

As propriedades elásticas [k] e de amortecimento [c] são:

- k_1 = constante de rigidez do banco assento.
- k_2 = constante de rigidez das coxas e pelve.
- k_3 = constante de rigidez do tronco.
- k_4 = constante de rigidez do pescoço.
- c_1 = constante de amortecimento do banco assento.
- c_2 = constante de amortecimento do quadril.
- c_3 = constante de amortecimento do tronco.
- c_4 = constante de amortecimento do pescoço.

A força de excitação é representada por F_1 .

Já z_1 , z_2 , z_3 e z_4 , representam o deslocamento na direção vertical do eixo “z”.

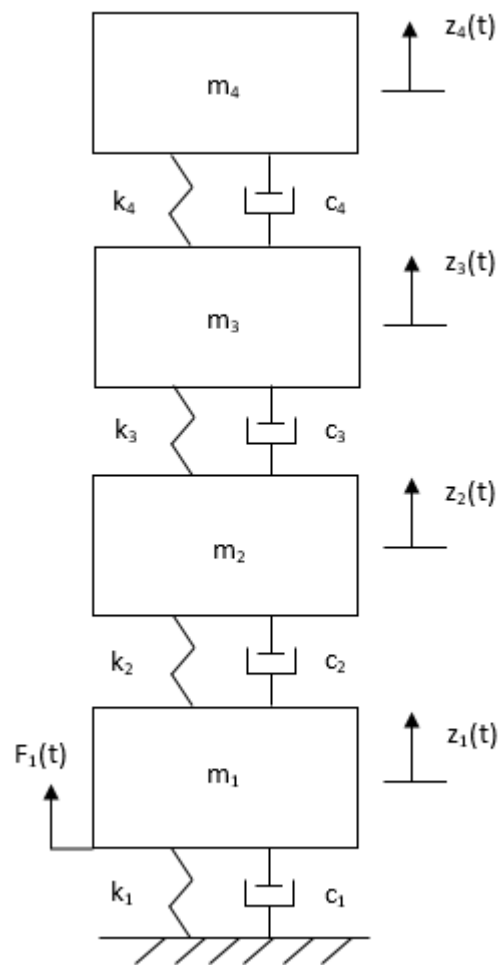


Figura 14: Diagrama de blocos do modelo de 4 graus de liberdade.

Fonte: o próprio autor

A utilização de uma massa ligada ao ponto de excitação tem como objetivo melhorar o ajuste dos parâmetros biodinâmicos do ponto de entrada uma vez que esta massa não terá qualquer influência sobre a transmissibilidade. A justificativa de vários autores para utilizar este formato é de que modelos deste tipo não precisam apresentar semelhança geométrica com o corpo humano. (BECKER, 2006).

Tendo a definição do modelo, faz-se as seguintes premissas:

- i. O modelo é considerado linear.
- ii. As massas das pernas e pés são desconsideradas no modelo, visto que essas massas vibram em fase com o piso.

Aplicando a 2ª Lei de Newton, também conhecida como princípio fundamental da dinâmica, obtém-se, de forma genérica, a Equação de Movimento para as massas (m_1, m_2, m_3 e m_4) do modelo proposto conforme Figura 15 e a Equação (10).

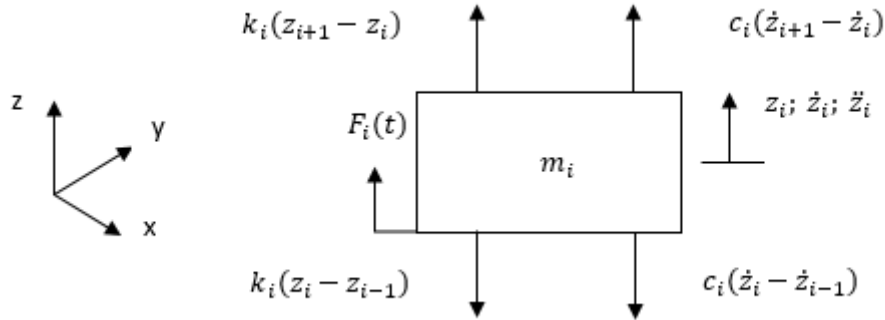


Figura 15: Diagrama de blocos genérico do modelo proposto.

Fonte: o próprio autor

$$m_i \ddot{z}_i + k_i(z_i - z_{i-1}) + c_i(\dot{z}_i - \dot{z}_{i-1}) - k_{i+1}(z_{i+1} - z_i) - c_{i+1}(\dot{z}_{i+1} - \dot{z}_i) = F_i(t) \quad (10)$$

A Equação de movimento genérica pode ser escrita de forma matricial como mostra a Equação (11).

$$[m]\{\ddot{z}\} + [c]\{\dot{z}\} + [k]\{z\} = \{F\} \quad (11)$$

Onde $[m]$, $[c]$ e $[k]$ são matrizes $[4 \times 4]$, a saber:

$[m]$ = matriz massa.

$[c]$ = matriz amortecimento.

$[k]$ = matriz rigidez.

Onde $\{\ddot{z}\}$ é o vetor aceleração; $\{\dot{z}\}$ é o vetor velocidade; $\{z\}$ é o vetor deslocamento; e, $\{F\}$ é o vetor força. Pode-se expressar esses vetores, de forma genérica, conforme a Equação (12).

$$\vec{z}_i(t) = \begin{Bmatrix} z_1(t) \\ z_2(t) \\ z_3(t) \\ z_4(t) \end{Bmatrix}; \vec{\dot{z}}_i(t) = \begin{Bmatrix} \dot{z}_1(t) \\ \dot{z}_2(t) \\ \dot{z}_3(t) \\ \dot{z}_4(t) \end{Bmatrix}; \vec{\ddot{z}}_i(t) = \begin{Bmatrix} \ddot{z}_1(t) \\ \ddot{z}_2(t) \\ \ddot{z}_3(t) \\ \ddot{z}_4(t) \end{Bmatrix}; \vec{F}_i(t) = \begin{Bmatrix} F_1(t) \\ F_2(t) \\ F_3(t) \\ F_4(t) \end{Bmatrix} \quad (12)$$

Desenvolvendo a equação do movimento e expressando-a em matriz, temos a Equação (13) genérica.

$$\begin{bmatrix} m_1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & m_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & m_3 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & m_4 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \ddot{z}_1 \\ \ddot{z}_2 \\ \ddot{z}_3 \\ \ddot{z}_4 \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} c_1 - c_2 & -c_2 & 0 & 0 \\ -c_2 & c_2 + c_3 & -c_3 & 0 \\ 0 & -c_3 & c_3 + c_4 & -c_4 \\ 0 & 0 & -c_4 & c_4 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{z}_1 \\ \dot{z}_2 \\ \dot{z}_3 \\ \dot{z}_4 \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} k_1 + k_2 & -k_2 & 0 & 0 \\ -k_2 & k_2 + k_3 & -k_3 & 0 \\ 0 & -k_3 & k_3 + k_4 & -k_4 \\ 0 & 0 & -k_4 & k_4 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} z_1 \\ z_2 \\ z_3 \\ z_4 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} F_1(t) \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (13)$$

3.3 Terceira etapa: modelagem computacional

No terceiro momento fez-se a modelagem do sistema do corpo humano sentado na plataforma no software *Altair® MotionView*, conforme a Figura 16.

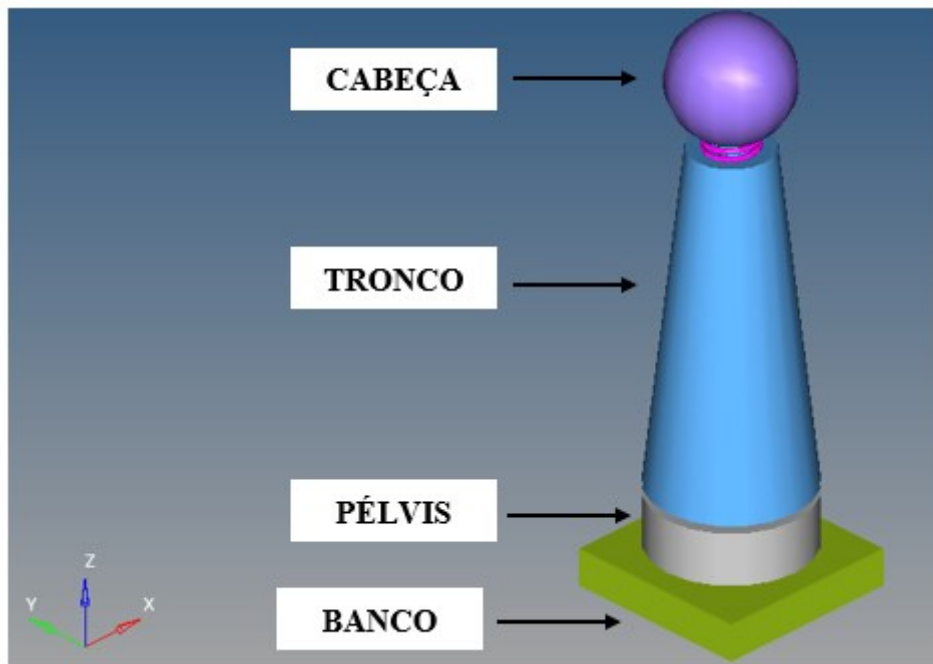


Figura 16: Modelo do corpo humano para simulação.

Fonte: o próprio autor

O modelo em múltiplos corpos foi construído usando formas geométricas básicas com a finalidade de simplificar o modelo, sendo: a cabeça foi modelada como uma esfera; o tronco, que compreende a união do torax, abdomen e membros superiores, foi modelado como um

tronco de cone de base circular; a pelve modelada como um cilindro reto; e o banco modelado como um paralelepípedo de base quadrada. As dimensões dos segmentos corporais foram definidas por meio da medição antropométrica dos voluntários, considerando uma média arredonda para os valores. Os dados para a construção do modelo da Figura 16 são apresentados na Tabela 5.

As medidas foram dimensionadas a partir da medição da parte do corpo de cada voluntário para calcular a transmissibilidade individual. Os dados para a construção do modelo da Figura 16 são apresentados na Tabela 5.

Tabela 5: Dados para a construção do modelo

Parte do modelo	Forma geométrica aproximada	Medida
Cabeça	Esfera	Diâmetro = 230 mm
Tronco	Tronco de Cone	Altura = 500 mm Raio 1 = 105 mm Raio 2 = 55 mm
Pelvis	Cilindro reto	Altura = 70 mm Raio = 105 mm
Banco	Paralelepípedo	Largura = 250 mm Comprimento = 250 mm Altura = 50 mm

Fonte: o próprio autor

Os parâmetros biomecânicos para o modelo são a massa, a constante de rigidez e a constante de amortecimento para cada segmento do corpo humano. Esses parâmetros biomecânicos são importantes para que haja um ajuste consideravelmente próximo ou simultâneo das curvas de saída para aceleração, no domínio do tempo, do modelo na posição da mão para cada voluntário em relação as curvas de saídas para aceleração obtidas experimentalmente. Esses parâmetros também garantem que o modelo permanece estável no centro de vibração ao aplicar-se a excitação de VCI.

Para os parâmetros de rigidez e amortecimento, baseou-se no explicitado por Anflor (2003) e fez-se tentativas dos valores de parâmetros dentro da faixa estabelecida pela literatura na Tabela 2. Com isso, chegou-se aos coeficientes de rigidez da mola e amortecimento da junta utilizados no modelo proposto desta pesquisa que são apresentados na Tabela 6.

A avaliação do peso corpóreo de cada segmento corporal dos voluntários constitui-se um problema específico, visto que não se pode aferir esses segmentos e também não se pode obtê-los de forma autorreferida pelos voluntários. Posto isso, buscou-se na literatura as porcentagens das partes do corpo a serem consideradas para o cálculo de peso em relação ao peso corpóreo autorreferido por cada voluntário. Hinrichs (1990), Dempster e Aitkens (1995), De Osterkamp (1995) determinaram as porcentagens das partes do corpo a serem consideradas para o cálculo do peso como sendo: cabeça, 8%; tórax, 50%; cada braço, antebraço e mão, 5% (cada); pélvis, 10%; cada coxa, 5,1%; cada perna e pé, 5,9%.

Para o tronco utilizou-se o somatório dos segmentos do tórax, braço, antebraço e mão. Já para a pélvis utilizou-se o somatório da pélvis e coxa. O percentual do segmento coxa foi considerado, pois a coxa está apoiada sob o banco, assim como a pélvis, recebendo a transmissibilidade da VCI. O banco teve seu parâmetro de massa aferido em 4,2 kg. Para determinação da constante de rigidez e da constante de amortecimento, assumiu-se os valores apresentados no trabalho de Anflor (2003) como $k = 700 \text{ kN/m}$ e $c = 600 \text{ Ns/m}$.

O corpo humano sentado na plataforma vibratória foi representado como uma cadeia de corpos rígidos, designados segmentos, interligados por meio de juntas. Conforme Barbosa (2011), os segmentos podem ser representados por linhas, poliedros, cilindros ou superquadráticas, dependendo da proposta a ser modelada. Já as juntas ligam os segmentos por meio de movimentos rotacionais em torno dos eixos, sendo o número de parâmetros de rotação independentes o definidor do número de graus de liberdade.

Tabela 6: Parâmetros biomecânicos do corpo humano

Segmento corpóreo	Percentual do peso corpóreo	Voluntário	Peso do Voluntário [kg]	Massa do segmento m [kg]	Constante de rigidez do segmento k [kN/m]	Constante de amortecimento do segmento c [Ns/m]
Cabeça	8,00%	V1	70	5,60	50	500
		V2	80	6,40	50	500
		V3	78	6,24	50	500
		V4	75	6,00	50	500
		V5	74	5,92	50	500
		V6	70	5,60	50	500
		V7	80	6,40	50	500
		V8	75	6,00	50	500
		V9	75	6,00	50	500

		V10	80	6,40	50	500
		V11	85	6,80	50	500
		V12	75	6,00	50	500
		V13	72	5,76	50	500
		V14	78	6,24	50	500
		V15	79	6,32	50	500
		V16	73	5,84	50	500
		V17	81	6,48	50	500
		V18	80	6,40	50	500
		V19	77	6,16	50	500
		V20	78	6,24	50	500
Tronco	60,00%	V1	70	42,00	100	500
		V2	80	48,00	100	500
		V3	78	46,80	100	500
		V4	75	45,00	100	500
		V5	74	44,40	100	500
		V6	70	42,00	100	500
		V7	80	48,00	100	500
		V8	75	45,00	100	500
		V9	75	45,00	100	500
		V10	80	48,00	100	500
		V11	85	51,00	100	500
		V12	75	45,00	100	500
		V13	72	43,20	100	500
		V14	78	46,80	100	500
		V15	79	47,40	100	500
		V16	73	43,80	100	500
		V17	81	48,60	100	500
		V18	80	48,00	100	500
		V19	77	46,20	100	500
		V20	78	46,80	100	500
Pelvis	20,20%	V1	70	14,14	50	500
		V2	80	16,16	50	500
		V3	78	15,76	50	500
		V4	75	15,15	50	500
		V5	74	14,95	50	500
		V6	70	14,14	50	500
		V7	80	16,16	50	500

V8	75	15,15	50	500
V9	75	15,15	50	500
V10	80	16,16	50	500
V11	85	17,17	50	500
V12	75	15,15	50	500
V13	72	14,54	50	500
V14	78	15,76	50	500
V15	79	15,96	50	500
V16	73	14,75	50	500
V17	81	16,36	50	500
V18	80	16,16	50	500
V19	77	15,55	50	500
V20	78	15,76	50	500

Fonte: o próprio autor com base em Anflor (2003)

No modelo proposto, a excitação considerada foi na direção no eixo “z”, por esse motivo, as juntas estabelecidas entre os segmentos foi a de translação, como exemplificado na Figura 17.

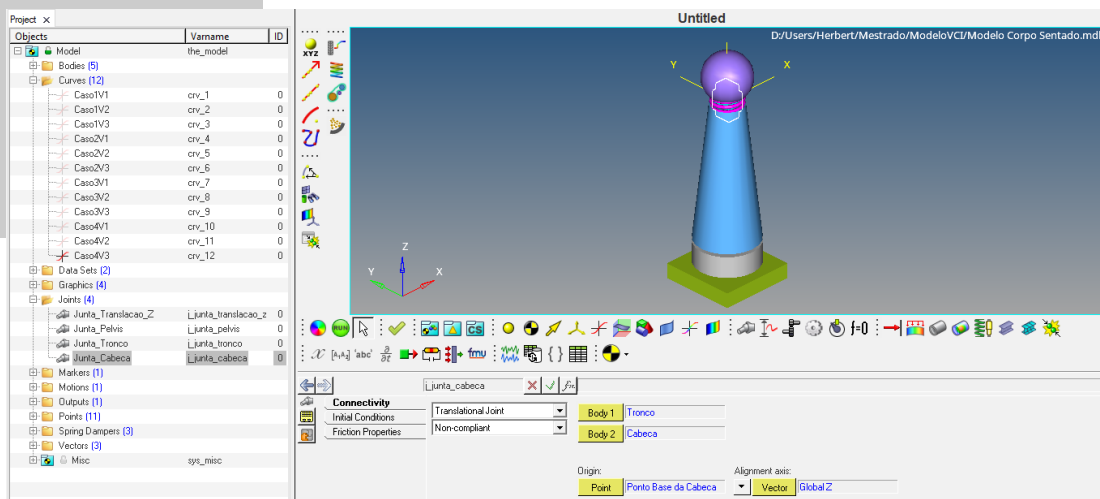


Figura 17: Juntas de translação no modelo proposto.

Fonte: o próprio autor

Como dados de entrada usou-se os dados obtidos experimentalmente por meio do acelerômetro uniaxial fixado abaixo do banco. Durante os testes experimentais na plataforma vibratória, explicitados no item 3.1, fez-se a aquisição dos dados pelo analisador de sinais

Photon II. Esses dados são referentes a excitação da VCI a determinada frequência e aceleração e podem ser exemplificados pela Figura 18.

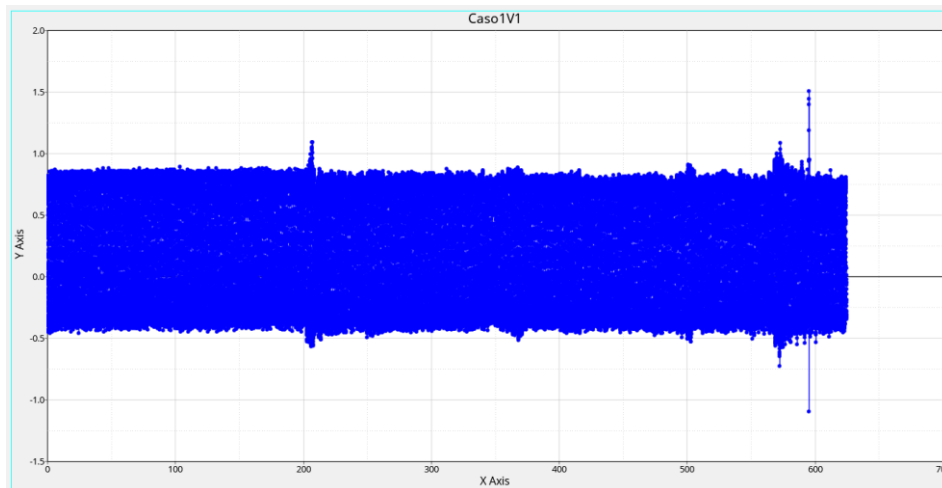


Figura 18: Curva de excitação VCI do caso 1.

Fonte: o próprio autor

Com isso, os valores obtidos experimentalmente foram usados como dados de entrada no modelo inseridos como arquivo de Input para gerar a curva de entrada do modelo, como mostra a Figura 19 exemplificando os dados de entrada experimental para o voluntário 1, na frequência de 5 Hz e aceleração de $0,7 \text{ m/s}^2$. Ao compilar os dados no modelo proposto, tem-se como saída de dados a simulação da vibração na mão direita do voluntário.

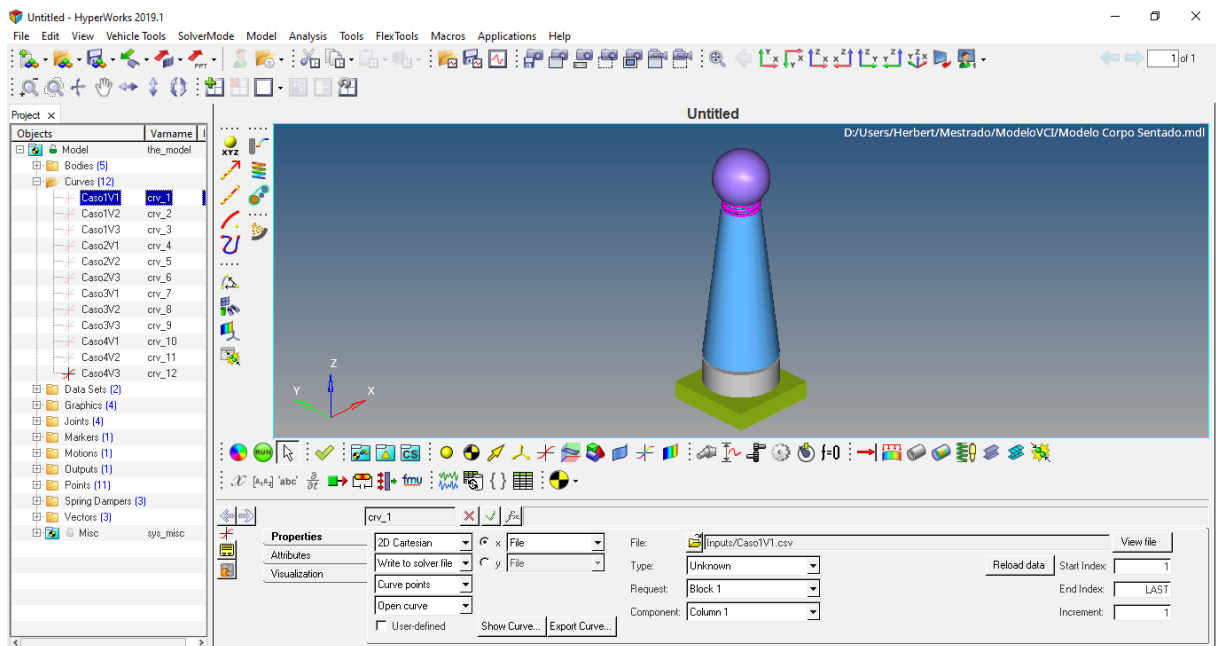


Figura 19: Dados de entrada no software do modelo proposto.

Fonte: o próprio autor

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Comparação da curva de saída do experimento versus modelo

A princípio foi feito ajustes no modelo variando os valores da constante de rigidez [k] e da constante de amortecimento [c] dentro da faixa de valores encontrados na literatura e já mencionadas neste trabalho na Tabela 2, a fim de otimizar os resultados do modelo proposto com os dados experimentais.

Após os ajustes, obteve-se, para efeito de exemplificação abaixo apresenta-se, de forma aleatória, obteve-se gráficos comparativos entre os sinais de saída do modelo com o sinal de saída do experimento utilizando o software *MATLAB*®, pois o software *Altair® Motion View* não permite essa funcionalidade.

A Figura 20 representa a curva de saída do modelo, em laranja, em comparação com a curva de saída do experimento, em azul para o voluntário V20 na frequência de 30 Hz e aceleração de 0,2 m/s². Verifica-se a existência de uma tendência da curva modelo com a curva do experimento, demonstrando que o modelo segue uma padronização do experimento.

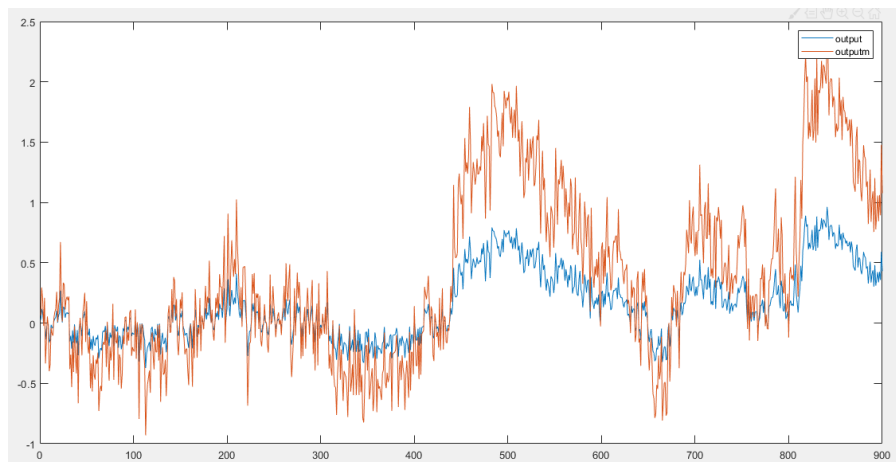


Figura 20: Curva de saída do experimento em azul versus curva do modelo em laranja para o voluntário V20 a 30 Hz e 0,2 m/s².

Fonte: o próprio autor

A Figura 21 representa a curva de saída do modelo, em laranja, em comparação com a curva de saída do experimento, em azul para o voluntário V17 na frequência de 30 Hz e

aceleração de $0,5 \text{ m/s}^2$. Verifica-se a existência de uma tendência da curva modelo com a curva do experimento, demonstrando que o modelo segue uma padronização do experimento.

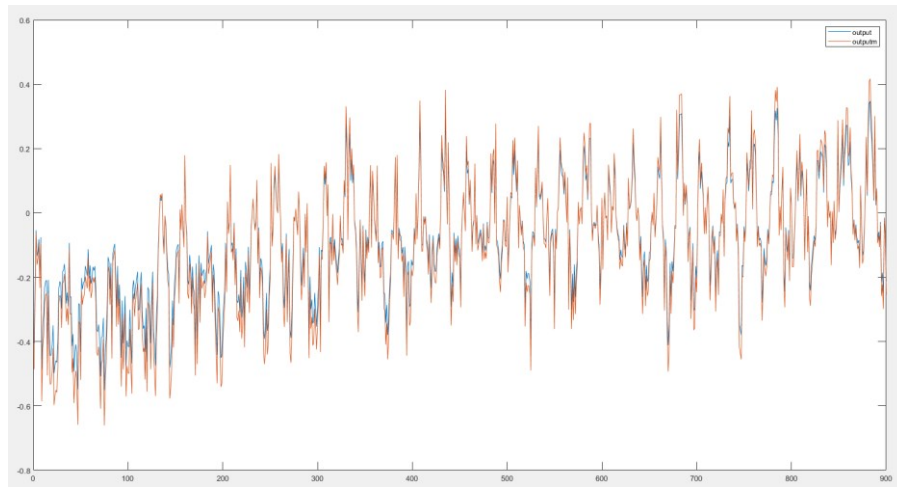


Figura 21: Curva de saída do experimento em azul versus curva do modelo em laranja para o voluntário V17 a 30 Hz e $0,5 \text{ m/s}^2$.

Fonte: o próprio autor

A Figura 22 representa a curva de saída do modelo, em laranja, em comparação com a curva de saída do experimento, em azul para o voluntário V2 na frequência de 5 Hz e aceleração de $0,2 \text{ m/s}^2$. Verifica-se a existência de uma tendência da curva modelo com a curva do experimento, demonstrando que o modelo segue uma padronização do experimento.

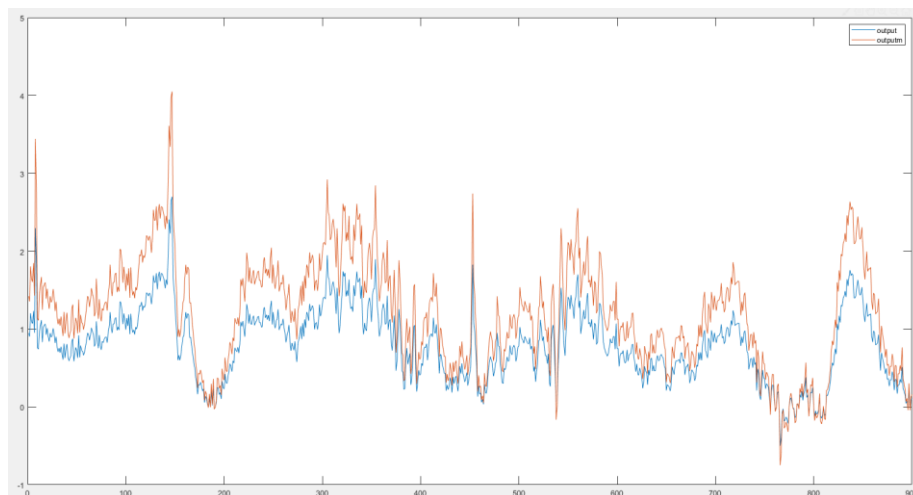


Figura 22: Curva de saída do experimento em azul versus curva do modelo em laranja para o voluntário V2 a 5 Hz e $0,2 \text{ m/s}^2$.

Fonte: o próprio autor

A Figura 23 representa a curva de saída do modelo, em laranja, em comparação com a curva de saída do experimento, em azul para o voluntário V3 na frequência de 5 Hz e aceleração de $0,5 \text{ m/s}^2$. Verifica-se a existência de uma tendência da curva modelo com a curva do experimento, demonstrando que o modelo segue uma padronização do experimento.

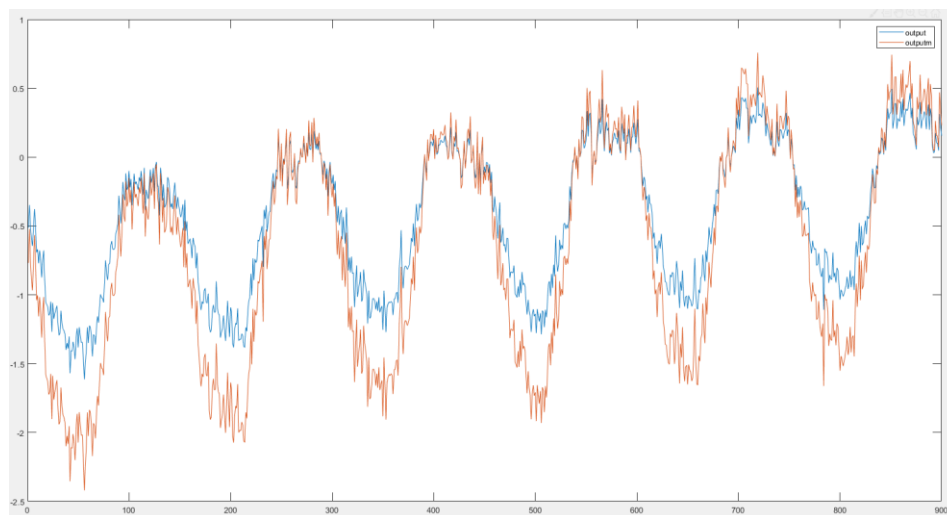


Figura 23: Curva de saída do experimento em azul versus curva do modelo em laranja para o voluntário V3 a 5 Hz e $0,5 \text{ m/s}^2$.

Fonte: o próprio autor

Ao analisar as Figuras 20, 21, 22 e 23 constata-se que as curvas de saídas em seres humanos não seguem um padrão entre frequências e acelerações e entre voluntários. Essa variação deve-se ao fato de cada indivíduo possuir medidas dos segmentos e massa corpórea diferentes uns dos outros, sendo que neste trabalho utilizou-se a média dos voluntários.

Para cada voluntário a excitação imprimirá uma curva de saída diferente e, com isso, pode-se afirmar que a transmissibilidade em seres humanos dependerá dos parâmetros biomecânicos de cada sujeito.

Para a validação da curva de saída do experimento com a curva de saída do modelo, obteve-se o Coeficiente de Correlação de Curvas (CCC) calculado pela Equação (9).

Como resultado os valores de CCC encontram-se acima de 0,85 para cada voluntário, ou seja mais próximos de 1, como mostra a Figura 24. Esse resultado indica uma correlação positiva entre as curvas, tendo em vista seu valor ser mais próximo de 1.

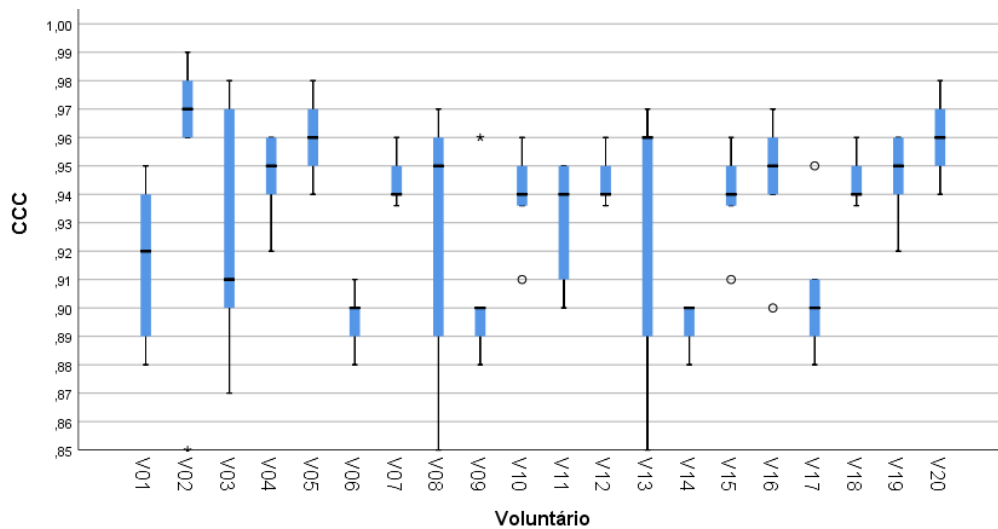


Figura 24: Coeficiente de Correlação de Curvas (CCC) para cada voluntário.

Fonte: o próprio autor

Para verificar a média da diferença quadrada entre os valores dos dados do sinal experimental em comparação com os dados do sinal previsto pelo modelo proposto no conjunto de dados, calculou-se o EQM pela Equação (7), que mede a variância dos resíduos ou a dispersão dos dados em relação a média e obteve valores menores que 0,04 para cada voluntário, como mostra a Figura 25. Isso corrobora com uma previsão otimizada do modelo proposto visto que ele não apresenta dispersões significativas ao longo do tempo de medição.

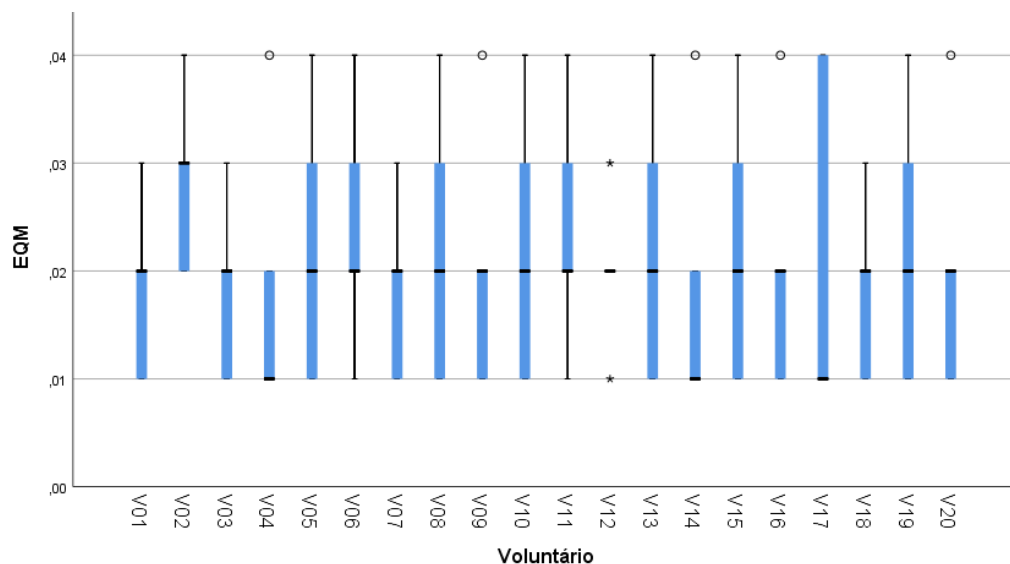


Figura 25: EQM para cada voluntário.

Fonte: o próprio autor

Para a obtenção do desvio padrão das diferenças entre os valores estimados e os valores reais observados, calculou-se o REQM pela Equação (8) com valores inferiores a 0,09, como mostra a Figura 26. O erro quadrático médio inferior a 0,09 é mais próximo de 0 e isso significa uma estimativa eficaz entre os dados do sinal experimental e os dados do sinal estimado pelo modelo proposto.

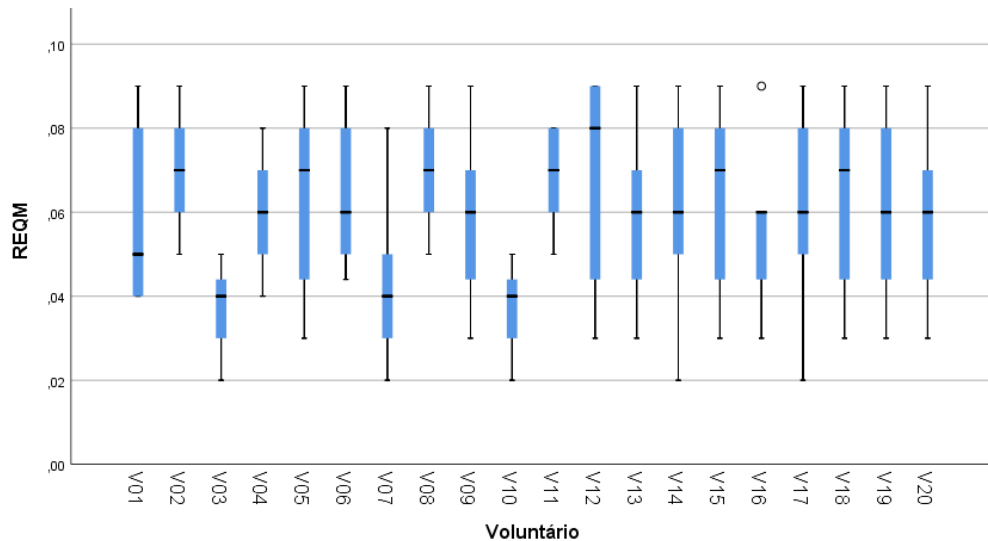


Figura 26: REQM para cada voluntário.

Fonte: o próprio autor

4.2 Transmissibilidade

4.2.1 Frequência de 5 Hz a 0,5 m/s² e 0,2 m/s²

Para a pesquisa foram expostos a frequência de 5 Hz os voluntários V1 a V10.

Para avaliar o efeito da vibração no domínio do tempo no teste experimental realizado na plataforma vibratória em cada voluntário, coletou-se os sinais de vibração no eixo “z” no banco da cadeira de testes da plataforma (entrada – *input*) e os sinais de vibração no eixo “z” na mão direita dos voluntários (saída – *output*). Com os dados obtidos no domínio do tempo utilizou-se as equações (1), para cálculo da aceleração em m/s², e (2), para cálculo do valor VDV. Cabe ressaltar que como a frequência utilizada foi 5 Hz, a curva de ponderação neste valor é unitária, ou seja, $W_k = 1$ (ISO 2631-1: 1997). Após esses cálculos, utilizou-se a Equação (6) para calcular a transmissibilidade (Tr) assento-à-mão experimento e modelo.

Para análise dos resultados obtidos na descrição acima, utilizou-se o software estatístico IBM® SPSS Statistics para gerar gráficos Boxplot.

Os resultados apresentados na Figura 27 demonstram que os resultados de transmissibilidade (Tr) assento-à-mão dos dados calculados pela aceleração (a_w) na frequência de 5 Hz e aceleração de 0,5 m/s² implicam em uma amplificação do sinal ou um aumento no desconforto gerado pela vibração para todos os voluntários, tanto para os dados obtidos pelo experimento, quanto para os dados obtidos pelo modelo. Isso demonstra que o modelo tende a dar resultados significativos ao do experimento.

Os dados apresentaram casos observados atípicos ou valores discrepantes do limite máximo ou superior de detecção nos voluntários V1, V2 e V3, porém isso não altera os resultados, pois os valores obtidos também são de amplificação.

Ressalta-se que o conjunto de dados nos voluntários V1, V3, V5, V7 e V10 são assimétricos negativos, pois tem a linha da mediana próxima ao terceiro quartil. O conjunto de dados nos voluntários V2, V4 e V6 tem uma distribuição simétrica, terá a linha da mediana no centro do retângulo. O conjunto de dados no voluntário V9 são assimétricos positivos, pois a linha da mediana está próxima ao primeiro quartil. Já o conjunto de dados no voluntário V8 houve pouca variação entre os dados, não sendo esses representativos para a formação do boxplot com o nível máximo e mínimo, o primeiro quartil, a mediana e o terceiro quartil.

A defasagem verificada entre o Tr assento-à-mão dos dados calculados pela aceleração (a_w) do experimento e do Tr assento-à-mão dos dados calculados pela aceleração (a_w) do modelo se deve ao fato do CCC da Figura 24 não ter apresentando valor de 100% para todos os testes dos voluntários.

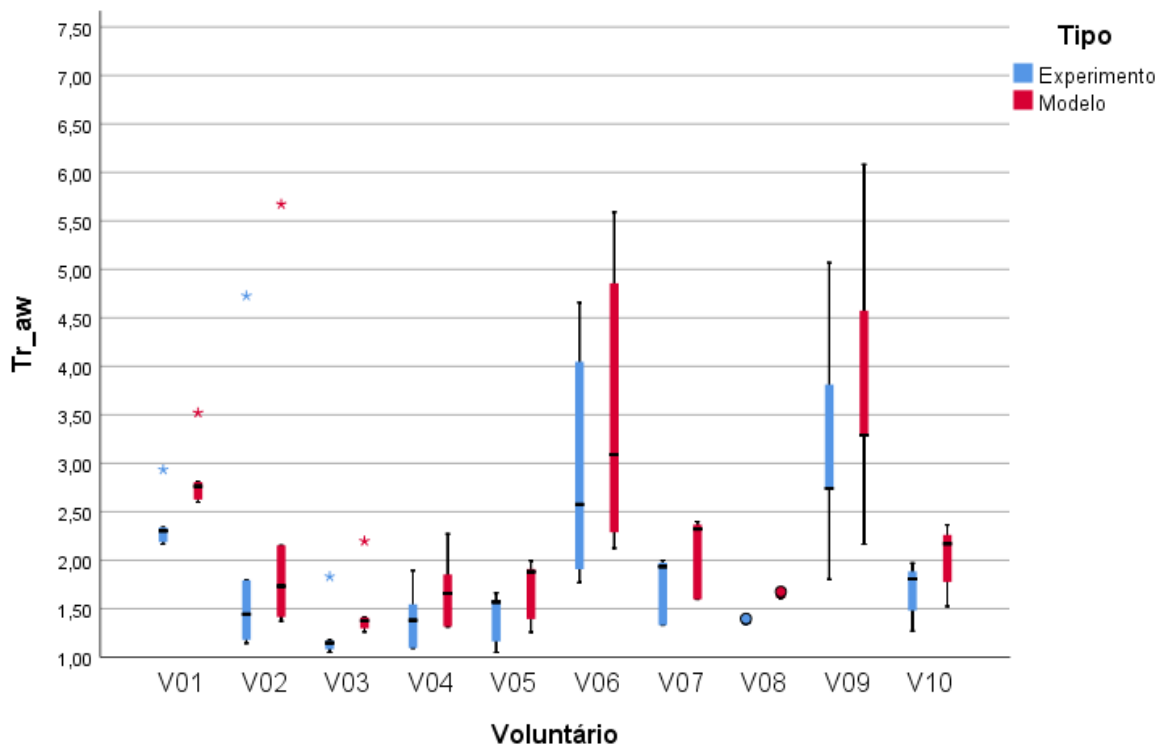


Figura 27: Transmissibilidade (Tr) assento-à-mão experimento em comparação com modelo calculada pela aceleração (a_w) em 5 Hz e 0,5 m/s²

Fonte: o próprio autor

Os resultados apresentados na Figura 28 demonstram que os resultados de transmissibilidade (Tr) assento-à-mão dos dados calculados pelo VDV na frequência de 5 Hz e aceleração de 0,5 m/s² implicam em uma amplificação do sinal ou um aumento no desconforto gerado pela vibração para todos os voluntários maior que a transmissibilidade (Tr) assento-à-mão dos dados calculados pela aceleração (a_w), tanto para os dados obtidos pelo experimento, quanto para os dados obtidos pelo modelo. Isso demonstra que o modelo tende a dar resultados significativos ao do experimento.

Isto se justifica pelo fato do cálculo do VDV considerar situações em que a vibração transmitida é de curta duração, como a provocada por choques. Dessa forma, o VDV tem uma precaução maior aos efeitos da vibração sobre a saúde e o cálculo de aceleração pelo método (a_w) pode subestimar a exposição.

Os dados apresentaram casos observados atípicos ou valores discrepantes do limite de detecção nos voluntários V1 e V9, sendo o resultado abaixo do limite mínimo ou inferior e V3 e V8 acima do limite máximo ou superior, porém isso não altera os resultados, pois os valores obtidos também são de amplificação da Tr.

Ressalta-se que o conjunto de dados nos voluntários V1 e V5 são assimétricos negativos, pois tem a linha da mediana próxima ao terceiro quartil. O conjunto de dados nos voluntários V2, V6 e V10 tem uma distribuição simétrica, terá a linha da mediana no centro do retângulo. O conjunto de dados nos voluntários V3, V4, V7 e V9 são assimétricos positivos, pois a linha da mediana está próxima ao primeiro quartil. Já o conjunto de dados nos voluntários V8 houve pouca variação entre os dados, não sendo esses representativos para a formação do boxplot com o nível máximo e mínimo, o primeiro quartil, a mediana e o terceiro quartil.

A defasagem verificada entre o Tr assento-à-mão dos dados calculados pelo VDV do experimento e do Tr assento-à-mão dos dados calculados pelo VDV do modelo se deve ao fato do CCC da Figura 24 não ter apresentando valor de 100% para todos os testes dos voluntários.

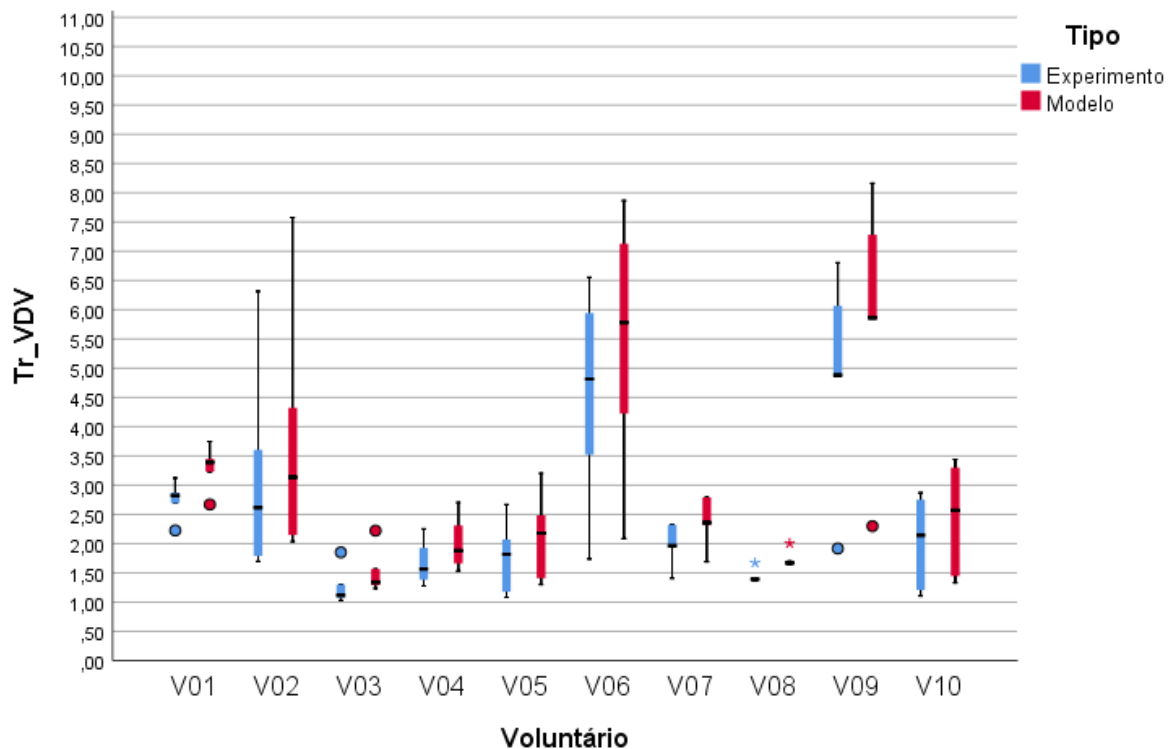


Figura 28: Transmissibilidade (Tr) assento-à-mão experimento em comparação com modelo calculada pelo VDV em 5 Hz e 0,5 m/s²

Fonte: o próprio autor

Os resultados apresentados na Figura 29 demonstram que os resultados de transmissibilidade (Tr) assento-à-mão dos dados calculados pela aceleração (a_w) na frequência de 5 Hz e aceleração de 0,2 m/s² implicam em uma amplificação do sinal ou um aumento no desconforto gerado pela vibração para todos os voluntários, tanto para os dados obtidos pelo

experimento, quanto para os dados obtidos pelo modelo. Isso demonstra que o modelo tende a dar resultados significativos ao do experimento.

Os dados apresentaram casos observados atípicos ou valores discrepantes do limite de detecção nos voluntários V1 e V5 com resultado acima do limite máximo ou superior e abaixo do limite mínimo ou inferior. Os resultados de V10 apresentam um resultado discrepante acima do limite máximo ou superior e V9 apresenta um resultado discrepante abaixo do limite mínimo ou inferior, porém essas discrepâncias não alteram os resultados, pois os valores obtidos também são de amplificação da Tr.

Ressalta-se que a transmissibilidade (Tr) assento-à-mão dos dados calculados pela aceleração (a_w) do voluntário V9 foram maiores que os demais voluntários.

A defasagem verificada entre o Tr assento-à-mão dos dados calculados pela aceleração (a_w) do experimento e do Tr assento-à-mão dos dados calculados pela aceleração (a_w) do modelo se deve ao fato do CCC da Figura 24 não ter apresentando valor de 100% para todos os testes dos voluntários.

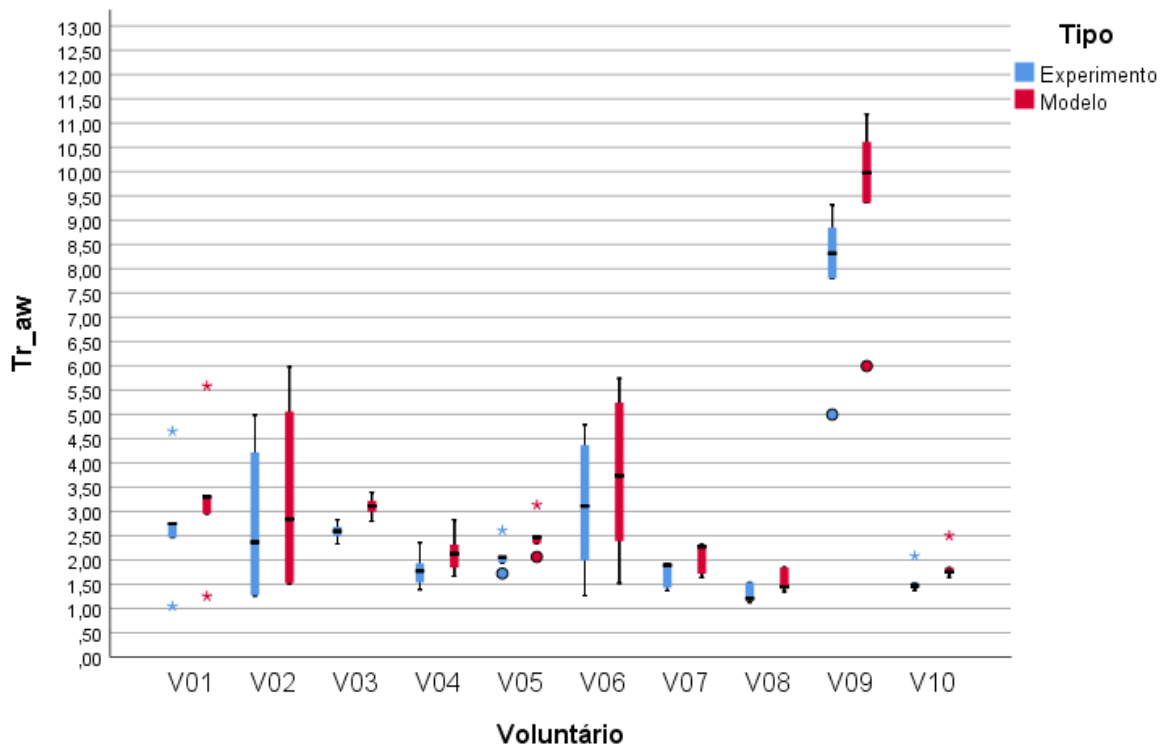


Figura 29: Transmissibilidade (Tr) assento-à-mão experimento em comparação com modelo calculada pela aceleração (a_w) em 5 Hz e 0,2 m/s².

Fonte: o próprio autor

Os resultados apresentados na Figura 30 demonstram que os resultados de transmissibilidade (Tr) assento-à-mão dos dados calculados pelo VDV na frequência de 5 Hz e aceleração de $0,2 \text{ m/s}^2$ implicam em uma amplificação do sinal ou um aumento no desconforto gerado pela vibração para todos os voluntários maior que a transmissibilidade (Tr) assento-à-mão dos dados calculados pela aceleração (\mathbf{a}_w), tanto para os dados obtidos pelo experimento, quanto para os dados obtidos pelo modelo. Isso demonstra que o modelo tende a dar resultados significativos ao do experimento.

Isto se justifica pelo fato do cálculo do VDV considerar situações em que a vibração transmitida é de curta duração, como a provocada por choques. Dessa forma, o VDV tem uma precaução maior aos efeitos da vibração sobre a saúde e o cálculo de aceleração pelo método (\mathbf{a}_w) pode subestimar a exposição.

Os dados apresentaram casos observados atípicos ou valores discrepantes do limite de detecção nos voluntários V3, V4, V5, V8 e V10, sendo o resultado acima do limite máximo ou superior, porém isso não altera os resultados, pois os valores obtidos também são de amplificação da Tr.

Ressalta-se que o conjunto de dados nos voluntários V2, V4, V5, V6 e V8 são assimétricos negativos, pois tem a linha da mediana próxima ao terceiro quartil. O conjunto de dados no voluntário V7 tem uma distribuição simétrica, pois a linha da mediana está no centro do retângulo. O conjunto de dados nos voluntários V1, V3, V9 e V10 são assimétricos positivos, pois a linha da mediana está próxima ao primeiro quartil.

A defasagem verificada entre o Tr assento-à-mão dos dados calculados pelo VDV do experimento e do Tr assento-à-mão dos dados calculados pelo VDV do modelo se deve ao fato do CCC da Figura 24 não ter apresentando valor de 100% para todos os testes dos voluntários.

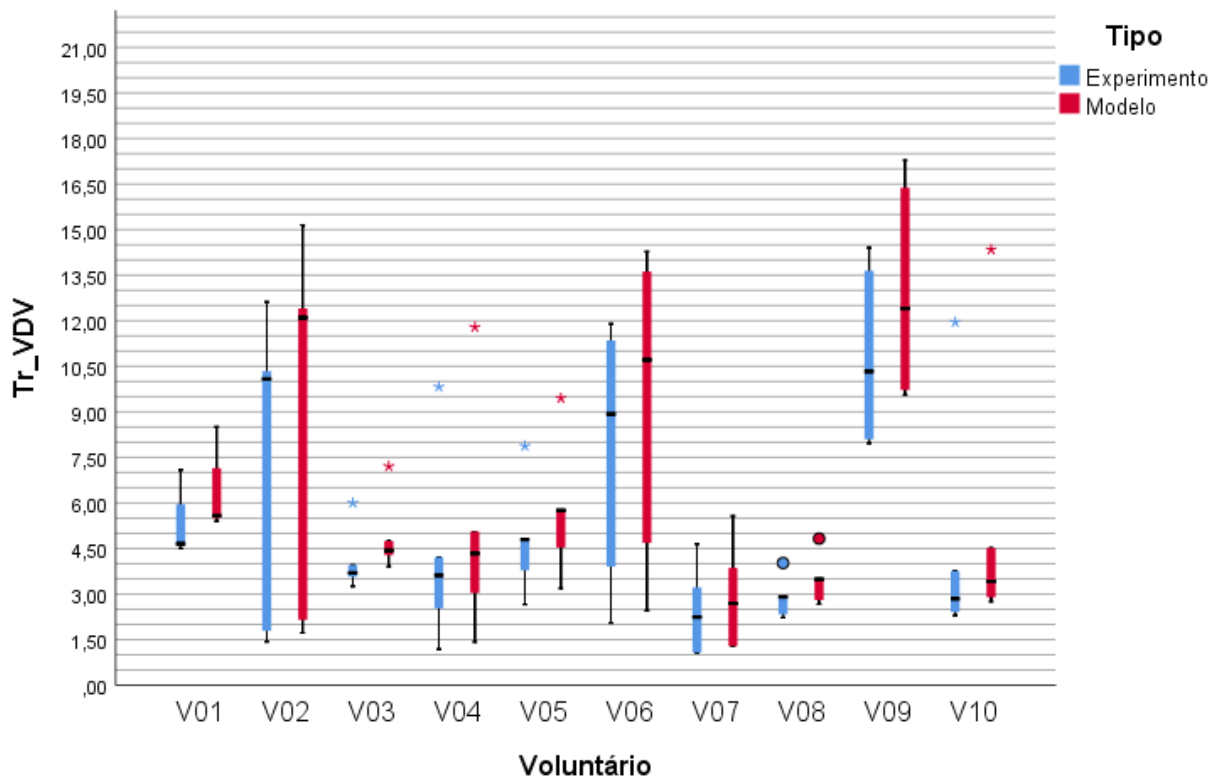


Figura 30: Transmissibilidade (Tr) assento-à-mão experimento em comparação com modelo calculada pelo VDV em 5 Hz e 0,2 m/s².

Fonte: o próprio autor

4.2.2 Frequência de 30 Hz a 0,5 m/s² e 0,2 m/s²

Para a pesquisa foram expostos a frequência de 30 Hz os voluntários V11 a V20.

Os resultados apresentados na Figura 31 demonstram que os resultados de transmissibilidade (Tr) assento-à-mão dos dados calculados pela aceleração (a_w) na frequência de 30 Hz e aceleração de 0,5 m/s² implicam em uma atenuação do sinal ou uma redução no desconforto gerado pela vibração para todos os voluntários, tanto para os dados obtidos pelo experimento, quanto para os dados obtidos pelo modelo. Isso demonstra que o modelo tende a dar resultados significativos ao do experimento.

Os dados apresentaram casos observados atípicos ou valores discrepantes do limite nos voluntários V15 e V17 com resultado acima do limite máximo ou superior e abaixo do limite mínimo ou inferior. Já para o V16 o resultado apresentou um valor discrepante do limite máximo ou superior. Apesar desses valores serem superiores a 1, estatisticamente não interferem no resultado visto que a média e mediana estão abaixo do valor unitário e o caso dos dados dos voluntários podem ser considerados como atenuação.

Observa-se que para os resultados do V15 houve pouca variação entre os dados, não sendo esses representativos para a formação do boxplot com o nível máximo e mínimo, o primeiro quartil, a mediana e o terceiro quartil.

Ressalta-se que o conjunto de dados nos voluntários V16 e V20 são assimétricos negativos, pois tem a linha da mediana próxima ao terceiro quartil. O conjunto de dados nos voluntários V14 tem uma distribuição simétrica, pois a linha da mediana está no centro do retângulo. O conjunto de dados no voluntário V11, V12, V13, V17, V18 e V19 são assimétricos positivos, pois a linha da mediana está próxima ao primeiro quartil.

A defasagem verificada entre o Tr assento-à-mão dos dados calculados pela aceleração (a_w) do experimento e do Tr assento-à-mão dos dados calculados pela aceleração (a_w) do modelo se deve ao fato do CCC da Figura 24 não ter apresentando valor de 100% para todos os testes dos voluntários.

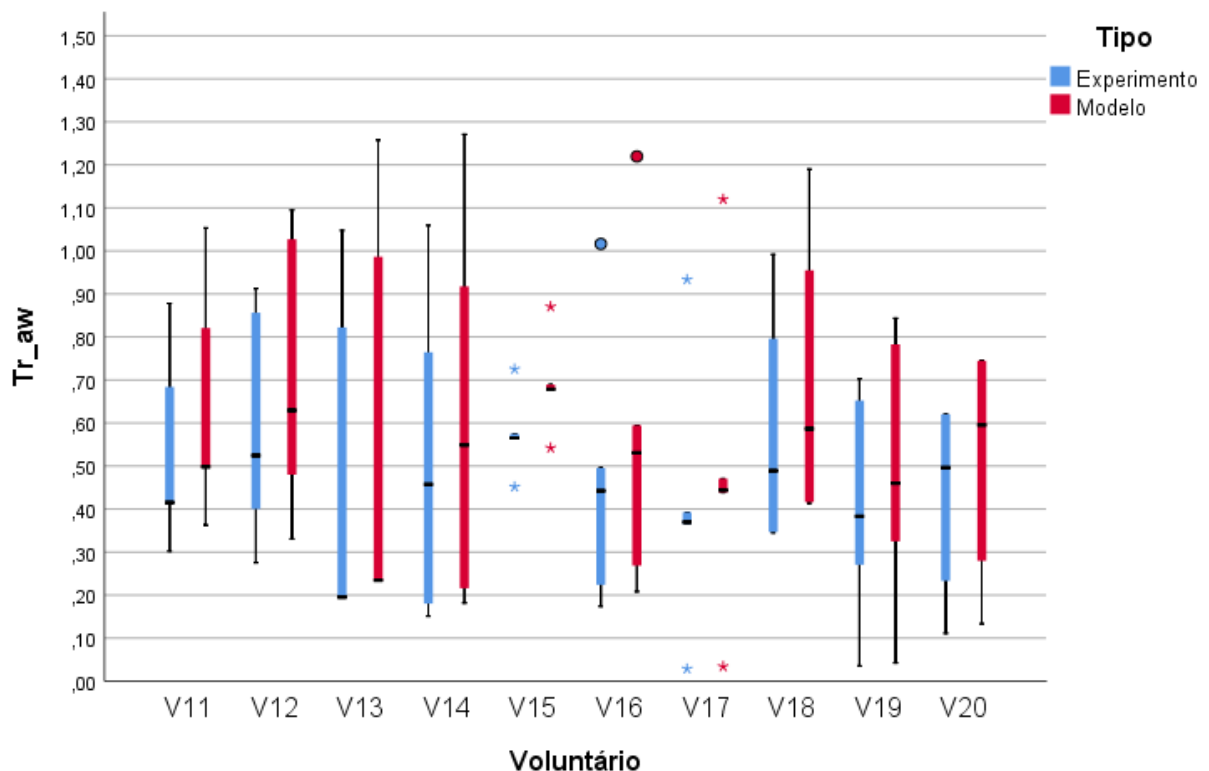


Figura 31: Transmissibilidade (Tr) assento-à-mão experimento em comparação com modelo calculada pela aceleração (a_w) em 30 Hz e 0,5 m/s².

Fonte: o próprio autor

Os resultados apresentados na Figura 32 demonstram que os resultados de transmissibilidade (Tr) assento-à-mão dos dados calculados pelo VDV na frequência de 30 Hz e aceleração de $0,5 \text{ m/s}^2$ implicam em uma amplificação do sinal ou um aumento no desconforto gerado pela vibração para todos os voluntários maior que a transmissibilidade (Tr) assento-à-mão dos dados calculados pela aceleração (\mathbf{a}_w), tanto para os dados obtidos pelo experimento, quanto para os dados obtidos pelo modelo. Isso demonstra que o modelo tende a dar resultados significativos ao do experimento.

Isto se justifica pelo fato do cálculo do VDV considerar situações em que a vibração transmitida é de curta duração, como a provocada por choques. Dessa forma, o VDV tem uma precaução maior aos efeitos da vibração sobre a saúde e o cálculo de aceleração pelo método (\mathbf{a}_w) pode subestimar a exposição.

Os dados apresentaram caso observado atípico ou valor discrepante do limite de detecção no voluntário V19, sendo o resultado abaixo do limite mínimo ou inferior, porém isso não altera os resultados, pois os valores obtidos também são de amplificação da Tr.

Ressalta-se que o conjunto de dados nos voluntários V15, V16, V17 são assimétricos negativos, pois tem a linha da mediana próxima ao terceiro quartil. O conjunto de dados no voluntário V14 tem uma distribuição simétrica, pois a linha da mediana está no centro do retângulo. O conjunto de dados nos voluntários V11, V12, V13, V18, V19 e V20 são assimétricos positivos, pois a linha da mediana está próxima ao primeiro quartil.

Observa-se que existe uma grande parte dos dados dentro da faixa abaixo de 1, o que indica uma atenuação também para o cálculo de Tr pelo VDV.

A defasagem verificada entre o Tr assento-à-mão dos dados calculados pelo VDV do experimento e do Tr assento-à-mão dos dados calculados pelo VDV do modelo se deve ao fato do CCC da Figura 24 não ter apresentando valor de 100% para todos os testes dos voluntários.

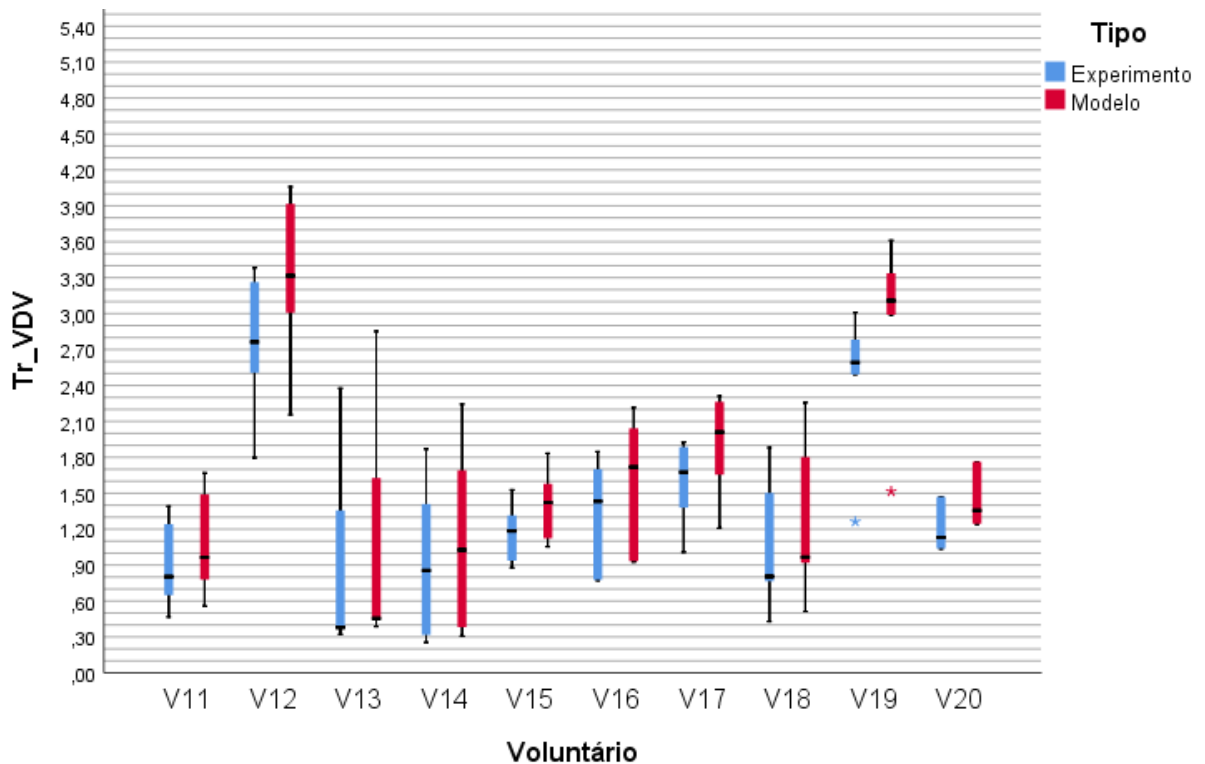


Figura 32: Transmissibilidade (Tr) assento-à-mão experimento em comparação com modelo calculada pelo VDV em 30 Hz e 0,5 m/s².

Fonte: o próprio autor

Os resultados apresentados na Figura 33 demonstram que os resultados de transmissibilidade (Tr) assento-à-mão dos dados calculados pela aceleração (a_w) na frequência de 30 Hz e aceleração de 0,2 m/s² implicam em uma atenuação do sinal ou uma redução no desconforto gerado pela vibração para todos os voluntários, tanto para os dados obtidos pelo experimento, quanto para os dados obtidos pelo modelo. Isso demonstra que o modelo tende a dar resultados significativos ao do experimento.

Os dados apresentaram casos observados atípicos ou valores discrepantes do limite nos voluntários V11 e V20 com resultado abaixo do limite mínimo ou inferior. Estatisticamente esses dados discrepantes não interferem no resultado visto que estão abaixo do valor unitário e são considerados como atenuação da Tr.

O conjunto de dados nos voluntários V11, V18 e V20 são assimétricos negativos, pois tem a linha da mediana próxima ao terceiro quartil. O conjunto de dados nos voluntários V12 e V13 tem uma distribuição simétrica, pois a linha da mediana está no centro do retângulo. O

conjunto de dados no voluntário V14, V15, V16, V17 e V19 são assimétricos positivos, pois a linha da mediana está próxima ao primeiro quartil.

A defasagem verificada entre o Tr assento-à-mão dos dados calculados pela aceleração (a_w) do experimento e do Tr assento-à-mão dos dados calculados pela aceleração (a_w) do modelo se deve ao fato do CCC da Figura 24 não ter apresentando valor de 100% para todos os testes dos voluntários.

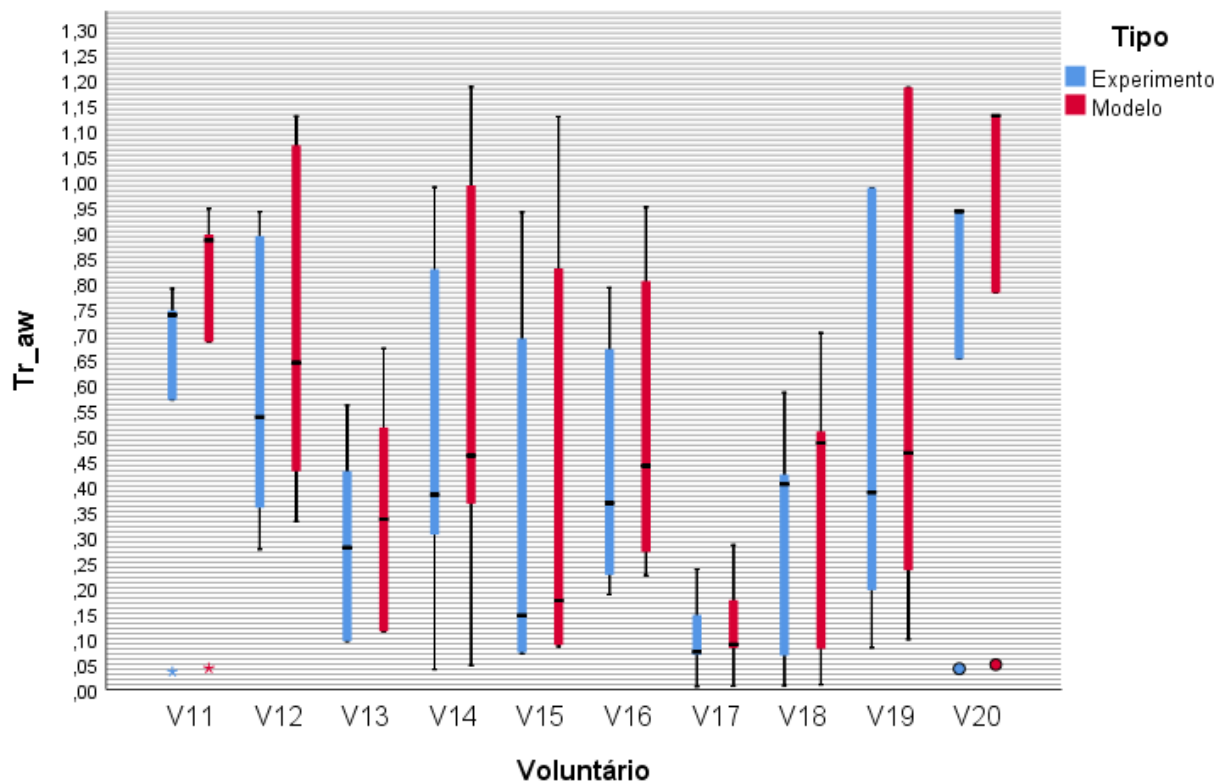


Figura 33: Transmissibilidade (Tr) assento-à-mão experimento em comparação com modelo calculada pela aceleração (a_w) em 30 Hz e 0,2 m/s².

Fonte: o próprio autor

Os resultados apresentados na Figura 34 demonstram que os resultados de transmissibilidade (Tr) assento-à-mão dos dados calculados pelo VDV na frequência de 30 Hz e aceleração de 0,2 m/s² implicam em uma amplificação do sinal ou um aumento no desconforto gerado pela vibração para todos os voluntários maior que a transmissibilidade (Tr) assento-à-mão dos dados calculados pela aceleração (a_w), tanto para os dados obtidos pelo experimento, quanto para os dados obtidos pelo modelo. Isso demonstra que o modelo tende a dar resultados significativos ao do experimento.

Isto se justifica pelo fato do cálculo do VDV considerar situações em que a vibração transmitida é de curta duração, como a provocada por choques. Dessa forma, o VDV tem uma precaução maior aos efeitos da vibração sobre a saúde e o cálculo de aceleração pelo método (a_w) pode subestimar a exposição.

Os dados apresentaram caso observado atípico ou valor discrepante do limite de detecção no voluntário V15 com resultado abaixo do limite mínimo ou inferior e o voluntário V20 com resultado abaixo do limite mínimo ou inferior e acima do limite máximo ou superior. Entretanto, estatisticamente, isso não altera os resultados, pois os valores obtidos também são de amplificação da Tr.

Observa-se que para os resultados do V20 houve pouca variação entre os dados, não sendo esses representativos para a formação do boxplot com o nível máximo e mínimo, o primeiro quartil, a mediana e o terceiro quartil.

O conjunto de dados nos voluntários V14, V18, V19 são assimétricos negativos, pois tem a linha da mediana próxima ao terceiro quartil. O conjunto de dados no voluntário V11 e V17 tem uma distribuição simétrica, pois a linha da mediana está no centro do retângulo. O conjunto de dados nos voluntários V12, V13, V15 e V16 são assimétricos positivos, pois a linha da mediana está próxima ao primeiro quartil.

A defasagem verificada entre o Tr assento-à-mão dos dados calculados pelo VDV do experimento e do Tr assento-à-mão dos dados calculados pelo VDV do modelo se deve ao fato do CCC da Figura 24 não ter apresentando valor de 100% para todos os testes dos voluntários.

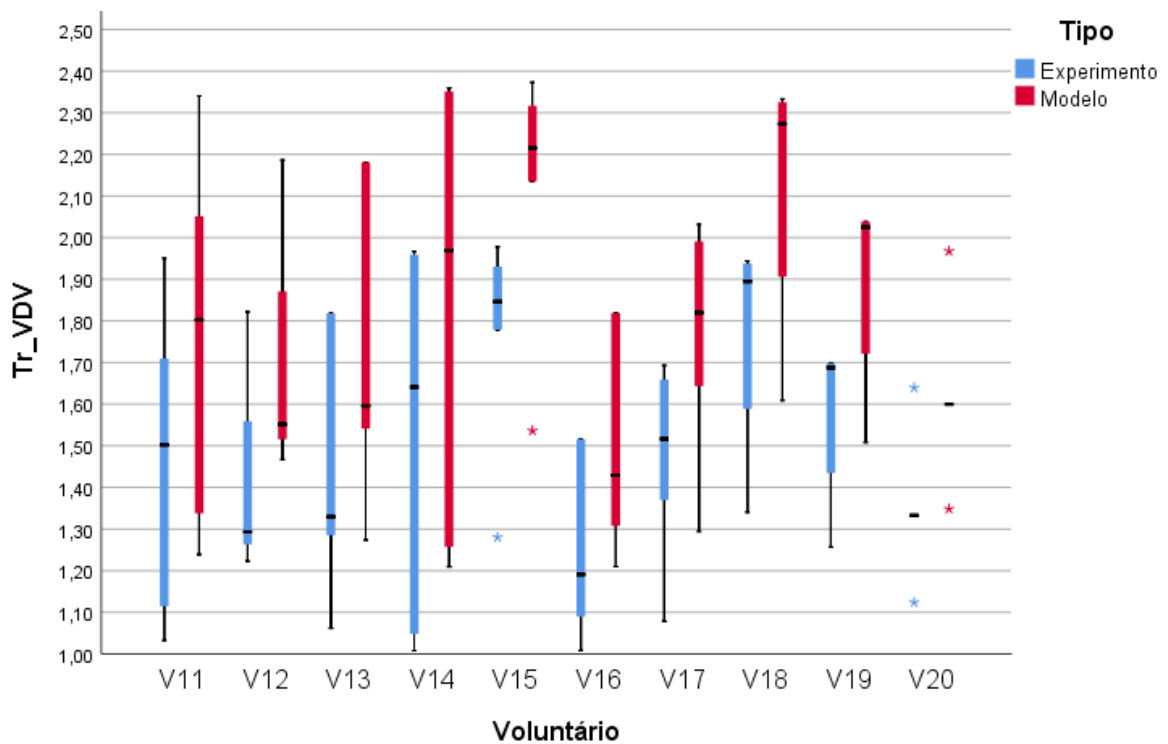


Figura 34: Transmissibilidade (Tr) assento-à-mão experimento e modelo calculada pelo VDV em 30 Hz e 0,2 m/s².

Fonte: o próprio autor

4.2.3 Análise comparativa entre as frequências de 5 Hz e 30 Hz

Ao fazer o comparativo da transmissibilidade (Tr) assento-à-mão dos dados calculados pela aceleração (a_w) na frequência de 5 Hz com a frequência de 30 Hz na mesma aceleração de 0,5 m/s², percebe-se que, tanto no experimento, quanto no modelo, a frequência de 5 Hz aplicada aos voluntários V1 a V10 amplifica o sinal e a frequência de 30 Hz aplicada aos voluntários V11 a V20 atenua o sinal, como mostra a Figura 35.

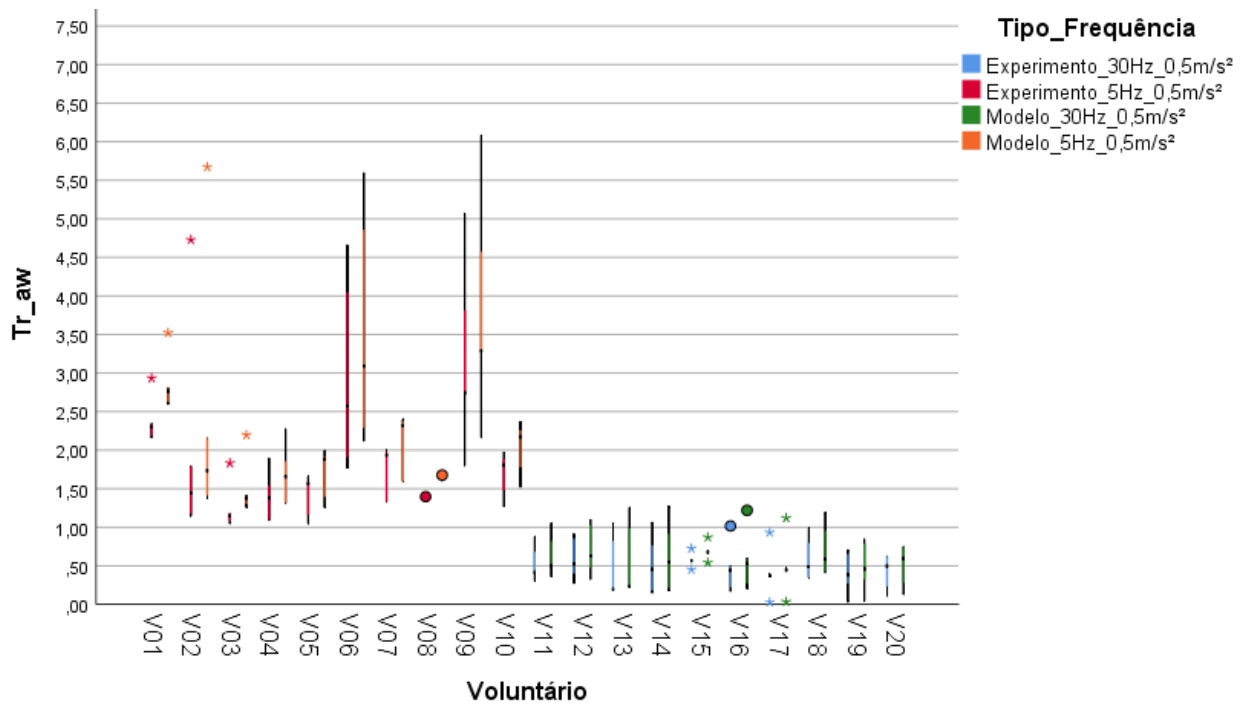


Figura 35: Comparativo da Transmissibilidade (Tr) assento-à-mão experimento em comparação com modelo calculada pela aceleração (a_w) entre 5 Hz e 30 Hz na aceleração de $0,5 \text{ m/s}^2$.

Fonte: o próprio autor

Ao fazer o comparativo da transmissibilidade (Tr) assento-à-mão dos dados calculados pela aceleração (a_w) na frequência de 5 Hz com a frequência de 30 Hz na mesma aceleração de $0,2 \text{ m/s}^2$, percebe-se que, tanto no experimento, quanto no modelo, a frequência de 5 Hz aplicada aos voluntários V1 a V10 amplifica o sinal e a frequência de 30 Hz aplicada aos voluntários V11 a V20 atenua o sinal, como mostra a Figura 36, demonstrando a mesma tendência do resultado comparativo acima.

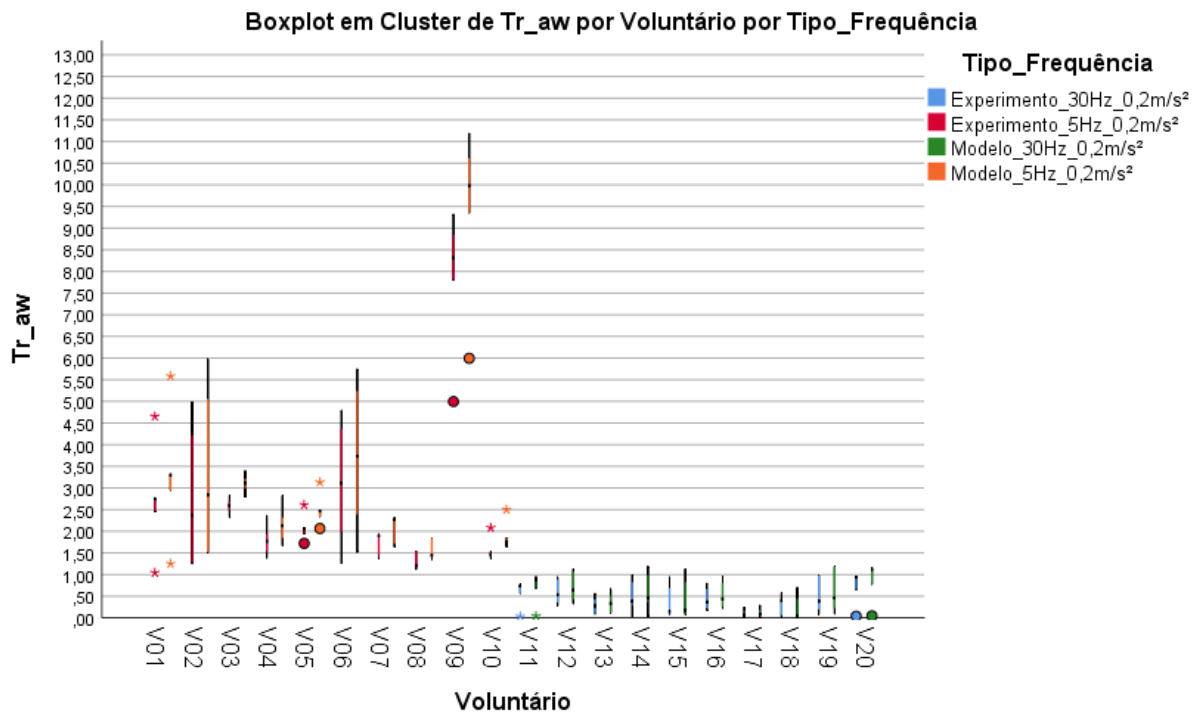


Figura 36: Comparativo da Transmissibilidade (Tr) assento-à-mão experimento em comparação com modelo calculada pela aceleração (a_w) entre 5 Hz e 30 Hz na aceleração de 0,2 m/s².

Fonte: o próprio autor

4.2.4 Análise comparativa entre as acelerações de 0,2 m/s² e 0,5 m/s²

Ao fazer o comparativo da transmissibilidade (Tr) assento-à-mão dos dados calculados pela aceleração (a_w) na aceleração de 0,2 m/s² e 0,5 m/s² na mesma frequência de 5 Hz, percebe-se que, tanto no experimento, quanto no modelo, não existe uma variação significativa entre os dados, com exceção do voluntário V9 que apresentou uma discrepância, porém, estatisticamente, considerando-se os demais resultados, pode ser afirmar que a alteração da aceleração não é uma variável significativa de influência no resultado da Tr, como mostra a Figura 37.

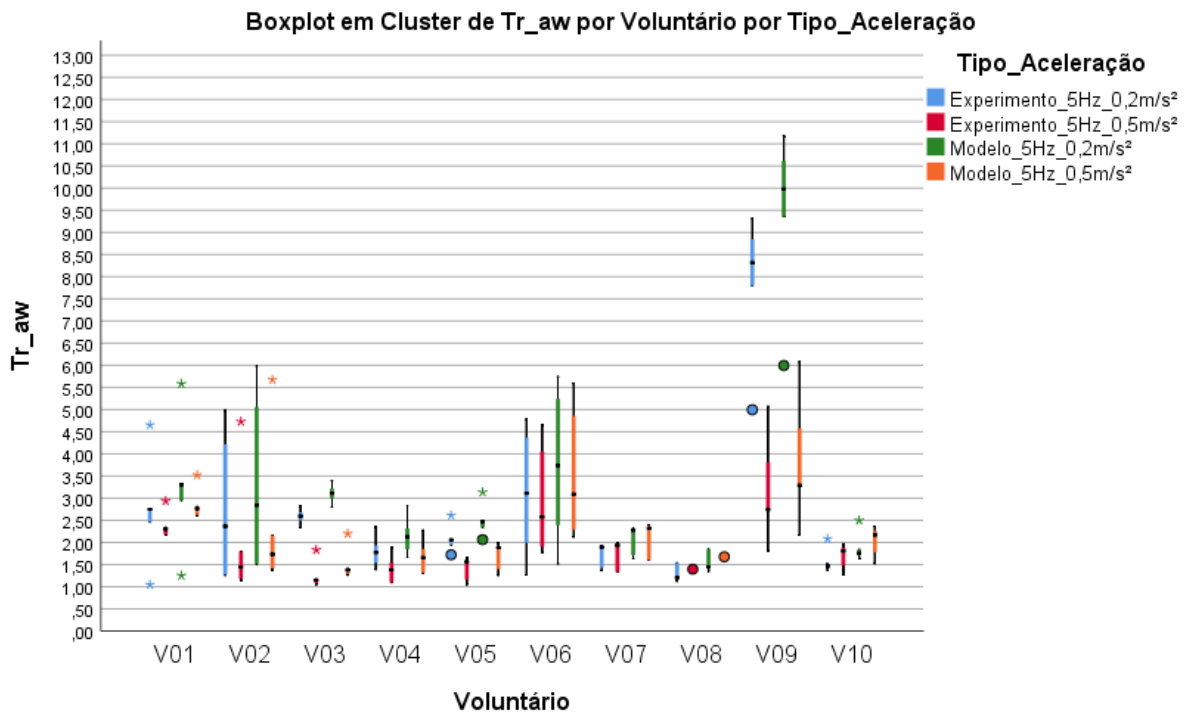


Figura 37: Comparativo da Transmissibilidade (Tr) assento-à-mão experimento em comparação com modelo calculada pela aceleração (a_w) entre 0,2 m/s² e 0,5 m/s² na frequência de 5 Hz.

Fonte: o próprio autor

O comparativo dos resultados da transmissibilidade (Tr) assento-à-mão dos dados calculados pela aceleração (a_w) na aceleração de 0,2 m/s² e 0,5 m/s² na mesma frequência de 30 Hz, indica que, tanto no experimento, quanto no modelo, não existe uma variação significativa entre os dados, com exceção do voluntário V17 que apresentou uma discrepância menor em relação aos demais dados, porém, estatisticamente, pode-se afirmar que a alteração da aceleração não é uma variável significativa de influência no resultado da Tr, como mostra a Figura 38.

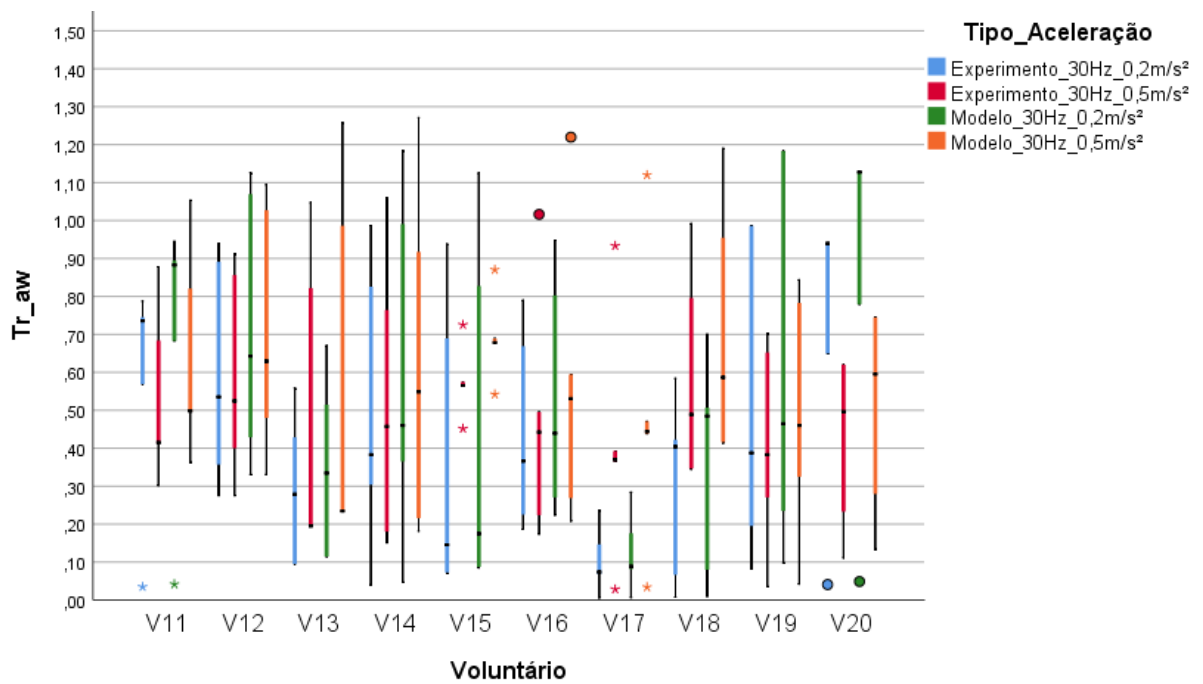


Figura 38: Comparativo da Transmissibilidade (Tr) assento-à-mão experimento em comparação com modelo calculada pela aceleração (a_w) entre 0,2 m/s² e 0,5 m/s² na frequência de 30 Hz.

Fonte: o próprio autor

5 CONCLUSÃO

A fundamentação teórica serviu como importante ferramenta para orientação do desenvolvimento do modelo de 4 graus de liberdade proposto. Por meio da revisão bibliográfica, conheceu-se os parâmetros corpóreos a serem utilizados, como massa, rigidez e amortecimento, assim como os parâmetros de momento de inércia.

O modelo computacional de 4 graus de liberdades desenvolvido para representar o comportamento dinâmico do corpo humano, por meio de uma excitação externa forçada, massa aparente, impedância mecânica e transmissibilidade de vibração e que considera o sistema corpo humano na posição sentada provenientes de experimentos reais na plataforma vibratória resultaram em valores de transmissibilidade geradas pelo modelo aparentemente concordantes aos valores medidos experimentalmente, o que sugere a validação do modelo de forma satisfatória. Portanto, valores unitários da variância mostram que os valores não estão tão distantes da média, pois o EQM para todos os voluntários foi menor que 0,04. Para o desvio padrão que indica que o erro se quiséssemos substituir um dos valores coletados pelo valor da média é mínimo, haja visto que o REQM para todos os voluntários foi menor que 0,09. E o coeficiente de correlação de curvas (CCC) calculados para todos os voluntários acima de 0,80 indicam que existe uma correlação positiva, eficaz ou satisfatória entre os dados da curva de entrada obtida experimentalmente e os dados da curva de saída obtida a partir do modelo de 4 graus de liberdade desenvolvido neste trabalho.

Os dados demonstraram que a frequência tem um efeito significativo na transmissibilidade assento-à-mão da VCI, sendo uma variável mais considerável no processo do que a variável aceleração.

A transmissibilidade pode apresentar um comportamento semelhante em determinadas condições como na Tr calculada pela aceleração (a_w) na frequência de 30 Hz.

Em outras esse comportamento semelhante não foi possível constatar como, por exemplo, na Tr calculada pela aceleração (a_w) na frequência de 5 Hz a 0,2 m/s² em que V2 e V6 apresentaram uma variação entre os testes e V9 apresentou um resultado superior aos demais e os demais voluntários apresentaram pouca variação entre os testes.

Neste sentido, pode-se dizer que a transmissibilidade no corpo humano é uma variável que deve ser analisada de indivíduo para a indivíduo, haja vista a variabilidade da transmissibilidade encontrada em baixa frequência (5 Hz) de voluntário para voluntário. Isso

pode significar que para baixas frequências a transmissibilidade da VCI em seres humanos torna-se uma variável dependente dos parâmetros corporais do ser humano.

Fica evidente que o corpo humano é altamente sensível aos níveis de vibração, e quando elementos discretos são utilizados para a modelagem de um sistema físico, o sistema associado de equações pode ser estabelecido como um modelo simples ao invés de um modelo complexo. Tais representações servem como referência para a solução de problemas práticos, além de proporcionar uma melhor compreensão do uso de ferramentas de análise de vibração de sistemas do corpo humano.

Para trabalhos futuros, propõe-se: (i) reproduzir o experimento com um grupo maior de indivíduos e em diversos valores de frequências para que se possa estabelecer um padrão mais conciso do comportamento da transmissibilidade assento-à-mão da vibração; (ii) fazer o experimento com acelerações com faixas de valores mais distantes para confirmar que a variável frequência tem maior influência na transmissibilidade assento-à-mão que a aceleração; (iii) fazer um experimento comparativo da análise da transmissibilidade com a variação dos parâmetros corporais e características físicas dos voluntários; (iv) analisar a transmissibilidade em diferentes posições das costas no encosto do banco.

REFERÊNCIAS

- AMARAL, T. P. (2015). **Implementação e verificação de um sistema de controle para plataforma de testes de vibração de corpo inteiro**. Trabalho de Graduação apresentado como requisito à obtenção do título de Bacharel em Engenharia Mecânica. Departamento de Engenharia Mecânica. Escola de Engenharia. Universidade Federal de Minas Gerais: Belo Horizonte, MG, Brasil, 2015.
- ANFLOR, C. T. M. (2003). **Estudo da transmissibilidade da vibração no corpo humano na direção vertical e desenvolvimento de um modelo biodinâmico de quatro graus de liberdade**. Dissertação para obtenção do título de mestre em engenharia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. Universidade Federal do Rio Grande do Sul: Porto Alegre, RS, 2003.
- ARSLAN, Y. Z. (2015). Experimental assessment of lumped-parameter human body models exposed to whole-body vibration. **Journal of Mechanics in Medicine and Biology**, v. 15, n. 3, p. 1550023_1-1550023_13, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1142/S0219519415500232>. Acesso em 11 nov. 2021.
- BAI, X-X.; XU, S-X.; CHENG, W.; QIAN, L-J. (2017). On 4-degree-of-freedom biodynamic models of seated occupants: Lumped-parameter modeling. In: **Journal of Sound and Vibration**, v. 402, p. 122-141. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jsv.2017.05.018>. Acesso em: 20 jul. 2022.
- BARBOSA, C. P. F. M. (2011). **Modelação biomecânica do corpo humano: aplicação na análise da marcha**. Dissertação de Mestrado. Departamento de Engenharia Mecânica, Escola de Engenharia, Universidade do Minho: Braga, Portugal, 2011.
- BECKER, T. (2006). **Desenvolvimento de uma mesa vibratória para estudos sobre vibração no corpo humano, medições em um grupo de motoristas e ajuste de um modelo biodinâmico**. Tese para obtenção do título de doutor em engenharia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre, RS, 2006.
- BELO, P. C. (2015). **Avaliação da Influência da Frequência e Amplitude de Vibração de Corpo Inteiro na Execução de Tarefa em Smartphones**. Trabalho de conclusão de curs. Faculdade Engenharia, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Minas Gerais: Belo Horizonte, MG, Brasil, 2015.

- BOEREMA, A. S.; HEESTERBEEK, M.; BOERSMA, S. A.; SCHOEMAKER, R.; DE VRIES, E. F. J.; VAN HEUVELEN, M. J. G.; DER ZEE, E. A. V.. (2018). Beneficial effects of whole-body vibration on brain functions in mice and humans. **Dose-Response**, v. 16, n. 4, p. 1-10, oct-dec., 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1177/1559325818811756>. Acesso em: 4 fev. 2022.
- BOILEAU, P-É; RAKHEJA, S (1998). Whole-body vertical biodynamic response characteristics of the seated vehicle driver: Measurement and model development, **International Journal of Industrial Ergonomics**, n. 22, p. 449–472, 1998.
- BRASIL. Portal Brasileiro de Dados Abertos. Fundação Jorge Duprat Figueiredo, de Segurança e Medicina do Trabalho – FUNDACENTRO, 2022. Disponível em: <https://dados.gov.br/organization/about/fundacao-jorge-duprat-figueiredo-de-seguranca-e-medicina-do-trabalho-fundacentro>. Acesso em: 21 jun. 2022.
- CARGNELUTTI, A. L. ; GOMES, H. M. ; QUINTAS, J. P. R. (2012). Analysis of the vibration levels of vibration plates according to ISO 2631-1 standard. **Revista Brasileira de Biomecânica** (Impresso), v. 13, p. 39-48, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.5281/zenodo.7044950>. Acesso em: 5 fev. 2022.
- CHAFFIN, D. B.; G. B. J. ANDERSSON; B. J. MARTIN (2006). **Occupational Biomechanics**, 4 ed. ISBN: 978-0-471-72343-1. 2006.
- CHAI, T.; DRAXLER, R. R. (2014). Root mean square error (RMSE) or mean absolute error (MAE)? – Arguments against avoiding RMSE in the literature. European Geosciences Union. **Geoscientific Model Development**, n. 7, p. 1247–1250, 2014.
- CHICCO, D.; WARRENS, M. J.; JURMAN, G. (2021). The coefficient of determination R-squared is more informative than SMAPE, MAE, MAPE, MSE and RMSE in regression analysis evaluation. **PeerJ Computer Science**, 7:e623, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.7717/peerj-cs.623>. Acesso em: 10 mar. 2022.
- COSTA, D. S. (2016). **Avaliação das vibrações induzidas no sistema mão-braço na prática de instrumento de percussão**. Dissertação de Mestrado. Faculdade de Ciências e Tecnologia, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Coimbra: Coimbra, Portugal, 2016.
- DE OSTERKAMP, L. K. (1995). **Current perspective on assessment of human body proportions of relevance to amputees**. *J Am Diet Assoc.* 1995;95(2):215-8.

- DEMPSTER, P.; AITKENS, S. (1995). **A new air displacement method for the determination of human body composition**. *Med Sci Sports Exerc.* 1995;27(12):1692-7.
- DESAI, R.; GUHA, A.; SESHU, P. (2018). Multibody Biomechanical Modelling of Human Body Response to Direct and Cross Axis Vibration. **Procedia Computer Science**, v. 133, p. 494-501. 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.procs.2018.07.062>. Acesso em 12 dez. 2021.
- DINIZ, C. A. F. (2019). **Estudo estereofotogramétrico da cinemática da cabeça de indivíduos com estresse visual**. Tese de doutorado. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. Escola de Engenharia. Universidade Federal de Minas Gerais: Belo Horizonte, MG, Brasil, 2019.
- DIRECTIVE, E. U. (2002); PROVISIONS, GENERAL. **Directive 2002/44/EC of the European Parliament and the Council of 25 June 2002 on the minimum health and safety requirements regarding the exposure of workers to the risks arising from physical agents (vibration)(sixteenth individual Directive within the meaning of Article 16 (1) of Directive 89/391/EEC)**. Official Journal of the European Communities, L, v. 117, n. 13, p. 6-7. 2002.
- DONADON, L.; DUARTE, M. e GALVEZ, J. (2012). Development of an active control system for a whole-body vibration platform. **Symposium Series in Mechatronics**. ABCM: Rio de Janeiro, RJ, Brasil, v.5, Section II – Control Systems, p 298-305. 2012. Disponível em: https://www.abcm.org.br/pages/abcm_symposium_series_in_mechatronics_vol_5. Acesso em: 10 out. 2021.
- DUARTE, M. L. M.; COSTAL, G. Z.; MARTINELLI, S. F.; NEVES, J. A. B. (2020). Effects of vehicular whole-body vibration on focus measured by a mobile app for brain training: A pilot study on the influence of gender and Attention Deficit Hyperactivity Disorder. IOS Press Content Library, **Journal Work**, v. 67, n.3, p. 641-654, 2020. Disponível em: <https://content.iospress.com/articles/work/wor203314>. Acesso em: 17 jan. 2022.
- DUARTE, M. L. M.; DE MELO, L. C.; DUARTE, L. O. M.; PETRINI, A. L. E. C. (2013). Effect of Whole Body Vibration (WBV) on Tasks: The Use of SMS on Mobile Phone. **EVACES'13 – Experimental Vibration Analysis for Civil Engineering Structures**, Ouro Preto, MG, Brasil, 2013.
- DUARTE, M. L. M.; PEREIRA, M. B. (2006). Vision influences whole-body human vibration comfort levels. **Shock and Vibration**, Belo Horizonte, v. 13, p. 367-377, 19 Jul. 2006.

- DUTRA, R. M. A.; MELO, G. C.; DUARTE, M. L. M. (2022). **Analysis of Seat-to-Hand Vibration Transmissibility in Seated Smartphone Users**. In: Bastos-Filho, T.F., de Oliveira Caldeira, E.M., Frizera-Neto, A. (eds) XXVII Brazilian Congress on Biomedical Engineering. CBEB 2020. IFMBE Proceedings, v. 83. Springer, Cham. 2022.
- FILHO, S. D. S.; BERNARDO, R. M.; SANTOS, F. A.; MEYER, P. F.; RONZIO, O. A.; GUEDES, S. S. V.; GASS, R.; CARDOSO, D. M.; DA SILVA, R. K.; REUTER, E. M.; PAIVA, D. N.; BERNARDO-FILHO, M. (2015). Exercícios de vibração de corpo inteiro em plataformas vibratórias: interesse científico. **Revista Saúde Santa Maria**, v. 41, n.2, p. 19-26, jul.-dez., 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.5902/2236583410880>. Acesso em: 5 mar. 2022.
- FIRMINO, S. G. (2017). **Influência da vibração de corpo inteiro em cobradores de ônibus avaliada através de teste de cognição**. Trabalho de conclusão de curso apresentado ao Departamento de Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais: Belo Horizonte, MG, Brasil, 2017.
- FLORES, B. C.; WAGNER, L. E.; HOPP, M. S.; RENNER, J. D. P.; CARDOSO, D. M.; MACHDO, G. R.; PAIVA, D.N.; (2018). Efeitos do treino com plataforma vibratória sobre a força muscular e capacidade funcional em idosas hígdas. **Revista Saúde Santa Maria**, v. 44, n. 3, 2018. Disponível em: <https://periodicos.ufsm.br/revistasauade/article/view/25317/pdf>. Acesso em: 5 mar. 2022.
- FREITAS, A. C. S.; GASPAR, J. F.; DE SOUZA, G. C. R. M.; INAMONICO, J. H.; BACHUR, C. K.; COELHO-OLIVEIRA, A. C.; CAPUTO, D. C. S.; TAIAR, R.; BERNARDO-FILHO, M.; SONZA, A. BACHUR, J. A. (2022). Os efeitos da vibração de corpo inteiro na cognição: uma revisão sistemática. **Journal of Human Growth and Development**, v. 32, n. 1, p. 108-119, 2022. Disponível em: <https://revistas.marilia.unesp.br/index.php/jhgd/article/view/12864>. Acesso em: 4 mar. 2022.
- FUERMAIER, A. B. M.; TUCHA, L.; KOERTS, J.; VAN DEN BOS, M.; REGTERSCHOT, G. R. H.; ZEINSTRA, E. B.; VAN HEUVELEN, M. J. G.; VAN DER ZEE, E. A.; LANGE, K. W.; TUCHA, O. (2014). Whole-body vibration improves cognitive functions of an adult with ADHD. **Attention Deficit and hyperactivity Disorders**, v.

- 6, n. 3, p. 211-220, 2014. Disponível em: <https://link.springer.com/article/10.1007/s12402-014-0149-7>. Acesso em: 4 mar. 2022.
- GRIFFIN, M. J. (2001). The validation of biodynamic models. *Clinical Biomechanics*, v. 16, n. 1, p. S81-S92, 2001. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(00\)00101-7](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(00)00101-7). Acesso em: 05 jan. 2022.
- GRIFFIN, M.J. (1996). **Handbook of Human Vibration**, 1st edition, London: Academic Press, 1996.
- HALL, S. J. (2016). **Biomecânica básica**; revisão técnica Eliane Ferreira. 7 ed. Rio de Janeiro, RJ: Guanabara Koogan, 2016.
- HINRICHS, R. N. (1990). **Adjustments to the segment center of mass proportions of Clauser et al. (1969)**. *J Biomech.* 1990;23(9):949-51.
- ISO 13090-1 (1998). **Mechanical vibration and shock — Guidance on safety aspects of tests and experiments with people — Part 1: Exposure to whole-body mechanical vibration and repeated shock**, Genebra, Switzerland: ISO - International Organization for Standardization, 1998.
- ISO 2631-1 (1997). **Mechanical vibration and shock - Evaluation of human exposure to whole-body vibration — Part 1: General requirements**, 1997. ISO - ISO/TC 108/SC 4 - Human Exposure To Mechanical Vibration And Shock, Genebra, Switzerland: ISO - International Organization for Standardization, 1997.
- ISO 2631-1 (2010). **Mechanical vibration and shock - Evaluation of human exposure to whole-body vibration — Part 1: General requirements**, 2010. ISO - ISO/TC 108/SC 4 - Human Exposure To Mechanical Vibration And Shock, Genebra, Switzerland: ISO - International Organization for Standardization, 2010.
- ISO 5349-1 (2001). **Mechanical vibration – Measurement and evaluation of human exposure to hand-transmitted vibration – Part 1: General requirements**, Genebra, Switzerland: ISO - International Organization for Standardization, 2001.
- ISO. International Organization for Standardization. Home Page. Disponível em: <https://www.iso.org/home.html>. Acesso em: 21 jun. 2022.
- Jl, T.; ZHOU, D.; ZHANG, Q. (2012). Models of a standing human body in vertical vibration. **Proceedings of the Institution of Civil Engineers-Structures and Buildings**, v. 166, n. 7, p. 367-378, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.1680/stbu.12.00010>. Acesso em: 12 Dez. 2021.

- KIM, E.; FARD, M.; KATO, K. (2020). A seated human model for predicting the coupled human-seat transmissibility exposed to fore-aft whole-body vibration. **Applied Ergonomics**, v. 84, p. 102929_1-102929_9, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2019.102929>. Acesso em: 14 out. 2021.
- KUMBHAR, P.; XU, P.; YANG, J. (2013). Evaluation of Human Body Response for Different Vehicle Seats Using a Multibody Biodynamic Model. In: **SAE 2013 World Congress & Exhibition**. SAE International: Detroit, Michigan, USA, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.4271/2013-01-0994>. Acesso em 10 jan. 2022.
- LIANG, Cho-C.; CHIANG, Chi-F. (2006). A study on biodynamic models of seated human subjects exposed to vertical vibration. In: **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 36, p. 869–890. Disponível em: <https://doi.org.ez27.periodicos.capes.gov.br/10.1016/j.ergon.2006.06.008>. Acesso em 25 jan. 2022.
- LIANG, Cho-C.; CHIANG, Chi-F. (2008). Modeling of a Seated Human Body Exposed to Vertical Vibrations in Various Automotive Postures. In: **Industrial Health**, v. 46, n. 2, p. 125–137. Disponível em: <https://doi.org/10.2486/indhealth.46.125>. Acesso em 25 jan. 2022.
- LIU, C.; QIU, Y. (2020). Nonlinearity in the localized apparent masses of the seated human body is exposed to vertical vibration. **Mechanical Systems and Signal Processing**, v. 135, p. 10639, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.ymsp.2019.106394>. Acesso em: 22 nov. 2021.
- LOPES, V. P. (2017). **Influência da vibração de corpo inteiro, mídias e iluminação artificial na cinemática ocular durante atividades de leitura realizadas por portadores de estresse visual: estudo preliminar**. Tese de Doutorado em Engenharia Mecânica. Universidade Federal de Minas Gerais: Belo Horizonte, MG, Brasil, 2017.
- LUCAS, L. K.; KO, Y. H. (2020). Modeling of the Human Body Under the Exposure to Recumbent Whole-body Vibration. **IOP Conference Series: Materials Science and Engineering**, v. 815, p. 012015. Disponível em: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1757-899X/815/1/012015>. Acesso em: 05 nov. 2021.
- MANSFIELD, N. J. (2005). **Human response to vibration**. Boca Raton, Florida: CRC Press, 2005.

- M-PRANESH, A.; RAKHEJA, S.; DEMONT, R. (2010). Influence of Support Conditions on Vertical Whole-body Vibration of the Seated Human Body. In: **Industrial Health**, v. 48, p. 682–697. Disponível em: <https://doi.org/10.2486/indhealth.MSWBVI-25>. Acesso em: 20 jan. 2022.
- NHO-09 (2013). **Procedimento Técnico - Avaliação da Exposição Ocupacional a Vibração de Corpo Inteiro**, São Paulo, SP: FUNDACENTRO, 2013. Disponível em: <http://antigo.fundacentro.gov.br/biblioteca/normas-de-higiene-ocupacional/publicacao/detalhe/2013/4/nho-09-procedimento-tecnico-avaliacao-da-exposicao-ocupacional-a-vibracao-de-corpo-inteiro>. Acesso em: 10 out. 2021.
- NICK, H. C.; DUARTE, M. L. M.; XAVIER, P. A. V. (2019). The Effects of Whole-Body Vibration (WBV) Evaluated Using Cognitive Brain-Training App Games on Tablet or Cell phone for Both Genders. **Augmented Human Research**. Augmented Human Research, Belo Horizonte, MG, v. 4, n. 1, p. 5, 21 fev. 2019.
- OGATA, K. (2010). **Modern Control Engineering**. 5 ed., Prentice-Hall, Upper Saddle River, New Jersey, USA, 2010.
- OLIVEIRA, F. T. (2014). **Avaliação da vibração de corpo inteiro de condutor de veículos**. Trabalho de conclusão de curso para obtenção do grau de Engenheiro Mecânico. Departamento de Engenharia Mecânica, Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília: Brasília, DF, Brasil, 2014.
- ORGANIZAÇÃO INTERNACIONAL DO TRABALHO (1979). **Convenção N. 148: Contaminação do ar, ruído e vibrações**. Aprovada na 63ª reunião da Conferência Internacional do Trabalho (Genebra — 1977), entrou em vigor no plano internacional em 11.7.79. Disponível em: https://www.ilo.org/brasilia/convencoes/WCMS_236121/lang--pt/index.htm. Acesso em: 01 jan. 2021.
- PEREIRA, G. B. O. (2018). **Sistema supervisorio para atuação conjunta de manipuladores robóticos aplicados a linhas de produção na indústria 4.0**. Trabalho de conclusão de curso. Faculdade de Engenharia, Universidade Federal de Juiz de Fora: Juiz de Fora, MG, Brasil, 2018.
- PEREIRA, P. C. (2005). **Nova modelagem biomecânica do corpo humano aplicável na análise e controle da locomoção**. Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde, Pontifícia Universidade Católica do Paraná: Curitiba, PR, Brasil, 2005.

- RAKHEJA, S.; DONG, R. G.; PATRA, S.; BOILEAU, P. -É.; MARCOTTE, P.; WARREN, C. (2010). Biodynamics of the human body under whole-body vibration: Synthesis of the reported data. In: **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 40, p. 710-732. Disponível em: [https://doi-org.ez27.periodicos.capes.gov.br/10.1016/j.ergon.2010.06.005](https://doi.org.ez27.periodicos.capes.gov.br/10.1016/j.ergon.2010.06.005). Acesso em: 20 jan. 2022.
- RAO, S. **Vibrações mecânicas**. 4 ed. São Paulo, SP: Pearson Prentice Hall, 2008.
- ROSEN, J.; ARCAN, M. (2003). Modeling the Human Body/Seat System in a Vibration Environment. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 125, n. 2, p. 223-231. Disponível em: <https://doi.org/10.1115/1.1559894>. Acesso em 10 out. 2021.
- ROTH, C. W. (2010). **Transmissibilidade da vibração e distribuição da pressão na interface assento-operador de tratores agrícolas em condições dinâmicas**. Tese de Doutorado em Engenharia Agrícola. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Agrícola, Universidade Federal de Santa Maria: Santa Maria, RS, Brasil, 2010.
- SALIBA, T. M. (2018). **Manual prático de avaliação e controle de vibração: PPRA**; colaboradores Márcia Angelin Chaves Côrrea, Maria Beatriz de Freitas Lanza. 5 ed. São Paulo, SP: LTr, 2018.
- SMITH, S. D. (2000). Modeling differences in the vibration response characteristics of the human body. **Journal of Biomechanics**, v.33, p. 1513-1516. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00119-6](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00119-6). Acesso em 14 set. 2021.
- TORTORA, G. J.; DERRICKSON, B. (2017). **Introduction to the human body**. 10 ed. Wiley. ISBN 13 978-1-118-58318-0 / 978-1-118-96353-1. 2017.
- TOSO, Marcelo André. (2016). Instrumentação e modelos biodinâmicos para simulação de carregamentos em estruturas submetidas a esforços da caminhada humana. Tese de doutorado. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, Porto Alegre, RS, 2016. Disponível em: <https://www.lume.ufrgs.br/handle/10183/143318>. Acesso em: 05 mar. 2022.
- VAN DE GRAAFF, K. M. **Anatomia humana**. São Paulo, SP: Manole, 2003.
- VÉR, I. L.; BERANEK, L. L. **Noise and Vibration Control Engineering: Principles and Applications**. 2. ed. New York: Wiley- Interscience, 2005.

- VIANA, P. A. X. (2019). **Influência da transmissibilidade de vibração no desempenho cognitivo (foco, subárea atenção)**. Monografia de graduação. Universidade Federal de Minas Gerais: Belo Horizonte, MG, Brasil, 2019.
- WANG, W.; LU, Y. (2018). Analysis of the Mean Absolute Error (MAE) and the Root Mean Square Error (RMSE) in Assessing Rounding Model. **IOP Conference Series: Materials Science and Engineering**, n. 324, 2018.